Физика диагностической радиологии



Пособие для Преподавателей и Студентов

Д.Р. Дэнс С. Кристофидес А.Д.А. Мэйдмент А.Д. Маклин К.Х. Ын

Технические редакторы



Русский текст учебного пособия является препринтом и неофициальным переводом до передачи авторских прав на перевод МАГАТЭ и окончательной корректуры под общей редакцией д.ф.-м.н. Богатов Н.М., д.м.н. Еремин А.Л., д.м.н. Поморцев А.В., к.ф.-м.н. Григорьян Л.Р., к.ф.-м.н. Коваленко М.С. – ФГБОУ ВО "Кубанский государственный университет".

Первичный перевод: Гассий М.В., Дуноян Г.В., Копылов Н.В., Кузнецов З.Л., Фёдоров И.В., Шилов В.П.

Макет выполнен в максимальном приближении к оригиналу на английском языке, размещенном в открытом доступе:

https://www.iaea.org/publications/8841/diagnostic-radiology-physics

Редакционная группа была бы благодарна за любые уточнения по совершенствованию переведенного пособия, присланные на адрес: <u>aeremin@yandex.ru</u>

Запрещается распространение препринта в коммерческих целях. Ссылка на препринт:

Физика диагностической радиологии: пособие для преподавателей и студентов. МАГАТЭ / Препринт / Перевод на русский под ред. Н.М. Богатов, А.Л. Еремин, А.В. Поморцев, Л.Р. Григорьян, М.С. Коваленко. – Краснодар: КубГУ, 2025. – 770 с.

ФИЗИКА ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ РАДИОЛОГИИ: ПОСОБИЕ ДЛЯ ПРЕПОДАВАТЕЛЕЙ И СТУДЕНТОВ

Членами Международного агентства по атомной энергии являются следующие государства:

АВСТРАЛИЯ АВСТРИЯ АЗЕРБАЙЛЖАН АЛБАНИЯ АЛЖИР АНГОЛА АРГЕНТИНА армения афганистан БАГАМСКИЕ ОСТРОВА **ΓΑΗΓΠΑ**ΠΕΙΙΙ БАХРЕЙН БЕЛАРУСЬ БЕ ПИЗ БЕЛЬГИЯ БЕНИН БОЛГАРИЯ БОЛИВИЯ БОСНИЯ И ГЕРЦЕГОВИНА БОТСВАНА БРАЗИЛИЯ БРУНЕЙ-ДАРУССАЛАМ БУРКИНА-ФАСО БУРУНЛИ БЫВШАЯ ЮГОСЛАВСКАЯ РЕСПУБЛИКА МАКЕДОНИЯ ВЕНГРИЯ БОЛИВАРИАНСКАЯ РЕСПУБЛИКА ВЕНЕСУЭЛА вьетнам ГАБОН ГАИТИ ΓΑΗΑ ГВАТЕМАЛА ГЕРМАНИЯ гонлурас ГРЕНИЯ ГРУЗИЯ ДАНИЯ ЛЕМОКРАТИЧЕСКАЯ РЕСПУБЛИКА КОНГО доминика ДОМИНИКАНСКАЯ РЕСПУБЛИКА ЕГИПЕТ ЗАМБИЯ ЗИМБАБВЕ ИЗРАИЛЬ инлия индонезия ИОРДАНИЯ ИРАК ИСЛАМСКАЯ РЕСПУБЛИКА ИРАН ирланлия ИСЛАНЛИЯ ИСПАНИЯ ИТАЛИЯ ЙЕМЕН

КАЗАХСТАН КАМБОДЖА КАМЕРУН КАНАЛА KATAP кения кипр КИТАЙ колумбия конго РЕСПУБЛИКА КОРЕЯ КОСТА-РИКА КОТ-Д'ИВУАР КУБА кувейт КЫРГЫЗСТАН ЛАОССКАЯ НАРОДНО-ДЕМОКРАТИЧЕСКАЯ РЕСПУБЛИКА ЛАТВИЯ ЛЕСОТО ЛИБЕРИЯ ЛИВАН ливия ЛИТВА ЛИХТЕНШТЕЙН ЛЮКСЕМБУРГ МАВРИКИЙ ИСЛАМСКАЯ РЕСПУБЛИКА мавритания МАЛАГАСКАР МАЛАВИ малайзия мали ΜΔΠΕΤΔ ΜΑΡΟΚΚΟ МАРШАЛЛОВЫ ОСТРОВА МЕКСИКА МОЗАМБИК МОНАКО монголия мьянма НАМИБИЯ НЕПАЛ НИГЕР НИГЕРИЯ НИДЕРЛАНДЫ НИКАРАГУА НОВАЯ ЗЕЛАНДИЯ НОРВЕГИЯ ОБЪЕДИНЕННАЯ РЕСПУБЛИКА ТАНЗАНИЯ ОБЪЕЛИНЕННЫЕ АРАБСКИЕ ЭМИРАТЫ OMAH ПАКИСТАН ΠΑΠΑΥ ΠΑΗΑΜΑ ПАПУА — НОВАЯ ГВИНЕЯ

ПАРАГВАЙ перу польша ПОРТУГАЛИЯ РЕСПУБЛИКА МОЛДОВА РОССИЙСКАЯ ФЕЛЕРАНИЯ РУАНЛА румыния САЛЬВАЛОР САН-МАРИНО САУДОВСКАЯ АРАВИЯ СВАЗИЛЕНЛ СВЯТОЙ ПРЕСТОЛ СЕНЕГАЛ СЕРБИЯ СЕЙШЕЛЬСКИЕ ОСТРОВА СИНГАПУР СИРИЙСКАЯ АРАБСКАЯ РЕСПУБЛИКА СЛОВАКИЯ СЛОВЕНИЯ СОЕДИНЕННОЕ КОРОЛЕВСТВО ВЕЛИКОБРИТАНИИ И СЕВЕРНОЙ ИРЛАНЛИИ СОЕДИНЕННЫЕ ШТАТЫ АМЕРИКИ СУЛАН СЬЕРРА-ЛЕОНЕ ТАЛЖИКИСТАН ТАИЛАНЛ того ТРИНИДАЛ И ТОБАГО ТУНИС ТУРЦИЯ УГАНЛА УЗБЕКИСТАН **УКРАИНА VPVГВАЙ** ФИДЖИ ФИЛИППИНЫ ФИНЛЯНЛИЯ ФРАНЦИЯ хорватия ЦЕНТРАЛЬНОАФРИКАНСКАЯ РЕСПУБЛИКА ЧАД ЧЕРНОГОРИЯ ЧЕШСКАЯ РЕСПУБЛИКА чили ШВЕЙЦАРИЯ ШВЕЦИЯ шри-ланка ЭКВАЛОР ЭРИТРЕЯ эстония эфиопия ЮЖНАЯ АФРИКА ЯМАЙКА япония

Устав Агентства был утверждён 23 октября 1956 года на Конференции по выработке Устава МАГАТЭ, которая состоялась в Центральных учреждениях Организации Объединённых Наций в Нью-Йорке. Устав вступил в силу 29 июля 1957 года. Центральные учреждения Агентства находятся в Вене. Главной целью Агентства является достижение «более скорого и широкого использования атомной энергии для поддержания мира, здоровья и благосостояния во всём мире».

ФИЗИКА ДИАГНОСТИЧЕСКОЙ РАДИОЛОГИИ: ПОСОБИЕ ДЛЯ ПРЕПОДАВАТЕЛЕЙ И СТУДЕНТОВ

ОДОБРЕНО:

АМЕРИКАНСКОЙ АССОЦИАЦИЕЙ ФИЗИКОВ В МЕДИЦИНЕ, ФЕДЕРАЦИЕЙ ОРГАНИЗАЦИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ АЗИИ И ОКЕАНИИ, ЕВРОПЕЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИЕЙ ОРГАНИЗАЦИЙ МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ

МЕЖДУНАРОДНОЕ АГЕНТСТВО ПО АТОМНОЙ ЭНЕРГИИ ВЕНА, 2014

УВЕДОМЛЕНИЕ ОБ АВТОРСКОМ ПРАВЕ

Все научные и технические публикации МАГАТЭ защищены положениями Всемирной конвенции об авторском праве, принятой в 1952 году (Берн) и пересмотренной в 1972 году (Париж). Впоследствии авторские права были распространены Всемирной организацией интеллектуальной собственности (Женева) также на интеллектуальную собственность в электронной и виртуальной форме. Для полного или частичного использования текстов, содержащихся в печатных или электронных публикациях МАГАТЭ, должно быть получено разрешение, которое обычно является предметом соглашений о роялти. Предложения о некоммерческом воспроизведении и переводе приветствуются и рассматриваются в каждом случае в отдельности. Вопросы следует направлять в Издательскую секцию МАГАТЭ по адресу:

Группа маркетинга и сбыта, Издательская секция Международное агентство по атомной энергии Венский международный центр РО Вох 100 1400 Vienna, Austria Факс: (+43-1) 2600 29302 Тел.: (+43-1) 2600 22417 Эл. почта: sales.publications@iaea.org http://www.iaea.org/books

© МАГАТЭ, 2014

Напечатано МАГАТЭ в Австрии Сентябрь 2014 STI/PUB/1564

Каталогизация библиотеки МАГАТЭ в издательских данных

Diagnostic radiology physics : a handbook for students and teachers. — Vienna : International Atomic Energy Agency, 2014. p. ; 24 cm. STI/PUB/1564 ISBN 978-92-131010-1 Включает библиографические ссылки.

 Радиология, Медицина — пособия, руководства и т.д. 2. Медицинская физика — пособия, руководства и т.д. 3. Радиационная дозиметрия.
 Диагностическая визуализация.

I. Международное агентство по атомной энергии.

IAEAL

14-00898

ПРЕДИСЛОВИЕ

Одним из важных направлений деятельности МАГАТЭ является обучение специалистов, ответственных за применение радиации. Это справедливо для радиационной медицины не меньше, чем для других областей, где специалист-физик должен не только понимать физические принципы, но и обладать углублёнными знаниями об их применении в медицинской практике. В связи с этим МАГАТЭ уже давно оказывает поддержку образованию в этих областях путем принятия руководящих документов и, что важно, более непосредственно через программы сотрудничества, включая поддержку государств-членов в развитии их собственной университетской инфраструктуры лля программ последипломного образования в области медицинской физики, разработку клинической подготовке и. последнее руководств ПО В время. образовательных веб-ресурсов.

В 2005 году МАГАТЭ опубликовало книгу «Физика радиационной онкологии: пособие для преподавателей и студентов», которая стала результатом процесса определения согласованной учебной программы для университетского образования медицинских физиков в области радиационной онкологии. После успеха этой публикации стало очевидно, что аналогичная потребность существует и в двух других специальностях медицинской физики, а именно в диагностической радиологии и ядерной медицине. Эта потребность стала осознанной в результате увеличения важности медицинской визуализации во всех областях радиационной медицины, включая радиационную онкологию, а также в связи с растущей осведомленностью о все более широком использовании сложного диагностического оборудования и методов, таких как компьютерная томография, маммография и интервенционная радиология. Параллельно с этим в последнее десятилетие наблюдается оцифровка медицинских технологий, основанных на изображениях, со свойственными условиями для качественных процессов.

Данное руководство призвано стать основой для обучения медицинских физиков, начинающих обучение в университетах в области диагностической радиологии. Этого удалось достичь благодаря вкладу 41 автора и/или рецензента из 12 стран. 24 главы включают широкий спектр тем, относящихся к физике диагностической радиологии, в том числе радиационную физику, дозиметрию и КИП, качество изображения и его восприятие, специфические темы по методам визуализации, недавние прорывы в области цифровых технологий, а также радиационную биологию и защиту. Руководство не предназначено для замены большого количества имеющихся учебников по многим аспектам физики диагностической радиологии, которые все равно будут необходимы для углубления знаний по конкретным темам, рассматриваемым здесь. Ожидается, что это руководство успешно заполнит пробел в учебном материале по медицинской радиационной физике при визуализации, обеспечив в одном томе максимально возможный охват, доступный сегодня. Его широкое распространение МАГАТЭ будет способствовать согласованности образования в области физики диагностической радиологии и станет исходным справочником для большинства программ клинической подготовки МАГАТЭ в этой области. Оно будет полезно для тех, кто готовится к сертификации в качестве медицинских физиков, радиологов и рентгенологов.

Данное пособие одобрено следующими международными профессиональными организациями: Американской ассоциацией физиков в медицине (ААРМ), Федерацией организаций медицинской физики Азии и Океании (АFOMP), Европейской федерацией организаций медицинской физики (EFOMP).

Выражаем благодарность следующим международным экспертам за большой вклад в разработку предыдущей версии учебной программы: Р. Новотны (Австрия) и М. Сандборг (Швеция). Следующие лица внесли большой вклад в подготовку данного руководства в качестве технических редакторов: С. Кристофидес (Кипр), Д.Р. Дэнс (Соединённое Королевство), А.Д.А. Мэйдмент (Соединённые Штаты Америки) и К.Х. Ын (Малайзия). Научными сотрудниками МАГАТЭ, ответственными за проект, были (в хронологическом порядке): Ф. Перничка, А.Д. Маклин, Х. Делис.

РЕДАКЦИОННОЕ ПРИМЕЧАНИЕ

Хотя для соблюдения точности информации, содержащейся в настоящей публикации, были приложены большие усилия, ни МАГАТЭ, ни его государства-члены не несут ответственности за последствия, которые могут возникнуть в результате её использования.

Использование тех или иных названий стран или территорий не означает какоголибо суждения со стороны издателя — МАГАТЭ — относительно правового статуса таких стран или территорий, их органов и учреждений либо относительно определения их границ.

Упоминание названий конкретных компаний или продуктов (независимо от того, указаны ли они как зарегистрированные) не означает какого-либо намерения нарушить права собственности и не должно рассматриваться как одобрение или рекомендация со стороны МАГАТЭ.

МАГАТЭ не несет ответственности за сохранность или точность URL-адресов внешних или сторонних веб-сайтов в интернете, упоминаемых в данной книге, и не гарантирует, что какой-либо контент на таких веб-сайтах является или будет оставаться достоверным или уместным.

введение

Применение физических принципов для выявления внутренних структур организма поразило воображение медиков в конце XIX века и быстро стало основой практики диагностической радиологии. Усилия ученых-физиков продолжали способствовать инновациям в области медицинской визуализации благодаря развитию различных технологий, включая специализацию рентгеновских аппаратов для исследования молочной железы, кровеносных сосудов, движущихся сосудов, зубов и костей. Использование высокочастотных звуковых плотности волн позволило мгновенно получать изображения мягких тканей без опасности, связанной с ионизирующим излучением. Использование математической реконструкции изображений позволило визуализировать участки тела, сведя на нет путанницу, вызванную вышележащими тканями, как это наблюдается в компьютерном томографе и магнитно-резонансном томографе, а развитие компьютеров позволило осуществлять электронный захват, обработку и передачу медицинских изображений.

Как было быстро обнаружено при применении рентгеновских лучей для медицинской визуализации, использование излучения на живых тканях не лишено риска биологического повреждения. Измерение радиации, ее взаимодействия с веществом и биологических эффектов привело к изучению радиационной дозиметрии, радиационной биологии и эпидемиологии. Эти исследования становятся все более важными в современной радиологической визуализации, поскольку количество, продолжительность и сложность рентгеновских процедур, получаемых населением, продолжают быстро расти.

Именно в этой сложной обстановке медицинский физик, наряду с радиологами и рентгенологами, играет важную роль в многопрофильной команде, необходимой для медицинской диагностики. Медицинские физики должны уметь консультировать по принципам и практике использования оборудования для визуализации, помогать в процессах закупки и обеспечения качества. Они должны измерять дозу излучения, получаемую особенно персоналом И, что важно, пациентами, проходящими диагностические исследования. Они должны уметь консультировать по оптимальному качеству изображения, необходимому для диагностического процесса, и вносить вклад в научные исследования. Они также хорошо подготовлены к тому, чтобы взять на себя ответственность за безопасное использование радиации в медицинском учреждении.

Эта книга посвящена студентам и преподавателям, участвующим в программах подготовки специалистов для работы в диагностической

радиологии. в ней преподаются основы физики диагностической радиологии и ее применение в современной медицине. Как таковая, она полезна для студентов выпускных курсов программ медицинской физики, ординаторов по диагностической радиологии и студентов старших курсов программ по радиографическим технологиям. Уровень понимания изложенного материала, разумеется, будет различным для разных групп студентов, однако базовый язык и знания для всех групп студентов одинаковы. Текст также является основным пособием для ординаторов по медицинской физике, проходящих программу клинической подготовки, а также для кандидатов, готовящихся к сдаче профессиональных сертификационных экзаменов.

Текст написан для поддержки набора курсов, содержание которых обеспечивает необходимые знания по диагностической и интервенционной радиологической физике для всей современной диагностической радиологии. Хотя текст в основном предназначен для специалистов в области диагностической радиологии, некоторые его разделы могут представлять интерес и для специалистов других отраслей медицины, использующих ионизирующее излучение для лечения заболеваний (лучевая терапия и ядерная медицина). Содержание также полезно для физиков, занимающихся изучением радиационной опасности и радиационной защиты (физика здоровья).

Эта книга представляет собой совместную работу специалистов из разных стран, объединенных общей целью распространить свои знания и опыт в области физики диагностической радиологии среди широкой международной аудитории преподавателей и студентов.

С. Кристофидес Д.Р. Дэнс А.Д.А. Мэйдмент А.Д. Маклин К.Х. Ын

СОДЕРЖАНИЕ

ГЛАН	BA 1.	ОСНОВЫ АТОМНОЙ И ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ	.19
1.1.	ввелн	ЕНИЕ	19
1.2.	КЛАС	СИФИКАЦИЯ ИЗЛУЧЕНИЙ	19
	1.2.1.	Электромагнитное излучение	.19
	1.2.2.	Корпускулярное излучение	.20
	1.2.3.	Ионизирующее и неионизирующее излучение	.21
1.3.	СТРУК	СТУРА АТОМОВ И ЯДЕР	21
	1.3.1.	Основные определения	.21
	1.3.2.	Структура атома	.24
1.4.	PEHTI	ЕНОВСКИЕ ЛУЧИ	26
	1.4.1.	Образование характеристического рентгеновского излучен	ия
		и оже-электронов	.26
	1.4.2.	Излучение от ускоренного заряда, тормозное	
		излучение	.29
ГЛАН	BA 2.	ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ	.30
2.1.	ВВЕДІ	ЕНИЕ	30
2.2.	ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ФОТОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ		31
	2.2.1.	Фотоэффект	.32
	2.2.2.	Томсоновское рассеяние	.34
	2.2.3.	Когерентное (Рэлеевское) рассеяние	.37
	2.2.4.	Комптоновское рассеяние свободными электронами	.39
	2.2.5.	Коэффициенты рассеяния и переноса энергии	.41
	2.2.6.	Некогерентное рассеяние	.42
	2.2.7.	Образование пар и триплетов	.43
2.3.	КОЭФ	ФИЦИЕНТЫ ПОГЛОЩЕНИЯ ФОТОНОВ	43
	2.3.1.	Линейный коэффициент поглощения	.44
	2.3.2.	Экспоненциальное поглощение	.44
	2.3.3.	Массовый коэффициент поглощения	.45
	2.3.4.	Массовые коэффициенты переноса и	
		поглощения энергии	.45
	2.3.5.	Вклад отдельных взаимодействий в общий коэффициент	
		ослабления массы	.46
	2.3.6.	Коэффициенты для соединений и смесей	.48
2.4.	ВЗАИ	МОДЕИСТВИЕ ЭЛЕКТРОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ	49
	2.4.1.	Ионизирующие (столкновительные) взаимодействия и	
		ионизирующая тормозная способность	.49
	2.4.2.	Радиационные взаимодействия и радиационная тормозная	
		способность	.51

	2.4.3.	Полная тормозная способность	51
	2.4.4.	Тормозная способность в соединениях и смесях	52
	2.4.5.	Линейная передача энергии	53
2.5.	ИСТОч	ІНИКИ ДАННЫХ	53
ГЛАН	BA 3.	ОСНОВЫ ДОЗИМЕТРИИ	55
3.1.	ввелг	ЕНИЕ	55
3.2.	велич	ИНЫ И ЕЛИНИЦЫ. ИСПОЛЬЗУЮШИЕСЯ ДЛЯ ОПИСАН	ИЯ
	ВЗАИМ	ИОДЕЙСТВИЙ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ С	
	ВЕЩЕ	СТВОМ	55
	3.2.1.	Радиационные поля: Флюенс и энергия флюенса	56
	3.2.2.	Переносимая энергия, чистая переданная энергия,	
		сообщенная энергия	57
	3.2.3.	Керма и керма столкновений	59
	3.2.4.	Керма для фотонов	60
	3.2.5.	Поглощенная доза	62
	3.2.6.	Керма и погощенная доза	63
	3.2.7.	Диагностические дозиметры	65
3.3.	PABHO	ОВЕСИЕ ЗАРЯЖЕННЫХ ЧАСТИЦ В ДОЗИМЕТРИИ	65
	3.3.1.	Равновесие заряженных частиц	65
	3.3.2.	Взаимосвязь между поглощенной дозой, кермой	
		столкновения и облучением при равновесии	
		заряженных частиц	68
	3.3.3.	Условия, обеспечивающие работу равновесия заряженных	
		частиц или приводящие к его несостоятельности	69
3.4.	TEOP	ия полости	70
	3.4.1.	Теория полостей Брэгга-Грея	70
	3.4.2.	Теорема Фано	71
	3.4.3.	Другие размеры полостей	72
3.5.	ПРАКТ	ГИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ С ПОМОЩЬЮ ИОННЫХ	
	KAME	Ρ	73
ГЛАН	BA 4.	ПОКАЗАТЕЛИ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ	76
4.1.	ввелг	ЕНИЕ	76
4.2.	OCHO	ВЫ ТЕОРИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ	77
	4.2.1.	Теория линейных систем	77
	4.2.2.	Стохастические свойства	80
	4.2.3	Теория семплирования	
4.3.	КОНТИ	PACT	
	4.3.1	Опрелеление	
	4.3.2	Типы контрастов	

	4.3.3.X	арактеристика оттенков серого	87
4.4.	НЕРЕЗ	ĸoctp	88
	4.4.1.	Количественная оценка нерезкости	89
	4.4.2.	Измерение нерезкости	93
	4.4.3.	Разрешение каскадной системы формирования	
		изображений	95
4.5.	ШУМ	•	96
	4.5.1.	Пуассоновский характер фотонов	97
	4.5.2.	Меры дисперсии и корреляции/ковариации	98
	4.5.3.	Спектры мощности шума	100
	4.5.4.	Спектры мощности шумов каскадной системы формиров	зания
		изображений	104
4.6.	АНАЛ	ИЗ СИГНАЛА И ШУМА	106
	4.6.1.	Квантовое отношение сигнал/шум	106
	4.6.2.	Квантовая эффективность детектирования	107
	4.6.3.	Отношение сигнал/шум	110
	4.6.4.	ОСШ ² /доза	112
ГЛАН	BA 5.	РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ	114
5.1.	ВВЕЛІ	ЕНИЕ	114
	5.2.1.	Тормозное излучение	114
	5.2.2.	Характерное излучение	116
	5.2.3.	Спектр рентгеновских лучей	117
5.3.	PEHTI	ЕНОВСКИЕ ТРУБКИ	118
	5.3.1.	Компоненты рентгеновской трубки	118
	5.3.2.	Катод	119
	5.3.3.	Анод	122
5.4.	ПОДА	ЧА ПИТАНИЯ И УПРАВЛЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ	
	ТРУБК	СОЙ	129
	5.4.1.	Цепь накала	130
	5.4.2.	Генерирование напряжения на трубке	130
	5.4.3.	Время экспозиции	134
	5.4.4.	Падающая нагрузка	135
5.5.	НОМИ	ІНАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК И	
	ГЕНЕР	PATOPOB	136
	5.5.1.	Рентгеновская трубка	136
	5.5.2.	Корпус трубки	137
	5.6.1.	Коллиматор и световое поле	138
	5.6.2.	Собственная фильтрация	139
	5.6.3.	Свойственная фильтрация	140
	5.6.4.	Компенсационные фильтры	140

5.7.	ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА СПЕКТРЫ И ВЫХОД			
	ΡΕΗΤΓ	ЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ	141	
	5.7.1.	Величины, описывающие выход рентгеновских лучей	141	
	5.7.2.	Напряжение и ток трубки	141	
	5.7.3.	Пульсация напряжения на трубке	142	
	5.7.4.	Угол анода	143	
5.8.	ФИЛЬТ	ГРАЦИЯ	143	
Глава	6.	ПРОЕКЦИОННАЯ РАДИОГРАФИЯ	145	
61	рреле	ние	145	
6.1.	тори	ΜΠΠΕ	145	
0.2.	ΦΟΓΜΠ 6 2 1	VIFODATIVIE FEITTI EHODEKOTO VISODFAMETIVIA	1/15	
	622	Сометрия проекционной рентренографии	1/18	
	623	Влияние геометрии проекции	148	
	624	Визуацизация с урелицением	153	
	625	Контрастице решестра	155	
	626	Пвухэнергетическая визуапизация	155	
	627	Вибор техники	155	
63	PACCE	ЗИНОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ В ПРОЕКЦИОННОЙ	155	
0.01	PEHT	ЕНОГРАФИИ	160	
	6.3.1.	Происхожление рассеянного излучения	161	
	6.3.2.	Величина рассеяния	161	
	6.3.3.	Эффект рассеяния	165	
	6.3.4.	Методы уменьшения рассеяния – антирассеивающие		
		решетки	166	
	6.3.5.	Другие методы уменьшения рассеянного излучения	170	
ГЛАЕ	SA 7.	РЕЦЕПТОРЫ ДЛЯ ПРОЕКЦИОННОИ	1.7.5	
		РЕНТГЕНОГРАФИИ	175	
7.1.	ВВЕДЕ	ЕНИЕ	175	
7.2.	ОБЩИ	Е СВОЙСТВА РЕЦЕПТОРОВ	176	
	7.2.1.	Чувствительность рецептора	176	
	7.2.2.	Шум рецептора рентгеновских лучей	180	
	7.2.3.	Отклик шкалы серого и динамический диапазон	183	
	7.2.4.	Размытие рецептора	184	
	7.2.5.	Шум фиксированного изображения	187	
7.3.	ПЛЕНО	ОЧНЫЕ И ЭКРАННО-ПЛЕНОЧНЫЕ СИСТЕМЫ	187	
	7.3.1.	Системы	187	
	7.3.2.	Экран	189	
	7.3.3.	Фотографическая пленка и фотографический процесс	192	
	7.3.4.	Характеристики серого цвета пленочных изображений	195	

	7.3.5.	Взаимность	197
	7.3.6.	Характеристики изображения на экранной пленке	197
71	шифр	OBLIE PEUEUTOPH	202
/.4.	7/1	Инфров не системи формирования изображений	202
	7.4.1.	Комплотерная ралиография	202
	7.4.2.	Компьютерная радиография	205
	7.4.3.	Пругие системи	.1200
	7.4.4.	Другие системы	
	7.4.5.	Сравнение нифровых изооражении	210
	7.4.0.	Сравнение цифровых и аналоговых систем	
ГЛА	BA 8.	СИСТЕМЫ ФЛЮОРОСКОПИЧЕСКОЙ	
		ВИЗУАЛИЗАЦИИ	221
81	BBEЛ	ЕНИЕ	221
82	ФЛЮ	ОРОСКОПИЧЕСКОЕ ОБОРУЛОВАНИЕ	221
0.2.	821	Пепонка формирования флюорографических изображени	й221 й222
	822	Автоматический контроль экспозиции	228
	823	Электронное увеличение	229
83	КАЧЕ	СТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ И КОНФИГУРАНИЯ	
0.5.	OFOP	УЛОВАНИЯ	230
	831	Контраст	230
	832	Шум	232
	8.3.3.	Резкость	232
	8.3.4.	Артефакты	233
8.4.	ЛОПО	ЛНИТЕЛЬНЫЕ РЕЖИМЫ ВИЗУАЛИЗАНИИ	234
	8.4.1.	Пифровая съемка	
	8.4.2.	Пифровая субтракционная ангиография.	234
8.5.	КОНС	ТРУКЦИЯ ЛЛЯ КОНКРЕТНОГО ПРИМЕНЕНИЯ	
0.01	8.5.1.	Выносные рентгеноскопические системы	
	8.5.2	Сосулистая и интервенционная ралиология.	239
	8.5.3.	Карлиология	239
	8.5.4.	Нейроралиология	240
	8.5.5.	Мобильные флюороскопы	240
8.6.	ВСПО	МОГАТЕЛЬНЫЕ ТЕМЫ	241
	8.6.1.	Устройство для точечной пленки	241
	8.6.2.	Режимы работы	241
	8.6.3.	Рекурсивная фильтрация	243
8.7.	ДОЗИ	МЕТРИЧЕСКИЕ СООБРАЖЕНИЯ ПРИ	
	PEHTI	ГЕНОСКОПИИ	244
	8.7.1.	Индикаторы дозы облучения кожи	244
	8.7.2.	Соображения радиационной безопасности для зашиты	
		пациентов	246

	8.7.3.	Соображения радиационной безопасности для защиты	
		оператора	247
ГЛАІ	BA 9.	МАММОГРАФИЯ	249
9.1.	ВВЕДЕ	ЕНИЕ	249
9.2.	РАДИ	ОЛОГИЧЕСКИЕ ТРЕБОВАНИЯ К МАММОГРАФИИ	249
9.3.	PEHTI	ЕНОВСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ	252
	9.3.1.	Трубки, фильтры и спектры	254
	9.3.2.	Компрессия	258
	9.3.3.	Сетки	259
	9.3.4.	AEC	261
	9.3.5.	Маммография с увеличением	263
9.4.	РЕЦЕГ	ІТОРЫ ИЗОБРАЖЕНИЙ	265
	9.4.1.	Экранно-пленочная маммография	265
	9.4.2.	Цифровая маммография	268
9.5.	ОТОБІ	РАЖЕНИЕ МАММОГРАММ	271
	9.5.1.	Отображение пленочных маммограмм	271
	9.5.2.	Отображение шифровых маммограмм	272
9.6.	ТОМО	СИНТЕЗ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ.	274
9.7.	КТ МС	ОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ	275
9.8.	КОМП	ЬЮТЕРНАЯ ЛИАГНОСТИКА	276
9.9.	СИСТИ	ЕМЫ ДЛЯ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ БИОПСИИ	278
9.10.	ЛОЗА	ИЗЛУЧЕНИЯ	279
,	<u> </u>		
ГПАІ	RA 10	СПЕНИА ЛЬНЫЕ ТЕМЫ В РЕНТГЕНОГРАФИИ	284
1 717 11	<i>J</i> 11 10.		204
10.1	ввелн	НИЕ	284
10.1	СТОМ	АТОЛОГИЧЕСКАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ	285
10.2.	10 2 1	Ввеление	285
	10.2.1.	Технология	286
	10.2.2.	Стоматологическая дозиметрия	288
10.3	моби	ПРАВЛЕНИ И ФИНОВОЛИ И ССКАЗ ДОЗИМЕНТИИ И ФИНОВОСКОПИЯ	289
10.5.	10.3.1	Ввеление	289
	10.3.1	Технология	290
	10.3.2.	Качество изображения	291
	10.3.4	Ралианионная защита	
104	DXA	т адпаднонная защита	
10.4.	ОБЫЧ	НАЯ ТОМОГРАФИЯ И ТОМОСИНТЕЗ	292
10.5.	10 5 1		275
	10.5.1.	Припожения томографии	298
	10.5.4.	reprised and paper and a second secon	

ГЛАЕ	BA 11.	КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ	300
11.1.	ВВЕДЕ	ЕНИЕ	300
11.2	ПРИНІ	ЦИПЫ КТ	300
	11.2.1.	Проекция рентгеновского излучения, ослабления и полу	чение
		профилей пропускания	300
	11.2.2.	Подразделения Хаунсфилда	302
11.3.	СИСТЕ	ЕМА КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ	304
	11.3.1.	Исторические и текущие конфигурации сбора данных	304
	11.3.2.	Портал и стол	305
	11.3.3.	Рентгеновская трубка и генератор	307
	11.3.4.	Коллимация и фильтрация	307
	11.3.5.	Детекторы	308
11.4.	BOCCT	ГАНОВЛЕНИЕ И ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ	311
	11.4.1.	Общие понятия	311
	11.4.2.	Пространство объектов, пространство изображений и	
		пространство Радона	312
	11.4.3.	Обратная проекция с фильтрацией и другие	
		реконструкции	313
11.5.	АКВИЗ	ВИЦИЯ	318
	11.5.1.	Сканирование проекционной рентгенограммы	318
	11.5.2.	Аксиальная компьютерная томография	319
	11.5.3.	Спиральная компьютерная томография	320
	11.5.4.	МДКТ-сканирование	321
	11.5.5.	КТ сердца	322
	11.5.6.	КТ-флюороскопия и интервенционные процедуры	323
	11.5.7.	Специальные приложения	325
11.6.	КАЧЕС	СТВО КТ ИЗОБРАЖЕНИЯ	326
	11.6.1.	Качество изображения	327
	11.6.2.	Исследования клинических наблюдателей	330
	11.6.3.	Влияние параметров получения и реконструкции на кач	ество
		изображения	331
	11.6.4.	Артефакты	333
ГЛАЕ	BA 12.	ФИЗИКА УЛЬТРАЗВУКА	337
12.1.	ВВЕДЕ		337
12.2.	УЛЬТР	АЗВУКОВЫЕ ПЛОСКИЕ ВОЛНЫ	338
	12.2.1.	Одномерные ультразвуковые волны	338
	12.2.2.	Акустическое давление и интенсивность	339
	12.2.3.	Отражение и передача	339
	12.2.4.	Затухание	341

12.3.	УЛЬТР	АЗВУКОВЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ	342
	12.3.1.	Скорость звука, акустический импеданс и коэффициент	
		затухания	
	12.3.2.	Рассеяние	
	12.3.3.	Нелинейное распространение	
12.4.	УЛЬТР	АЗВУКОВАЯ ТРАНСДУКЦИЯ	344
	12.4.1.	Пьезоэлектрические устройства	
	12.4.2.	Передаваемый импульс	
	12.4.3.	Излучение и дифракция	
12.5.	ФИЗИН	КА ДОППЛЕРА	348
	12.5.1.	Эффект Допплера	
	12.5.2.	Непрерывный волновой допплер	
	12.5.3.	Импульсно-волновой допплер	350
12.6.	БИОЛО	ОГИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ УЛЬТРАЗВУКА	352
	12.6.1.	Механизмы биоэффектов	352
	12.6.2.	Оказатели акустического выхода	.353
	12.6.3.	Безопасность пациента	354
ГЛАН	BA 13.	УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ	.357
13.1.	ВВЕДЕ	ЕНИЕ	357
13.2.	ПРИНІ	<u> </u>	357
	13.2.1.	Электронная фокусировка и управление лучом	357
	13.2.2.	Характеристики луча массива	.359
	13.2.3.	Методы мультифокальной визуализации	
13.3.	ПРИБС	ОРЫ И ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ В ДВУХМОДОВОМ	
	РЕЖИМ	ME	365
13.4.	COBPE	ЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ	368
	13.4.1.	Визуализация с контрастным усилением	
	13.4.2.	Гармоническая визуализация тканей	
	13.4.3.	Визуализация с кодированным возбуждением	
	13.4.4.	Трехмерная и четырехмерная визуализация	
13.5.	ЦВЕТН	НАЯ ПОТОКОВАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ	373
	13.5.1.	Режимы визуализации потока	
	13.5.2.	Тканевая допплеровская визуализация	
13.6.	APTE	РАКТЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ И ОБЕСПЕЧЕНИЕ КАЧЕСТВА	375
	13.6.1.	Артефакты изображения в В-режиме	
	13.6.2.	Спекл	
	13.6.3.	Фантомы и методы обеспечения качества	380
ГЛАР	BA 14.	ФИЗИКА МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА	.383
14 1	ввеле	ЕНИЕ	

14.2.	лиг		
	14.2.1.	Ядро: спин, угловой и магнитный момент	
	14.2.2.	Внешнее магнитное поле и намагниченность	
	14.2.3.	Возбуждение и обнаружение	
14.3.	РЕЛАК	САЦИЯ И КОНТРАСТ ТКАНЕЙ	
	14.3.1.	<i>T</i> ₁ и <i>T</i> ₂ релаксации	
	14.3.2.	Уравнения Блоха с релаксационными членами	392
	14.3.3.	<i>T</i> ₂ * релаксация	392
	14.3.4.	Контрастные вещества	393
	14.3.5.	Свободная индукция распада	394
14.4.	МР СП	ЕКТРОСКОПИЯ	
14.5.	ПРОСТ	ГРАНСТВЕННОЕ КОДИРОВАНИЕ И ОСНОВНЫЕ	
	ИПУЛ	ЬСНЫЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ	
	14.5.1.	Выбор среза	397
	14.5.2.	Частотное и фазовое кодирование	398
	14.5.3.	Поле зрения и пространственное разрешение	400
	14.5.4.	Визуализация градиентного эха	401
	14.5.5.	Спин эхо визуализация	405
	14.5.6.	Многослойная визуализация	407
	14.5.7.	3-D изображение	407
	1158		400
	14.3.6.	измерение констант времени релаксации	
ГЛАН	3A 15.	МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ	409
ГЛАН 15.1.	14.5.8. ВА 15. ВВЕЛЕ	ИЗмерение констант времени релаксации МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ	409
ГЛАН 15.1. 15.2.	14.5.8. ВА 15. ВВЕДЕ АППА	ИЗмерение констант времени релаксации МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ	409 412 412 412
ГЛАН 15.1. 15.2.	14.3.8. ВА 15. ВВЕДЕ АППА 15.2.1.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля	409 412 412 412 412
ГЛАН 15.1. 15.2.	14.3.8. ЗА 15. ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема	409 412 412 412 412 412 416
ГЛАН 15.1. 15.2.	ан. 5.8. ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн	409 412 412 412 412 416 ой
ГЛАН 15.1. 15.2.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки	409 412 412 412 412 416 ой 419
ГЛАН 15.1. 15.2.	а. 14.3.8. ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы	409 412 412 412 412 416 ой 419 420
ГЛАН 15.1. 15.2.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНОІ	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421
ГЛАЕ 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля <i>B</i> 0, однородность и мерцание	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421 422
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2.	МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ БНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля B ₀ , однородность и мерцание Однородность B ₁ и регулировка угла переворота	409 412 412 412 412 416 ой 420 420 421 421 422 422
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3.	BBEДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3.	МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ВНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421 422 422 423
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3. 15.3.4.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля B ₀ , однородность и мерцание Однородность B ₁ и регулировка угла переворота Фантомы, оценка оборудования и загрузка катушек	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421 422 422 423 424
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3. 15.3.4. 15.3.5.	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ	409 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421 421 422 422 423 424 424
ГЛАЕ 15.1. 15.2. 15.3.	ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3. 15.3.4. 15.3.5. 15.3.6.	 ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля B₀, однородность и мерцание Однородность B₁ и регулировка угла переворота Фантомы, оценка оборудования и загрузка катушек SNR и отношение контраста к шуму Пространственное разрешение 	409 412 412 412 412 412 416 ой 419 420 421 421 422 422 423 424 424 426
ГЛАЕ 15.1. 15.2. 15.3.	14.3.8. BA 15. BBEДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. OCHOI 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3. 15.3.4. 15.3.5. 15.3.6. ПОЛУЧ	ИЗМЕРЕНИЕ КОНСТАНТ ВРЕМЕНИ РЕЛАКСАЦИИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля B ₀ , однородность и мерцание Однородность B ₁ и регулировка угла переворота Фантомы, оценка оборудования и загрузка катушек SNR и отношение контраста к шуму Пространственное разрешение Время получения изображения ЕНИЕ И РЕКОНСТРУКЦИЯ МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ	409 412 412 412 412 412 416 ой 420 420 421 421 422 422 423 424 424 426 426 426
ГЛАЕ 15.1. 15.2. 15.3.	14.3.8. BA 15. BBEДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. OCHOI 15.3.1. 15.3.2. 15.3.4. 15.3.5. 15.3.6. ПОЛУЧ 15.4.1.	МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ РАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ Подсистема статического магнитного поля Радиочастотная подсистема Конструкция и технические характеристики градиентн катушки Компьютерные и управляющие системы Общие параметры визуализации ВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ Напряженность поля B ₀ , однородность и мерцание Однородность B ₁ и регулировка угла переворота Фантомы, оценка оборудования и загрузка катушек SNR и отношение контраста к шуму Пространственное разрешение Время получения изображения ЕНИЕ И РЕКОНСТРУКЦИЯ МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ	409 412 412 412 412 412 412 412 420 420 421 421 422 423 424 424 426 427
ГЛАН 15.1. 15.2. 15.3. 15.4. I	а. 15. ВВЕДЕ АППА 15.2.1. 15.2.2. 15.2.3. 15.2.4. 15.2.5. ОСНО 15.3.1. 15.3.2. 15.3.3. 15.3.4. 15.3.5. 15.3.6. ПОЛУЧ 15.4.1. 15.4.2.	МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЕНИЕ	409 412 412 412 412 412 412 419 420 421 421 421 422 422 423 424 424 424 426 427 427

	15.4.4.	Последовательности восстановления инверсии и их	
		применение: Короткопериодное инверсионное	
		восстановление и инверсионное восстановление с затухан	ием
		флюида	.428
	15.4.5.	Общие варианты последовательности: Методы	
		пространственного и химического насыщения	.430
	15.4.6.	Последовательности сверхбыстрой визуализации:	
		Эхо-планарная визуализация и спиральные методы	.430
	15.4.7.	Последовательности МР-ангиографии	.431
	15.4.8.	Измерения расхода	.432
	15.4.9.	Кардиологические измерения	.433
	15.4.10).Диффузионные измерения	.433
	15.4.11	.Измерения активации мозга	.435
	15.4.12	2.MPT с динамическим контрастным усилением	.435
	15.4.13	.Последовательности MP-спектроскопии	.436
15.5.	APTE	РАКТЫ	440
	15.5.1.	Движение	.440
	15.5.2.	Сглаживание или «обводка»	.440
	15.5.3.	Металлические предметы	.441
	15.5.4.	Химический сдвиг	.441
	15.5.5.	Усечение	.442
	15.5.6.	Артефакты, связанные с системой	.442
15.6.	БЕЗОП	ІАСНОСТЬ И БИОЭФФЕКТЫ	443
	15.6.1.	Соображения, связанные со статическим полем: снаряд,	
		воздействие на имплантаты, физиологические эффекты	.444
	15.6.2.	Соображения, связанные с радиочастотным полем: Нагрен	3
		тканей, удельный коэффициент поглощения, ожоги	.445
	15.6.3.	Градиентное поле: Стимуляция периферических нервов,	
		уровни звукового давления	.447
	15.6.4.	Распространенные контрастные вещества для МРТ	.448
ГЛАН	BA 16.	ПИФРОВАЯ ВИЗУАЛИЗАНИЯ	.451
		, , ,	
16.1.	ВВЕЛЕ	ЕНИЕ	451
16.2.	коли	РОВАНИЕ И ОТОБРЕЖЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ	451
	16.2.1.	Характеристики шифровых ланных	.451
	16.2.2.	Отображение шифровых изображений	.453
16.3.	УПРАН	ВЛЕНИЕ ШИФРОВЫМИ ИЗОБРАЖЕНИЯМИ	455
	16.3.1.	Системы архивирования и передачи изображений	.455
	16.3.2.	DICOM	.465
	16.3.3.	Взаимодействие радиологической информационной систе	мы
		и больничной информационной системы, уровень	
		Здоровья	.473
		••••	

	16.3.4. IHE	474
16.4.	СЕТЕВОЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ	
16.5.	СЖАТИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ	
	16.5.1. Назначение	
	16.5.2. Преобразование и кодирование	
	16.5.3. Сжатие без потерь	
	16.5.4. Сжатие с потерями	
	16.5.5. Стандартные и распространенные схемы сжатия	
	16.5.6. Сжатие в DICOM	
ГЛАН	ЗА 17. ПОСТОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ	486
17.1.	ВВЕДЕНИЕ	
17.2.	ДЕТЕМИРОВАННАЯ ОБРАОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ И УЛУЧ	ШЕНИЕ
	ХАРАКТЕРИСТИК	
	17.2.1. Пространственная фильтрация и удаление шума	
	17.2.2. Обнаружение краев, гребней и простых форм	
17.3.	СЕГМЕНТАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ	502
	17.3.1. Представление объектов	503
	17.3.2. Пороговая обработка	505
	17.3.3. Автоматическая классификация тканей	506
	17.3.4. Методы сегментации активных контуров	510
	17.3.5. Сегментация на основе атласа	513
17.4.	РЕГИСТРАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ	514
	17.4.1. Модели преобразований	515
	17.4.2. Метрики сходства при регистрации	516
	17.4.3. Общая схема регистрации изображений	518
	17.4.4. Области применения регистрации изображений	519
17.5.	ИНСТРУМЕНТЫ С ОТКРЫТЫМ ИСХОДЫМ КОДОМ ДЛЯ	
	АНАЛИЗА ИЗОБРАЖЕНИЙ	521
гплі		524
IJIAI	ЗА 18. ВОСПРИЯТИЕ И ОЦЕНКА ИЗОВРАЖЕНИИ	
18.1.	ВВЕДЕНИЕ	
	18.2.2. Модель Бартена	
18.3.	ХАРАКТЕРИСТИЌИ РАБОТЫ НАБЛЮДАТЕЛЯ	
	18.3.1. Результаты принятия решений	
	18.3.3. Отношение сигнал/шум	534
18.4.	ЭКПЕРЕМЕНТАЛЬНЫЕ МЕТОДИКИ	535
	18.4.1. Методика определения контрастных деталей	535
	18.4.2. Эксперименты с принудительным выбором	536
	18.4.3. Эксперименты ROC	537

18.5.	МОДЕ.	ЛИ НАБЛЮДАТЕЛЯ	539
	18.5.1.	Байесовский идеальный наблюдатель	539
	18.5.2.	Работа наблюдателя в некоррелированном гауссовском	
		шуме	
	18.5.3.	Работа наблюдателя в коррелированном гауссовском	
		шуме	541
ГЛАЕ	BA 19.	УПРАВЛЕНИЕ КАЧЕСТВОМ	544
19.1.	ВВЕДЕ	ЕНИЕ	544
	19.2.1.	СМК	544
	19.2.3.	КК	
	19.2.4.	Стандарты качества и надлежащая практика	
19.3.	ТРЕБО	ВНИЕ К СМК	547
	19.3.1.	Общие требования	547
	19.3.2.	Роль медицинского физика	548
19.4.	ПРОГР	АММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВО ДЛЯ ОБОРУДОВАНИЯ.	548
	19.4.1.	Мультидисциплинарная команда	549
	19.4.2.	Структура программы ОК оборудования	550
	19.4.3.	Схема испытаний КК	
10 5	19.4.4.	Спецификация испытательного оборудования	
19.5.	ПРИМ	ЕР ПРОІ РАММЫ КК	
	19.5.2.	Программа контроля качества для пленочнои рентгеногра	афии
	10 5 2		338
	19.5.3.	Программа контроля качества для цифровои	5(2)
10.6	VEDAT	ренттенографии	302
19.0.	УПРАГ	ЗЛЕНИЕ ДАННЫЧИ	
рпат			5.00
ТЛАЕ	3A 20.	РАДИАЦИОННАЯ БИОЛОГИЯ	
20.1	DOTVI	ПЕНИЕ	560
20.1.	BC191		
	20.1.1.	Пиагностинеская ралиология	
	20.1.2.	Межилиаронные организации по ранационным эффекта	
20.2	20.1.3. РА ПИД	международные организации по радиационным эффекта. МИОННОЕ ПОВРЕЖЛЕНИЕ ЛНК	M 370
20.2.	(ЛЕЗОІ	КСИРИБОНУКЛЕИНОВОЙ КИСЛОТЫ)	570
	20.2.1	Структура ЛНК (дезоксирибонуклеиновой кислоты)	570
	20.2.2	Ралиационная химия: Прямые и косвенные эффекты	
	20.2.3	Поврежление ЛНК	
20.3.	BOCCT	ГАНОВЛЕНИЕ ЛНК	
20.4.	РАЛИ/	АЦИОННО-ИНДУЦИРОВАННОЕ ПОВРЕЖЛЕНИЕ	
	XPOM	ОСОМ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ	573

20.5.	КЛЕТОЧНЫЙ ЦИКЛ	574
20.6.	ТЕОРИЯ КРИВОЙ ВЫЖИВАНИЯ	575
	20.6.1. Кривые выживания	.575
	20.6.2. Линейно-квадратичная модель	.576
	20.6.3. Теория цели	.577
20.7.	КОНЦЕПЦИЯ КЛЕТОЧНОЙ СМЕРТИ	577
20.8.	ПРОЦЕСС ВОССТАНОВЛЕНИЯ КЛЕТОК	578
	20.8.1. Восстановление сублетальных и потенциально летальных	
	повреждений	.578
	20.8.2. Эффект фракционирования	.579
	20.8.3. Эффекты мощности дозы	.579
20.9.	ОТНОСИТЕЛЬНАЯ БИОЛОГИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ	579
20.10.	КАНЦЕРОГЕНЕЗ (СТОХАСТИЧЕСКИЙ)	580
	20.10.1. Механизм многостадийного канцерогенеза	.580
	20.10.2. Механизм индукции мутаций	.581
	20.10.3. Модели риска	.581
	20.10.4.Временной ход и латентный период	.582
	20.10.5.Зависимость «доза-ответ» для рака	.582
	20.10.6.Коэффициент эффективности дозы и мощности дозы	.583
	20.10.7.Риск рака	.583
20.11.	РАДИАЦИОННОЕ ПОВРЕЖДЕНИЕ ТКАНЕЙ	
	(ДЕТЕРМИНИРОВАНИЕ)	587
	20.11.1.Анатомия тканей и органов	.587
	20.11.2.Выраженность и измерение повреждений	.587
20.12.	РАДИАЦИОННАЯ ПАТОЛОГИЯ. ОСТРЫЕ И ПОЗДНИЕ	
	ЭФФЕКТЫ	588
	20.12.1. Острая и поздняя реакция нормальных тканей	.588
	20.12.2.Патогенез острых и поздних эффектов	.589
	20.12.3. Радиационно-индуцированная реакция кожи	.590
	20.12.4. Образование катаракты, вызванное радиацией	.591
20.13.	РАДИАЦИОННАЯ ГЕНЕТИКА. ВЛИЯЕНИЕ РАДИАЦИИ НА	
	ФЕРТИЛЬНОСТЬ	592
	20.13.1.Клетки-мишени при бесплодии	.592
	20.13.2.Дозы, необходимые для временной и постоянной	
	стерильности	.593
	20.13.3.Генетические эффекты	.594
20.14.	ОБЛУЧЕНИЕ ПЛОДА	594
	20.14.1.Облучение плода: Эффекты в зависимости от срока	
	беременности	. 594
	20.14.2.Что делать, если плод подвергся воздействию радиации	. 595
ГПАР		500
IJIAD	$\pi 21$. III HDOI DI ДЛЛ ДОЗНОВШ ГЕНИ	

21.1.	ВВЕДЕНИЕ	598
21.2.	РАДИАЦИОННЫЕ ДЕТЕКТОРЫ И ДОЗИМЕТРЫ	599
	21.2.1. Общие характеристики детекторов радиации	599
	21.2.2. Свойства диагностических радиологических дозиметро	в600
21.3.	ИОНИЗАЦИОННЫЕ КАМЕРЫ	604
	21.3.1. Клиническое применение ионизационных камер	606
	21.3.2. Рекомендации по применению ионизационных камер	607
21.4.	ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ДОЗИМЕТРЫ	610
	21.4.1. Теория работы	610
	21.4.2. Рекомендации по применению полупроводников	611
21.5.	ДРУГИЕ ДОЗИМЕТРЫ	612
	21.5.1. Пленочная дозиметрия: Радиографическая пленка и	
	радиохромная пленка	612
	21.5.2. Термолюминесцентная дозиметрия	613
	21.5.3. OSL	617
	21.5.4. Дозиметрические применения TLD и OSL	618
21.6.	КАЛИБРОВКА ДОЗИМЕТРА	619
	21.6.1. Стандартная ионизационная камера свободного воздуха	ı619
	21.6.2. Калибровка SSDL	619
	21.6.3. Полевая калибровка	622
21.7.	ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ И ВРЕМЕНИ РА	БОТЫ
	ТРУБКИ	623
21.8.	ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ УРОВНЯ ОБЛУЧЕНИЯ НА РАБО	ОЧЕМ
	МЕСТЕ В ОБЩЕСТВЕННЫХ МЕСТАХ	625
ГЛАН	ВА 22. ЛОЗИМЕТРИЯ ПАНИЕТА	627
22.1.	ВВЕЛЕНИЕ	627
22.2.	КОЛИЧЕСТВА, СПЕЦИФИЧНЫЕ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ	628
	22.2.1. IAK	629
	22.2.2. Воздушная керма входной поверхности	629
	22.2.3. Выход рентгеновской трубки	630
	22.2.4. KAP	631
	22.2.5. Произведение длины кермы воздуха	631
	22.2.6. Количественные показатели лля лозиметрии КТ	632
22.3.	ВЕЛИЧИНЫ. СВЯЗАННЫЕ С РИСКОМ	635
	22.3.1. Доза в органах и тканях	636
	22.3.2. MGD	636
	22.3.3. Эквивалентная доза	637
	22.3.4. Эффективная доза	637
22.4.	ИЗМЕРЕНИЕ КОЛИЧЕСТВ, СПЕЦИФИЧНЫХ ДЛЯ КОНКРЕТІ	ЮГО
	ПРИМЕНЕНИЯ	639
	22.4.1. Общие соображения	639
	22.4.1. Общие соборажения	

	22.4.2.	Измерения с использованием фантомов и пациентов	640
	22.4.3.	Измерения в свободном воздухе	642
	22.4.4.	Радиография	644
	22.4.5.	Флюороскопия	645
	22.4.6.	Маммография	646
	22.4.7.	КТ	647
	22.4.8.	Стоматологическая радиография	649
22.5.	ОЦЕН	КА КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ, СВЯЗАННЫХ	С
	РИСКО	DM	650
	22.5.1.	Определение коэффициентов преобразования дозы облуч	чения
		органов	651
	22.5.2.	Коэффициенты обратного рассеяния	654
	22.5.3.	Использование данных	655
22.6.	УПРАІ	ВЛЕНИЕ ДОЗОЙ	661
	22.6.1.	Обследования доз на основе популяций	662
	22.6.2.	DRL	663
	22.6.3.	Аудит локальной дозы	666
ГЛАН	BA 23	ОБОСНОВАНИЕ И ОПТИМИЗАНИЯ В	
		КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ	669
23.1.	ввелн	ЕНИЕ	669
23.2	OFOCI	НОВАНИЕ	
20121	23.2.1.	Рекоменлации по направлению на визуализацию	
	23 2 3	Обследования с высокой дозой облучения кожи	674
	23.2.4	Обследование населения	674
	23.2.5	Информированное согласие	674
233	ОПТИ	МИЗАНИЯ	675
	23.3.1	Оборулование, рекоменлации и критерии изображения	
	23.3.2	Передовая практика	
	23.3.3.	Оптимизация - лва практических примера	
23.4	клин	ЧЕСКИЙ АУЛИТ	691
20.11	23 4 1	Пели	691
	23.4.2	Охват ралиологической практики	693
	23 4 3	Стандарты наллежащей практики	695
	23.4.4	Взаимосвязь с лругими вилами оценки качества и	
	20.111	регуляторного контроля	695
	23.4.5.	Метолы и практическая организация	
	23.4.6	Роль мелицинского физика	
	_2.110.		
гпл	31 21	РАЛИАНИОННАЯ ЗАЩИТА	600
1 JIAI	JA 24.		077
24.1	BBEIL	ние	600
∠ 1 .1.	посді	JI II II.	

24.2.	СИСТЕМА РАДИОЛОГИЧЕСКОЙ ЗАЩИТЫ МКРЗ	700
	24.2.1. Ситуации, типы и категории облучения	.700
	24.2.2. Основные принципы радиационной защиты	.702
24.3.	ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ РАДИАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ В	
	РАДИОЛОГИЧЕСКОМ УЧРЕЖДЕНИИ	703
	24.3.1. Введение	.703
	24.3.2. Обязанности	.703
	24.3.3. Обязанности лицензиата и работодателя	.704
	24.3.4. Обязанности других сторон	.706
	24.3.5. Программа радиационной защиты	.707
	24.3.6. Образование и обучение	.707
24.4.	МЕДИЦИНСКИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ	708
	24.4.1. Введение	.708
	24.4.2. DRL	.709
	24.4.3. Обеспечение качества медицинского облучения	.710
	24.4.4. Обследование беременных женщин	.711
	24.4.5. Обследование детей	.712
	24.4.6. Помощь в уходе, поддержке или комфорте пациентов	.712
	24.4.7. Биомедицинские исследования	.712
	24.4.8. Непреднамеренное и случайное медицинское облучение	.713
24.5.	ПРОФЕССИОНАЛЬНОЕ ОБЛУЧЕНИЕ	713
	24.5.1. Контроль профессионального облучения	.713
	24.5.2. Оперативные величины, используемые при мониторинге	
	территории и персональном мониторинге	.714
	24.5.3. Мониторинг доз облучения персонала	.716
	24.5.4. Пределы профессиональной дозы	.718
	24.5.5. Беременные работники	.718
	24.5.6. Случайное и непреднамеренное облучение	.719
	24.5.7. Записи	.719
24.6.	ОБЛУЧЕНИЕ НАСЕЛЕНИЯ В РАДИОЛОГИЧЕСКОИ ПРАКТИКЕ	E 723
	24.6.1. Контроль доступа	.723
	24.6.3. Ограничения дозы	.724
24.7.	ЭКРАНИРОВАНИЕ	724
	24.7.1. Доза и экранирование	.725
	24.7.2. Первичное и вторичное излучения	.725
	24.7.3. Расстояние до барьеров	.726
	24.7.4. Терминология экранирования	.726
	24.7.5. Основное уравнение экранирования	.727
	24.7.6. Рабочая нагрузка	.727
	24.7.7. Критерии проектирования и ограничения дозы	.728
	24.7.8. Занятость	.728
	24.7.9. Методики расчетов экранирования	.730
	24.7.11.Примеры работы	.737

24.7.12.Принципы строительства	749
24.7.13.Обследования помещений	751
ПРИЛОЖЕНИЕ: АНАТОМИЧЕСКАЯ НОМЕНКЛАТУРА	757
АББРЕВИАТУРЫ	757
СИМВОЛЫ	757
КОМАНДА СОСТАВИТЕЛЕЙ И РЕЦЕНЗЕНТОВ	

Глава 1

ОСНОВЫ АТОМНОЙ И ЯДЕРНОЙ ФИЗИКИ

К.Х. ЫН Малайский университет, Куала-Лумпур, Малайзия

Д.Р. ДЭНС Королевская больница округа Суррей Гилфорд, Соединенное Королевство

1.1. ВВЕДЕНИЕ

Знание структуры атома, элементарной ядерной физики, природы электромагнитного излучения и образования рентгеновских лучей является фундаментальным для физики медицинской визуализации и радиационной защиты. Данная глава, первая в руководстве, резюмирует аспекты этих областей, которые, будучи основополагающими для современной физики, подкрепляют остальную часть книги.

1.2. КЛАССИФИКАЦИЯ ИЗЛУЧЕНИЙ

Излучение делится на электромагнитное и корпускулярное, где электромагнитное излучение включает в себя видимый свет, инфракрасный и ультрафиолетовый, рентгеновские и гамма-лучи (рис. 1.1), а корпускулярное излучение включает в себя электроны, позитроны, протоны и нейтроны.

1.2.1. Электромагнитное излучение

Электромагнитные волны могут, как и все волны, быть охарактеризованы своей амплитудой, длиной волны (λ), частотой (ν) и скоростью. Амплитуда представляет собой интенсивность волны. Длина волны – это расстояние между идентичными точками на смежных колебаниях. Частота – это число полных волновых колебаний в определенную единицу времени. Скорость волны равна произведению частоты и длины волны, и ее величина зависит от природы материала, через который проходит волна и от частоты излучения. В вакууме скорость



РИС. 1.1. Электромагнитный спектр. МРТ: магнитно-резонансная томография.

для всех электромагнитных волн константна, обычно обозначается с, где:

 $c = \lambda \nu \tag{1.1}$

Длина волны рентгеновских лучей обычно измеряется нанометрами (нм) (1 нм = 10^{-9} м) и частота измеряется в Герцах (Гц) (1 Гц = 1 колебание/сек. = $1 c^{-1}$).

Если учитывать взаимодействие с веществом, электромагнитное излучение обычно рассматривается как ряд отдельных частиц, называемых фотонами. Энергия каждого фотона определяется выражением:

$$E = hv \tag{1.2}$$

где постоянная h – постоянная Планка. В лучевой диагностике энергия фотона обычно выражается в единицах кэВ, где 1 электронвольт (эВ) – это энергия, полученная электроном через ускорение при разнице потенциалов в 1 В.

1.2.2. Корпускулярное излучение

В лучевой диагностике единственное корпускулярное излучение, которое нужно рассмотреть, это электрон. Его масса покоя составляет $9,109 \times 10^{-31}$ кг, а энергия покоя равна 511 кэВ.

1.2.3. Ионизирующее и неионизирующее излучение

Излучение подразделяется на ионизирующее и неионизирующее в зависимости от его способности ионизировать вещество:

- Неионизирующее излучение не может ионизировать вещество.
- Ионизирующее излучение может ионизировать вещество, как непосредственно (directly), так и косвенно (indirectly):
 - Непосредственно ионизирующее излучение: быстрые заряженные частицы, которые откладывают свою энергию непосредственно в вещество, через множество маленьких Кулоновских (электростатических) взаимодействий с орбитальными электронами вдоль трека частиц.
 - Косвенно ионизирующее излучение: фотоны или нейтроны рентгеновских или гамма-лучей, которые сначала передают свою энергию быстрым заряженным частицам, высвобождаемым в одном или нескольких взаимодействиях в веществе, через которое они проходят. В результате быстрые заряженные частицы затем отдают свою энергию непосредственно в вещество.

Минимальная энергия, необходимая для того, чтобы ионизировать атом, т.е. оторвать электрон, называется энергия ионизации. Для элементов её величина колеблется от нескольких электронвольтов для щелочных металлов до 24,5 эВ для гелия. Для воды она составляет 12,6 эВ. Электромагнитное излучение частоты, находящееся выше, чем область ультрафиолета электромагнитного ближнего спектра, является ионизирующим, в то время как электромагнитное излучение с энергией ниже ультрафиолетового диапазона (например, дальнего видимый свет, инфракрасный и радиочастотный) является неионизирующим.

1.3. СТРУКТУРА АТОМОВ И ЯДЕР

1.3.1. Основные определения

Атом состоит ИЗ центрального ядра, окруженного облаком отрицательно заряженных электронов. Большая часть массы атома сконцентрирована в атомном ядре, который состоит из Z протонов и (A минус Z) нейтронов, где Z – зарядовое число, а A – массовое число атомного ядра. Протон и нейтрон имеют почти идентичную массу покоя; протон имеет положительный заряд, идентичный по величине

21

отрицательному заряду электрона, а у нейтрона нет никакого заряда. В неионизированном атоме количество электронов и количество протонов одинаково. Радиус атома равен приблизительно 0,1 нм, в то время как радиус ядра намного меньше, примерно 10⁻⁵ нм.

Протоны и нейтроны обычно называют нуклонами; у них одинаковые сильные притягивающие взаимодействия, а также они связаны ядерным взаимодействием. В сравнении с электростатической и гравитационной силами, которые обратно пропорциональны квадрату расстояния между двумя частицами, ядерное взаимодействие между двумя нуклонами является силой с очень малым радиусом действия, активной только на расстоянии порядка нескольких фемтометров. На этих коротких расстояниях ядерное взаимодействие является преобладающей силой, превосходящей другие силы на несколько порядков.

Ниже даны некоторые основные определения и описания:

- Зарядовое число Z: число протонов и число электронов в атоме.
- Массовое число атомного ядра A: число протонов Z плюс число нейтронов N в атоме (A = Z + N).

Между A и Z не существует основных соотношений, но эмпирическое соотношение

$$Z = \frac{A}{1,98+0,0155A^{\frac{2}{3}}}$$
(1.3)

дает хорошее приблизительное значение для устойчивого ядра.

- Ядро X массовым числом атомного ядра *A* и зарядовым числом *Z* обозначаются как ^{*A*}_{*Z*}X; например, сокращенная запись изотопа кобальта с 60 нуклонами ⁶⁰₂₂Co, а ядро²²⁶Ra будет записано как ²²⁶₈₈Ra.
- Элемент может состоять из атомов с одинаковым количеством протонов, но с разным количеством нейтронов, т.е. с разным массовым числом атомного ядра *A*. Атомы с одинаковым зарядовым числом Z, но с разными массовыми числами атомного ядра называются изотопами данного элемента.
- Единая единица атомной массы μ: единица, используемая для обозначения массы атомов. Она равна 1/12 массы атома ¹²C или 931,5 МэB/c².

- Вес атома A_r: безразмерная физическая величина, соотношение среднего значения массы атома элемента к обобщенному значению атомной массы. Среднее значение представляет собой среднее значение средний вес всех изотопов конкретного элемента с учетом их относительного множества.
- Атомная масса M: выражается в обобщенной единице атомной массы.
 Атомная масса M обозначает конкретный изотоп, и она меньше, чем сумма отдельных масс составляющих частиц (нуклонов) из-за наличия энергии их связи внутри ядра.
- Атомный Г.-а. (грамм-атом): число граммов, соответствующее N_A атомов элемента, где N_A постоянная Авогадро (6,022 × 10²³ атом/Г.-а.). Вышеперечисленные определения атомного веса означает, что A_r г каждого элемента содержит именно N_A атомов. Отсюда следует, что:
- Количество атомов, *N_{am}*, на единицу массы элемента:

$$N_{am} = \frac{N_A}{A_r} \tag{1.4}$$

— Количество электронов, *ZN*_{am}, на единицу массы элемента:

$$ZN = \frac{Z}{A_r} N_A \tag{1.5}$$

— Количество электронов, на единицу объема элемента:

$$ZN_{aV} = \rho ZN_{am} = \rho Z \frac{N_A}{A_r}$$
(1.6)

где *р* – это плотность элемента.

- Обратите внимание, что $Z/A_r \approx 0.5$ для всех элементов, за исключением водорода, для которого $Z/A_r = 1$. На самом деле, (Z/A_r) медленно увеличивается от 0,5 для элементов с низким значением Z и до 0,4 для элементов с высоким значением Z.
- Если мы предположим, что масса молекулы равна сумме масс атомов, которые составляют молекулу, тогда для любого молекулярного соединения существует *N*_A молекул на грамм-моль этого соединения, где грамм-моль (моль) в граммах определяется как сумма атомного веса атомов, которые составляют молекулу.

1.3.2. Структура атома

Современная квантово-механическая модель атома строится на основе работ многих физиков. Идея плотного центрального ядра, окружённого вращающимися по орбите электронами, была впервые предложена Резерфордом в 1911 году. Однако его модель, будучи основанной на классической физике, имела ряд неудовлетворительных черт. Например, она не могла объяснить наблюдаемое спонтанное излучение элементов. Бор доработал атомную модель Резерфорда в 1913 году, основываясь на классической, нерелятивистской механике, он добавил концепт квантования углового момента. Его модель основывалась на четырёх постулатах:

- (i) Электроны вращаются вокруг ядра Резерфордав четко определенных, разрешённых орбитах (оболочках), в соответствии с центральной кулоновской силой притяжения, притяжение между электронами и положительно заряженным ядром уравновешивается центростремительной силой, возникающей при орбитальном движении.
- (ii) В пределах орбиты электрон не теряет энергию несмотря на то, что он постоянно ускоряется (этот постулат находится в противоречии с классической физикой, которая предполагает, что ускоренная заряженная частица потеряет энергию в форме излучения).
- (iii) Угловой момент электрона на разрешённой орбите квантуется и только принимает значения $n\hbar$, гже n это целое число и $\hbar = h/(2\pi)$, где h это постоянная Планка.
- (iv) Атом или ион испускает излучение, когда электрон совершает переход от исходной орбиты с квантовым числом n_i к конечной орбите с квантовым числом n_f для $n_i > n_f$.

И хотя работа Бора была значительным прорывом, благодаря которому стало возможным объяснение аспектов поведения атома водорода, однократно ионизированного атома гелия двукратно ионизированного атома лития, и т.д., на этом история не закончилась. В работах Гайзенберга, Шрёдингера, Дирака, Паули и других была развита теория квантовой механики. Согласно этой теории, электроны занимают индивидуальные энергетические состояния, определяемые квантовыми числами, как следует ниже:

- Главное квантовое число, *n*, которое может принимать целое значение и точно определяет энергетическую оболочку;
- Орбитальное квантовое число, *l*, которое может принимать целые значения между 0 и *n*-1, и которое определяет полный орбитальный угловой момент электрона;

- Магнитное квантовое число, *m*, которое может принимать целые значения между –*l* и +*l* и которое определяет компонент углового момента;
- Спиновое квантовое число, *s*, которое принимает значения $-\frac{1}{2}$ или $+\frac{1}{2}$ и определяет компонент спинового углового момента электрона.

Согласно принципу Паули два электрона не могут занимать одно и то же состояние, откуда следует, что число электронных состояний, которые разделяют одно и то же главное квантовое число, равно $2n^2$.

Энергетические уровни, связанные с этими четырьмя квантовыми числами, можно понять, используя такие диаграммы энергетических уровней, как показаны на рис. 1.2 для водорода и вольфрама. На этих диаграммах показано, как каждое значение главного квантового числа выше n = 1 приводит к возникновению полосы (или оболочки) состояний одинаковых энергий (для простоты показано одним уровнем энергии). Энергетические уровни, связанные с различными электронными орбитами (не изображено на шкале), увеличиваются с Z и уменьшаются с квантовым числом *n* и средним расстоянием до ядра. Внешняя электронная оболочка, оболочка. химические свойства валентная определяет элемента. Энергетические зоны, связанные с n = 1, 2, 3, и т.д., известны как K, L, M, и т.д. зоны. Структура каждой зоны возникает из-за незначительных различий в энергии, связанных как с квантовым числом l, так и с s.



РИС. 1.2. Энергетические уровни для водорода и вольфрама. Возможные переходы между энергитическими уровнями показаны стрелками.

1.4. РЕНТГЕНОВСКИЕ ЛУЧИ

1.4.1. Образование характеристического рентгеновского излучения и оже-электронов

Когла заряженные частицы проходят через вещество, они взаимодействуют с атомными электронами и теряют энергию в процессе возбуждения и ионизации. Ионизация также может возникать при прохождении фотонов через вещество в результате таких взаимодействий, как фотоэффект (см. раздел 2.2.1) и некогерентное рассеяние (см. раздел 2.2.6). Возбуждение возникает тогда, когда происходит передача части энергии от падающей частицы к электрону в поглощающем материале, таким образом вытесняя их на оболочки, находящиеся дальше от ядра (т.е. на более высокие энергетические уровни) и оставляя место в исходной оболочке. Если переданная энергия превышает энергию связи электрона, возникает ионизация, в результате чего атом испускает электрон. Ионная пара, состоящая из выброшенных электронов и ионизированного, положительно заряженного атома, формируется в этот момент.

В то время как малейшие энергии связи (потенциалы ионизации, см. раздел 1.2.3) электронов углерода, азота и кислорода составляют 11,3, 14,5 и 13,6 эВ соответственно, среднее значение энергии, необходимой для образования ионной пары в сухом воздухе (в основном, азот и кислород) составляет 33,97 эВ. Разница энергии (примерно 24 эВ) появляется в результате процесса возбуждения.

Всякий раз, когда появляется вакантное место во внутренней электронной оболочке, будь то вследствие возбуждения или ионизации, это место заполняется электроном из более отдаленной (внешней) оболочки. В результате этого образуется пустота на второй внешней оболочке, которая затем заполняется электроном (если имеется) из даже более отдаленной внешней оболочки, и весь процесс повторяется, образуя каскад переходов. Энергия, выделяющаяся во время каждого перехода, выходит вместе с эмиссией электромагнитного излучения или с электроном, выброшенным из другой внешней оболочки, известный также как оже-электрон. В зависимости от зарядового числа вещества, и задействованных электронных оболочек, электромагнитное излучение может находиться в видимой, ультрафиолетовой или рентгеновской области спектра. Энергия этого излучения характерна для конкретного атома, так как она равна разнице энергий электронных связей начального И финального состояния определенного перехода, который зависит от зарядового числа. Рентгеновские лучи испускаемые образом таким называются

26
характеристическими или флуоресцентными лучами. Соглашение по присвоению имён использовано в соответствии с оболочкой, в которой возникает вакантное место. Рентгеновские лучи, испускаемые вместе с переходом электрона на К-оболочку, называются К-характеристическими рентгеновским лучам, а рентгеновские лучи, которые возникают в электрона L-оболочку, результате перехода на называются L-характеристическими рентгеновскими лучами и т.п. Подстрочный индекс используется для обозначения оболочки, из которой было заполнено вакантное место. Подстрочный индекс α используется для обозначения излучения, испускаемого для перехода между соседними оболочками и подстрочный индекс В – для обозначения излучения, испускаемого для перехода между несоседними оболочками. Следовательно, Kα рентгеновский луч испускается для перехода между L и K оболочками и K_в рентгеновский луч – для перехода между М или N и K оболочками (рис. 1.3). Дальнейшие индексы используются по мере необходимости, чтобы обозначить, какие подуровни оболочек задействованы в переходе. Линии К_{α1}, К_{α2}, К_{β1}, К_{β2} видимы в спектре рентгеновских лучей, показанном на рис. 5.2 из рентгеновской трубки с вольфрамовой мишенью. Для спектра рентгеновских лучей из молибденовой мишени, однако энергии подуровней оболочек расположены ближе друг к другу и расщепление К_α и К_β линий часто не бывает разрешимым (см. молибденовый спектр, показанный на рис. 9.7).

Как было упомянуто выше, выбрасываемая энергия равна разнице энергии связей между начальным и финальным состоянием. Например, для вольфрама, энергии K_α и K_β рентгеновских лучей определяются выражениями:

$$E(K_{\alpha 1}) = E_{LIII} - E_K = -10, 2 - (-69, 5) = 59,3 \text{ k} \Rightarrow B$$
(1.7)

$$E(K_{\alpha 2}) = E_{LI} - E_K = -11,5 - (-69,5) = 58,0 \text{ кэВ}$$
(1.8)

$$E(K_{\beta 1}) = E_{MIII} - E_K = -2,3 - (-69,5) = 67,2$$
 кэВ (1.9)

$$E(K_{\beta 2}) = E_{NIII} - E_K = -0.4 - (-69.5) = 69.1 \text{ k} \Rightarrow B$$
(1.10)

Когда оже-электрон испускает разницу энергий между начальным и финальным состояниями, во внешней оболочке возникает более отдалённое вакантное место. Например, если начальный переход осуществляется от М- к К-оболочке, и оже-электрон также испускается из М-оболочки, в результате не возникнет вакантных мест в М-оболочке. Кинетическая энергия оже-электрона определяется разницей между энергией связи оболочки с начальным вакантным местом и суммы энергии связи, связанных двумя возникшими вакантными местами. Например, для только что описанного перехода в вольфрамовой мишени энергия оже-электрона может быть представлена следующим выражением:

$$E(O = E_{K} - E_{M} - E_{M} = -[(-69,5) - (-2,3) - (-2,3)] = 64,9 \text{ k} \Rightarrow B$$
(1.11)

Для молибденовой мишени эквивалентный энергетический баланс для излучения оже-электрона показан на рис. 1.3.



РИС. 1.3. Переход электрона из М-оболочки молибдена в К-оболочку для заполнения вакантного места, сопровождающийся излучением (а) К_β рентгеновского луча и (b) оже-электрона.

При рассмотрении выделения энергии в веществе после создания и при последующем заполнении вакантного места, важно знать, испускаются ли флуоресцентные рентгеновские лучи или оже-электрон. Вероятность эмиссии флуоресцентных рентгеновских лучей известна под как флуоресцентный выход, ω . Поскольку либо флуоресцентные рентгеновские лучи, либо оже-электроны должны быть испущены, вероятность эмиссии оже-электрона равна $1 - \omega$. Эмиссия оже-электрона наиболее важна для элементов с низким зарядовым числом и для переходов среди внешних оболочек. К-флуоресцентный выход приближен к нулю для элементов с низким зарядовым числом, но возрастает с увеличением зарядового числа и, например, составляет 0,007, 0,17, 0,60 и 0,93 для кислорода, кальция, селена, гадолиния соответственно.

1.4.2. Излучение от ускоренного заряда, тормозное излучение

Большинство взаимодействий быстрых электронов, проходящих через вещество, происходит с атомными электронами. Тем не менее, они могут также участвовать в неупругом взаимодействии с атомным ядром. В таких взаимодействиях траектория электрона может быть искривлена, а энергия передаться фотону, который испускается. Поскольку эмиссия фотона происходит вместе с замедлением электрона, этот процесс называется тормозным излучением (см. раздел 2.4 и 5.2). Энергия испущенного фотона может принимать любые значения от нуля до энергии начального электрона таким образом, что прохождение луча электронов через вещество сопровождается эмиссией спектра фотонов, охватывающего энергетический интервал. Фотоны тормозного излучения – главный компонент спектра рентгеновских лучей, испускаемых рентгеновской трубкой (см. главу 5).

Вероятность испускания тормозного излучения пропорциональна величине Z^2 и, таким образом, выше для более высоких зарядовых чисел какого-таких веществ, как вольфрам (Z = 74). Тем не менее, даже для этого вещества, коэффициент полезного действия образования тормозного излучения меньше, чем 1% для 100 кэВ электронов. Для энергий электронов намного большей, чем масса покоя электрона, угловое распределение имеет пик в прямом направлении, но по мере уменьшения энергии электрона позиция пика смещается таким образом, что он находится под углом к прямому направлению. В случае если энергия электрона находится на низком уровне, излучение большей частью испускается между 60° и 90° по направлению вперёд.

БИБЛИОГРАФИЯ

ATTIX, F.H., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, New York (1986).

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott Williams & Wilkins (2002).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, 4th edn, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1983).

Глава 2

ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

ДЖ.Р. КАННИНГХЭМ Камроуз, Канада

Д.Р. ДЭНС Королевская больница округа Суррей Гилфорд, Соединенное Королевство

2.1. ВВЕДЕНИЕ

В этой главе рассматривается физика элементарных частиц, которая возникает при взаимодействии фотонов и электронов с веществом. Это излучения, которые важны для диагностической радиологии, и здесь рассматриваются только те взаимодействия, которые приводят к их ослаблению, поглощению и рассеянию. Другие взаимодействия, такие как взаимодействия с ядрами, здесь не рассматриваются, поскольку они происходят только при излучении с энергией выше, чем то, которое используется в диагностической радиологии.

Рентгеновские лучи с энергией в несколько лесятков килоэлектронвольт или около того имеют длину волны в несколько нанометров. Поскольку это число входит в общий диапазон атомных размеров, можно ожидать, что между электромагнитным излучением и атомами будут происходить взаимодействия – и они происходят. Размеры электрона («классический радиус электрона» составляет 2.8 ПМ) соответствуют более высокому концу диапазона энергий диагностических рентгеновских лучей, и можно ожидать, что это общая область, где происходит взаимодействие между электромагнитным излучением и электронами, входящими в состав атомов.

Диапазон энергий, используемых в диагностической радиологии, как правило, находится на границе между классической и квантовой физикой, и, следуя «принципу комплементарности», численные детали взаимодействий будут рассматриваться с помощью классических рассуждений, где это уместно, и с помощью квантово-механических соображений, если это дает лучшие результаты.

Поведение фотонов и электронов при прохождении через материю сильно отличается. Фотоны в общем случае имеют нулевое, одно или

несколько взаимодействий и экспоненциально поглощаются. Прямые расчеты комбинированных эффектов нескольких взаимодействий затруднены, поэтому для изучения переноса фотонов через объемные среды обычно используются методы Монте Карло. Взаимодействие фотонов выражается в терминах сечений для отдельных взаимодействий и коэффициентов поглощения при прохождении через объемные среды. Электроны претерпевают большое количество взаимодействий и в целом постепенно теряют энергию, пока не будут остановлены. Это выражается в диапазоне электронов и останавливающей способности материалов.

2.2. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ФОТОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ

Взаимодействия таких излучений, как фотоны и электроны, являются стохастическими и подчиняются законам вероятностей. Для фотонного излучения понятие поперечного сечения с его связью с вероятностью вытекает непосредственно. Его можно объяснить довольно просто, рассмотрев одиночный фотон, падающий на пластину материала площадью A, которая содержит одну мишень площадью поперечного сечения σ . Вероятность того, что фотон взаимодействует с мишенью, будет равна отношению двух площадей: σ/A .

Далее, допустим, что имеется Φ фотонов, и они случайным образом направлены на область *A*, и далее, что область *A* содержит n мишеней, каждая из которых имеет площадь σ . Легко проследить, что ожидаемое число взаимодействий $\Delta \Phi$ между фотонами и мишенями будет:

$$\Delta \Phi = \Phi n \left(\frac{\sigma}{A}\right) \tag{2.1}$$

По-другому это можно выразить так: вероятность попадания налетающей частицы равна $n(\sigma/A)$, которая является всего лишь долей площади, перекрывающую мишени.

Теперь предположим, что мы немного изменим геометрическое описание, и пусть мишени будут атомами. Их поперечное сечение будет атомным сечением. Это будет не реальная площадь атома, а эффективная площадь – эффективная для взаимодействия между фотоном и рассматриваемым атомом. Поперечные сечения часто обозначаются символом σ и условно выражаются в единице площади, называемой барн¹.

¹ 1 барн = 10^{-28} м². Эта единица широко используется в ядерной и радиационной физике. Она является внесистемной, но, с некоторой неохотой, принимается в таком виде.

Существует четыре фундаментальных взаимодействия рентгеновских лучей, которые нам необходимо рассмотреть; каждое из них может быть связано с определенным сечением. Для их обозначения полезно использовать разные символы: τ – сечение взаимодействия фотона с атомом по фотоэлектрическому эффекту, σ_{coh} – сечение взаимодействия по когерентному рассеянию, σ_{incoh} – по некогерентному рассеянию и κ – по образованию пар и триплетов. Первые три из этих взаимодействий важны в диагностическом диапазоне энергий до 150 кэВ, тогда как образование пар и триплетов важно только при гораздо более высоких энергиях и рассматривается здесь только для полноты.

2.2.1. Фотоэффект

При фотоэлектрическом эффекте (фотоэффекте) падающий фотон взаимодействует с атомом, который переходит в возбужденное состояние. Избыток энергии высвобождается при выбросе одного из электронов, связанных с ядром. Этот электрон, называемый фотоэлектроном, покидает атом с кинетической энергией:

$$T = hv - E_s \tag{2.2}$$

где

 E_s – энергия связи электронной оболочки, из которой вышел электрон; h – постоянная Планка;

и *v* – частота фотона.

Энергия, передаваемая атому при отдаче, очень мала, и ею можно пренебречь. пренебречь. Фотоэффект эффект может происходить только в том случае, если энергия фотона, *hv*, превышает энергию связи электрона в данной оболочке. Наиболее вероятной электронной оболочкой для потери электрона является та, которая удовлетворяет этому ограничивающему условию, а также имеет наибольшую энергию связи.

Хотя этот процесс кажется довольно простым, расчет вероятности взаимодействия очень сложен и требует применения квантовой механики. Это связано с тем, что в расчете участвует волновая функция всего атомного электронного облака, а такие функции доступны только для относительно простых атомов. В диагностическом диапазоне энергий до 150 кэВ сечение фотоэффекта на атом, *τ*, приблизительно определяется следующим образом:

$$\tau(h\nu, Z) = k \frac{Z^n}{(h\nu)^m}$$
(2.3)

где

k – постоянная;

Z-зарядовое число;

n – экспонента в диапазоне 3,6-5,3, наибольшая для низких атомных номеров;

а m – экспонента в диапазоне 2,5-3,5, опять же наибольшая для низких атомных номеров.

Типичная зависимость τ в диапазоне энергий диагностических фотонов выглядит следующим образом:

$$\tau = \frac{Z^4}{(hv)^3} \tag{2.4}$$

Это выражение указывает на очень сильную зависимость от зарядового числа, а также на сильную обратную зависимость от энергии фотона.

На рисунке 2.1 представлены данные атомного сечения для фотоэлектрического процесса для фотонов, облучающих вольфрам, молибден и медь. Они построены в зависимости от энергии фотона по логарифмической шкале и охватывают диапазон энергий от 1 кэВ до 300 кэВ. Резкие разрывы соответствуют положению границ поглощения для различных материалов, энергия которых возрастает с увеличением зарядового числа и энергии связи оболочки. Например, для вольфрама разрыв, наблюдаемый при 69,5 кэВ, демонстрирует влияние К-оболочки. При энергии чуть меньше этой, сечение составляет 6,4 × 102 барн/атом, а чуть выше этой энергии коэффициент составляет 3.3 × 103 барн/атом. Это представляет собой резкое увеличение сечения примерно в пять раз, когда энергия фотона возрастает выше энергии оболочки (границы). Таким образом, основной вклад в сечение выше края дают взаимодействия с электронами двух оболочек. Разрывы в сечении вольфрама при энергиях чуть больше 10 кэВ представляют собой влияние оболочки, которая является более сложной, поскольку состоит из трех подоболочек. Влияние Моболочки проявляется при энергии около 2,5 кэВ с еще более сложной структурой. Для меди и молибдена границы поглощения находятся при 8,98 и 20,00 кэВ, соответственно.



РИС. 2.1. Атомные фотоэлектрические сечения для меди (Си), молибдена (Мо) и вольфрама (W).

Палаюший фотон исчезает процессе фотоэлектрического в взаимодействия. После взаимодействия в структуре атомной оболочки остается вакантное место, которое заполняется электроном из более высокой оболочки. А образовавшаяся разность энергий уносится либо характерным известным рентгеновским излучением (также как флуоресцентное рентгеновское излучение), либо другим электроном из более высокой оболочки, известным как оже-электрон.

После заполнения начального вакантного места новое вакантное место или места будут заполняться сами, и этот процесс будет продолжаться последовательно и в конце концов приведут атом в высокоионизированное состояние.

2.2.2. Томсоновское рассеяние

Дж. Дж. Томсон впервые рассмотрел рассеяние фотонов электронами в самом начале XX века. Это была ранняя попытка исследовать, как волны, описываемые уравнениями Максвелла, будут взаимодействовать с недавно открытым электроном. Его вывод представляет исторический интерес, поскольку он основан на классической физике и приводит к описанию рассеяния фотонов, которое имеет смысл только в низкоэнергетическом пределе этого взаимодействия.



РИС. 2.2. Углы рассеяния и телесный угол. Фотон, падающий на элемент малого объема dV, рассеивается под углом θ в элемент с телесным углом dΩ.

Мы приводим здесь результаты Томсона в качестве первого шага к рассмотрению когерентных и некогерентных сечений для рассеяния от атомов. Сначала необходимо ввести понятие дифференциального сечения. Если полное сечение связано с вероятностью того, что фотон взаимодействует, то дифференциальное сечение, $d\sigma/d\Omega$, связано с вероятностью того, что фотон взаимодействует и рассеивается на телесный угол $d\Omega$ (рис. 2.2). Эта вероятность пропорциональна следующему выражению:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma}{\mathrm{d}\Omega}\,\mathrm{d}\Omega\tag{2.5}$$

а полное сечение получается интегрированием по всем телесным углам:

$$\sigma = \int \frac{d\sigma}{d\Omega} d\Omega \tag{2.6}$$

В диагностической радиологии форма дифференциального сечения оказывает важное влияние большое влияние на количество рассеянного излучения, регистрируемого приемником изображением рецептора.

Для рассеяния фотона одним свободным электроном Томсон показал, что дифференциальное сечение при угле рассеяния θ представлено довольно простым выражением:

$$\frac{d\sigma_{Th}}{d\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(1 + \cos^2\theta\right) \tag{2.7}$$

В этом выражении r0 является «классическим радиусом электрона» и определяется следующим образом:

$$r_0 = \frac{ke^2}{m_0 c^2} = 2,81794 \times 10^{-15} m \tag{2.8}$$

где

k – константа пропорциональности из закона Кулона;

е – заряд электрона;

m₀ – масса покоя электрона;

а с – скорость света.

Как видно, уравнение (2.7) рассчитывает, что вперед будет рассеяно столько же энергии, сколько и назад, а также что энергия, рассеянная под прямым углом, будет вдвое меньше. За исключением низких энергий, этот результат не согласуется ни с наблюдениями, ни с предсказаниями квантовой механики.

Уравнение (2.7) описывает вероятность рассеяния излучения на единичный телесный угол, сосредоточенный на угле рассеяния θ . Альтернативный способ выражения дифференциального сечения рассеяния заключается в описании вероятности рассеяния на телесный угол, описываемый кольцом угловой ширины d θ , сосредоточенным на угле θ . Для неполяризованных падающих фотонов не существует зависимости вероятности рассеяния, и мы можем использовать соотношение между двумя телесными углами:

$$d\Omega = 2\pi \sin \theta \, d\theta \tag{2.9}$$

Таким образом, полное сечение для томсоновского рассеяния можно получить, используя уравнение (2.9) для преобразования $d\Omega$ в $d\theta$ и интегрируя дифференциальное сечение рассеяния (уравнение (2.7)) по всем углам рассеяния от 0 до π . Интегрирование очень простое и представляет собой следующее выражение:

$$\sigma_{Th} = \frac{r_0^2}{2} \int_0^{\pi} 2\pi (1 + \cos^2 \theta) \sin \theta d\theta = \frac{8\pi r_0^2}{3} = 66,52 \times 10^{-30} m^2$$
(2.10)

которое является постоянным, предвычисляя, что классическая вероятность рассеяния не зависит от энергии электромагнитного излучения. Это, конечно, неверно, но в разделе 2.2.4 будет показано, что интеграл в

уравнение (2.10) является первым членом гораздо более точного результата, полученного с помощью квантовой механики (для эффекта Комптона). Другими словами, результат, полученный с помощью классической физики, — это результат, полученный с помощью квантовой механики, когда энергия фотона приближается к нулю.

2.2.3. Когерентное (Рэлеевское) рассеяние

При выводе выражения для томсоновского рассеяния предполагалось, что электрон свободен, одинок и находится в покое. В действительности же фотон рассеивается коллективно атомными электронами, которые не свободны, и их близость друг к другу не сильно отличается от длины волны излучения. При когерентном рассеянии фотон практически не теряет энергии, поскольку он передает импульс атому² и рассеивается на угол θ . Рассеяние различными электронами происходит в фазе, и результирующее угловое распределение определяется интерференционной картиной. Дифференциальное сечение характерной для атома. определяется следующим образом:

$$\frac{d\sigma_{coh}}{d\Omega} = \frac{d\sigma_{Th}}{d\Omega} F^2(x, Z)$$
(2.11)

где dσ_{Th}-dΩ - дифференциальный коэффициент рассеяния Томсона из уравнения (2.7), а величина F известна как когерентный форм-фактор. Он может быть рассчитан с помощью квантовомеханических моделей и является функцией зарядового числа атома, Z, и параметра x, который представлен следующим выражением:

$$x = \frac{\sin\left(\frac{\theta}{2}\right)}{\lambda} \tag{2.12}$$

где λ - длина волны падающего фотона. Параметр *x* пропорционален переносу импульса между исходным и рассеянным направлениями фотонов.

² Строго говоря, условие отсутствия изменения энергии фотона относится к инерциальной рамке, в которой суммарный импульс атома и фотона равен нулю.

При рассеянии в прямом направлении все атомные электроны действуют совместно, и F равно зарядовому числу, а дифференциальное сечение зависит от Z^2 . С увеличением угла рассеяния F уменьшается, поскольку всем электронам становится все труднее рассеиваться в фазе без передачи энергии. Однако для данного значения угла рассеяния нормированный когерентный фактор формы, F/Z, растет с увеличением атомного номера. На рисунке 2.3 показан нормированный коэффициент формы для трех различных элементов.



РИС. 2.3. Изменение нормированного форм-фактора F/Z для когерентного рассеяния в зависимости от параметра переноса импульса х. Значения показаны для углерода (С), железа (Fe) и платины (Pt) (данные из ссылки [2.1]).



РИС. 2.4. Геометрия для комптоновского рассеяния.

2.2.4. Комптоновское рассеяние свободными электронами

Комптоновское рассеяние, как и томсоновское, – это взаимодействие электромагнитного излучения со свободным электроном, но в этом случае происходит передача энергии электрону. Мы рассмотрим этот случай перед тем, как обратиться к некогерентному рассеянию атомом. Диапазон энергий таков, что относительность и квантовая механика должны быть использованы для получения выражений для сечения. И фотон, и электрон должны рассматриваться как частицы. На геометрической схеме рис. 2.4 показано, как фотон входит слева с энергией hv и импульсом hv/c. Он сталкивается с электроном, как бильярдный шар, и рассеивается на угол θ , с энергией hv' и импульсом $\frac{hv'}{c}$. Электрон отскакивает под углом ϕ с кинетической энергией T_v и импульсом p_e .

Используя закон сохранения энергии и импульса, мы можем вывести несколько полезных соотношений, таких как отношение энергии рассеянного фотона, hv', к энергии падающего фотона, hv:

$$\frac{hv'}{hv} = \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)} \tag{2.13}$$

где α - безразмерное отношение $\frac{hv}{m_0}c^2$. Связь между углом рассеянного фотона и углом рассеянного электрона представлена следующим образом:

$$\cot \phi = (1+\alpha) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tag{2.14}$$

а рассеянный электрон обладает кинетической энергией, определяемой как:

$$T_e = hv - hv' = \frac{\alpha(1 - \cos\theta)hv}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}$$
(2.15)

Это и есть комптоновские соотношения. Они описывают кинематику взаимодействия, но ничего не говорят ни о вероятности взаимодействия, ни о сечении. В диагностическом диапазоне энергий параметр α мал, и, как следствие, передача энергии электрону отдачи также мала: она равна нулю в прямом направлении и принимает наибольшее значение при обратном рассеянии фотона. Это показано на рис. 2.5, где показана зависимость между энергиями падающего и рассеянного фотонов. Для падающих фотонов с энергией 20 кэВ, 50 кэВ и 100 кэВ максимальная энергия, передаваемая электрону отдачи, составляет 1,5 кэВ, 8,2 кэВ и 28,1 кэВ, соответственно. Сечение рассеяния фотона с энергией hv на заданный угол θ было впервые получено в 1928 году Лейном и Нишиной с помощью теории электрона Дирака³. Клейн и Нишина получили следующее выражение для дифференциального сечения рассеяния фотонов одним свободным электроном:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{KN}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2\theta) f_{\mathrm{KN}}$$
(2.16)

где

$$f_{\rm KN} = \left\{ \frac{1}{1 + \alpha (1 - \cos\theta)} \right\}^2 \left\{ 1 + \frac{\alpha^2 (1 - \cos\theta)^2}{[1 + \alpha (1 - \cos\theta)][1 + \cos^2\theta]} \right\}$$
(2.17)

Это сечение сводится к сечению Томсона, когда $\alpha \to 0$ (то есть $h\nu'/h\nu \to 1$).

На рисунке 2.6 показано дифференциальное сечение рассеяния, построенное как функция угла рассеяния фотонов, представленная двумя способами. Нижняя кривая — это график дифференциального коэффициента на стерадиан, а верхняя - график дифференциального коэффициента на единицу угла рассеяния. Дифференциальное сечение рассеяния $\frac{d\sigma}{d\theta}$ равно нулю в прямом направлении, поскольку sin θ равен нулю (см. уравнение (2.9)).

Полное комптоновское сечение (вероятность взаимодействия на один электрон) для фотона с энергией *hv*, получается интегрированием уравнения (2.16) с использованием уравнения (2.9) и углового диапазона от 0 до π для θ . В результате получаем:

$$\sigma_{\rm KN}(h\nu) = 2\pi r_0^2 \left\{ \left(\frac{1+\alpha}{\alpha^2}\right) \left(\frac{2(1+\alpha)}{1+2\alpha} - \frac{\ln(1+2\alpha)}{\alpha}\right) + \frac{\ln(1+2\alpha)}{2\alpha} - \frac{1+3\alpha}{(1+2\alpha)^2} \right\}$$
(2.18)

³ Расчет вероятностей взаимодействия для эффекта Комптона, проведенный Клейном и Нишиной, был одним из первых успешных испытаний квантовой механики.



РИС 2.5. Зависимость энергии вторичных фотонов hv' от энергии первичных фотонов hv для комптоновских взаимодействий и различных углов рассеяния.



РИС. 2.6. Дифференциальные сечения Комптона для рассеяния фотонов с энергией 70 кэВ.

2.2.5. Коэффициенты рассеяния и переноса энергии

В процессе некогерентного рассеяния свободных электронов начальная энергия фотона делится между рассеянным фотоном и возвращающимся электроном. Дифференциальный коэффициент передачи энергии может быть получен с помощью уравнения:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2} \left(1 + \cos^2\theta\right) f_{\mathrm{KN}} \left(\frac{\alpha(1 - \cos\theta)}{1 + \alpha(1 - \cos\theta)}\right) \tag{2.19}$$

Это можно проинтегрировать по всем углам, чтобы получить σ_{tr} – коэффициент передачи энергии. Коэффициент рассеяния, по определению, является разностью между полным сечением комптоновского рассеяния и коэффициентом передачи энергии:

$$\sigma_{\rm s} = \sigma_{\rm KN} - \sigma_{\rm tr} \tag{2.20}$$

2.2.6. Некогерентное рассеяние

Для эффекта Комптона, как и для томсоновского рассеяния, предполагается, что электрон свободен и находится в состоянии покоя. Для некогерентного рассеяния связанными атомными электронами вклады от отдельных электронов складываются, и дифференциальное сечение принимает вид:

$$\frac{\mathrm{d}\sigma_{\mathrm{incoh}}}{\mathrm{d}\Omega} = \frac{r_0^2}{2} (1 + \cos^2\theta) f_{\mathrm{KN}} S(x, Z) \tag{2.21}$$

Функция *S* известна как функция некогерентного рассеяния и, как и когерентный форм-фактор, является универсальной функцией величины передачи импульса x и атомного номера. Значение *S* равно нулю в прямом направлении и увеличивается с ростом передачи импульса, достигая значения *Z*, числа электронов на атом. Это увеличение становится медленнее с ростом атомного номера. Это иллюстрирует рис. 2.7, на котором показана нормированная функция некогерентного рассеяния (S/Z) для трех элементов.



РИС. 2.7. Изменение нормированной функции некогерентного рассеяния S/Z в зависимости от параметра переноса импульса х. Данные приведены для углерода (С), железа (Fe) и платины (Pt) (данные из [2.2]).

Полное сечение некогерентного рассеяния получается путем численного интегрирования уравнения (2.21). Во многих ситуациях оно почти равно одноэлектронному сечению, умноженному на число электронов в атоме:

$$\sigma_{\rm incoh} \approx Z \sigma_{\rm KN}$$
 (2.22)

2.2.7. Образование пар и триплетов

Когда фотон высокой энергии проходит вблизи атомного ядра, он может взаимодействовать с ядерным кулоновским полем в процессе, называемом образованием пары. Фотон преобразуется в электроннопозитронную пару, каждая из которых обладает собственной кинетической энергией. Энергетический баланс выглядит следующим образом:

$$hv = T_+ + T_- + 2m_0 c^2 \tag{2.23}$$

при условии, что энергия фотона превышает энергетический порог взаимодействия в $2m_0c^2$ (1022 кэВ). Для фотонов с энергией меньше этого значения образование пар невозможно. Поскольку образование пар происходит в поле ядра, сечение этого взаимодействия изменяется приблизительно как Z^2 , где Z – заряд ядра.

Этот процесс может происходить и в поле электрона. Тогда он называется триплетным производством, поскольку электрон-мишень сам выбрасывается со значительной энергией. Таким образом, в движение приходят два электрона и один позитрон. Энергетический порог для образования триплета составляет $4m_0 c^2$. Пороги для производства пар и триплетов намного выше, чем энергии фотонов, используемых в диагностической радиологии.

2.3. КОЭФФИЦИЕНТЫ ПОГЛОЩЕНИЯ ФОТОНОВ

Выше обсуждалось взаимодействие фотонов с отдельными атомами, но необходимо также рассмотреть макроскопическое поведение фотонов, проходящих через вещество. Для этого используются линейные и массовые коэффициенты поглощения, которые просто связаны с общим сечением. Как уже упоминалось во введении, фотоны могут претерпевать более одного взаимодействия при прохождении через сыпучий материал. Например, за первоначальным взаимодействием рассеяния может последовать второй процесс рассеяния, за которым, в свою очередь, может последовать третье рассеяние, фотоэлектрическое поглощение или отсутствие дальнейших взаимодействий, в результате чего фотон покидает сыпучий материал. Линейный и массовый коэффициенты поглощения дают информацию о прохождении первичных фотонов через материал. Поле излучения на глубине среды также будет включать рассеянные фотоны, которые также вносят вклад в долю внутри среды. Выходной пучок из сыпучего материала также будет состоять из первичных и рассеянных фотонов. Как отмечалось ранее, такие эффекты лучше всего оценивать с помощью методов Монте-Карло.

2.3.1. Линейный коэффициент поглощения

Рассмотрим тонкую однородную плиту материала толщиной dx, которая облучается пучком фотонов, падающих нормально к плите. Отдельные фотоны могут проходить через пластину, не взаимодействуя, поглощаться или рассеиваться. Из обсуждения в разделе 2.2 следует, что вероятность взаимодействия отдельных фотонов в этом тонком сечении определяется:

$$N_a \sigma \mathrm{d}x$$
 (2.24)

где N_a – число центров взаимодействия (атомов) на единицу объема, а σ – общее сечение взаимодействия на атом.

Величина $N_{a}\sigma$ известна как линейный коэффициент поглощения и обычно обозначается μ . Для рассеяния атомами N_{a} может быть рассчитана из постоянной Авогадро N, атомного веса A_{r} и плотности ρ , отсюда следует следующее выражение:

$$\mu = N_{\rm a}\sigma = \frac{1000N_A\rho}{A_{\rm r}}\sigma \tag{2.25}$$

Это выражение выражено в единицах СИ, поэтому размерность μ равна м⁻¹.

2.3.2. Экспоненциальное поглощение

Теперь рассмотрим толстую пластину материала, и пусть $\Phi(x)$ представляет собой флюенс фотонов, которые не взаимодействовали в плите после прохождения через толщину x. Ожидаемое изменение, $d\Phi$, этого флюенса после прохождения через еще одну толщину dx определяется следующим образом:

 $\mathrm{d}\Phi = -\Phi\mu\,\mathrm{d}x$

где отрицательный знак означает, что Ф уменьшается. Уравнение (2.26) является переформулировкой уравнения (2.24). Интегрирование уравнения (2.26) дает:

(2.26)

$$\Phi = \Phi_0 e^{-\mu x} \tag{2.27}$$

где Φ_0 - начальное значение флюенса⁴. Это уравнение, описывающее экспоненциальное поглощения фотонного пучка. Оно известно, как закон Бира. Следует отметить, что он описывает количество фотонов, которые не вступили во взаимодействие, также известных как первичные фотоны. При диагностических энергиях на глубине могут присутствовать другие фотоны, возникающие в результате взаимодействия фотонов при рассеянии или испускания флуоресцентных фотонов после фотоэлектрического взаимодействия.

2.3.3. Массовый коэффициент поглощения

Линейный коэффициент поглощения μ зависит от плотности, которая, в свою очередь, зависит от физического состояния материала. Как следствие, μ не является подходящей величиной для составления данных, и вместо него используется связанная с ним величина (μ/ρ), которая не зависит от плотности. Эта величина известна как массовый коэффициент поглощения, а ее размерность выражается в квадратных метрах на килограмм (m^2/kr).

Следует отметить, что в большинстве подборок данных массовые коэффициенты ослабления приводятся в единицах квадратных сантиметров на грамм (см²/г), поскольку исторически они выражались именно таким образом, и это позволяет получить числа, с которыми удобно работать.

2.3.4. Массовые коэффициенты переноса и поглощения энергии

Для дозиметрических целей необходимо знать энергию, переданную вторичным электронам в результате первоначального взаимодействия. Линейный (μ_{tr}) и массовый коэффициенты переноса энергии (μ_{tr}/ρ) позволяют рассчитать эту энергию. Обе величины определяются с помощью:

$$\mu_{\rm tr} = \mu \frac{\langle T \rangle}{h\nu} \tag{2.28}$$

⁴ Определение флюенса см. в разделе 3.2.1.

где *<T>* – матожидание энергии, преобразованной во вторичные электроны.

Для фотонов с энергией hv, проходящих расстояние dx в материале, энергия $d(hv)_{tr}$, передаваемая при взаимодействии в кинетическую энергию электронов, определяется следующим образом:

$$d(h\nu)_{tr} = \Phi h\nu \mu_{tr} \, dx \tag{2.29}$$

Мы можем использовать это выражение для расчета кермы в данном материале путем просто разделив на массу на единицу пройденной площади $(dm = \rho dx)$, чтобы получить:

$$K = \frac{\mathrm{d}(h\nu)_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}m} = \Phi h\nu \left(\frac{\mu_{\mathrm{tr}}}{\rho}\right) \tag{2.30}$$

Часть энергии, переданной вторичным заряженным частицам, теряется на излучательные процессы в материале, в основном тормозное излучение. Чтобы учесть это, мы используем массовый коэффициент поглощения энергии (μ_{en}/ρ), определяемый следующим образом:

$$\left(\frac{\mu_{\rm en}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{\rm tr}}{\rho}\right)(1-{\rm g}) \tag{2.31}$$

где *g* – доля энергии, потерянная на радиационные процессы. Для энергий, используемых в диагностической радиологии, *g* может быть принято равным нулю.

2.3.5. Вклад отдельных взаимодействий в общий коэффициент ослабления массы

Теперь мы рассмотрим четыре различных механизма, с помощью которых фотоны могут взаимодействовать с веществом. Все они конкурируют, так как в любом пучке фотонов они могут возникнуть, каждый в соответствии со своей индивидуальной вероятностью. Поэтому общий массовый коэффициент поглощения равен сумме всех индивидуальных массовых коэффициентов поглощения, и, используя уравнение (2.25), мы получаем:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \left(\frac{\tau}{\rho}\right) + \left(\frac{\mu_{\rm coh}}{\rho}\right) + \left(\frac{\mu_{\rm inc}}{\rho}\right) + \left(\frac{\kappa}{\rho}\right) = \left(\tau + \sigma_{\rm coh} + \sigma_{\rm inc} + \kappa\right)\frac{N_{\rm A}}{A_{\rm r}}1000$$
(2.32)

Величина каждого коэффициента поглощения зависит от энергии фотона и атомного номера материала. На рисунке 2.8 показаны массовые коэффициенты поглощения для воды для энергий фотонов от 1 кэВ до 300 кэВ.



РИС. 2.8. Массовые коэффициенты поглощения у воды для каждого из рассмотренных взаимодействий. Самая высокая энергия, показанная на рисунке, находится ниже порогов образования пар и триплетов (данные из [2.3]).

Фотоэлектрическое взаимодействие дает доминирующий вклад в полное сечение взаимодействия при самых низких энергиях. Резкое уменьшение при низких энергиях фотонов характерно для фотоэффекта и заканчивается, когда некогерентное (комптоновское) рассеяние становится доминирующим, и остается таковым для остальной части диагностического диапазона энергий. Положение пересечения для этих двух взаимодействий зависит от зарядового числа, но для воды составляет около 30 кэВ.

На рис. 2.9 показано сравнение коэффициентов взаимодействия для различных материалов, имеющих важное значение в диагностической радиологии. в диапазоне энергий до 100 кэВ и для материалов с высоким атомным номером очевидны разрывы, возникающие из-за различий в фотоэлектрическом поглощении на L- и М-границах. Различия в поглощении, которые при этом возникают, важны для проектирования фильтров, используемых для формирования спектров рентгеновских лучей (особенно в маммографии и при визуализации с использованием йодированных контрастных веществ). Положение границы (границ) для материалов, используемых в рецепторах изображения, может оказывать важное влияние на эффективность поглощения.



РИС. 2.9. Суммарные массовые коэффициенты взаимодействия для материалов, имеющих отношение к диагностической радиологии (жировая ткань, йод, оксисульфид гадолиния (гадокс) и свинец (данные по составу тканей приведены в [2.4]; коэффициенты взаимодействия – в работе [2.4]).

2.3.6. Коэффициенты для соединений и смесей

Коэффициенты ослабления массы и коэффициенты массового переноса энергии для соединений и близких смесей могут быть получены путем взвешенного суммирования коэффициентов составляющих:

$$\left(\frac{\mu}{\rho}\right) = \sum_{i} \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{i} w_{i}; \ \left(\frac{\mu_{\rm tr}}{\rho}\right) = \sum_{i} \left(\frac{\mu_{\rm tr}}{\rho}\right)_{i} w_{i}$$
(2.33)

где w_i - нормированные весовые доли⁵ элементов *i* (или компонентов смеси *i*), присутствующих в поглотителе. Коэффициент массового поглощения энергии для элемента учитывает радиационные потери вторичных электронов. Поскольку вторичный электрон, исходящий из атома *A*, также будет нести радиационные потери от других составляющих, простое взвешенное сложение может лишь приблизительно определить массовый коэффициент поглощения энергии для смеси, если радиационные потери малы, что в этом случае определяется следующим образом:

$$\left(\frac{\mu_{\rm en}}{\rho}\right) = \sum_{i} \left(\frac{\mu_{\rm en}}{\rho}\right)_{i} w_{i} \tag{2.34}$$

⁵ В случае соединений нормализованные весовые доли определяются с учетом химического состава соединения и атомных весов отдельных элементов (A_r) (см. раздел 1.3, а также [2.5]).

2.4. ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ ЭЛЕКТРОНОВ С ВЕЩЕСТВОМ

Существует два основных механизма потери энергии электронами: ионизационные или столкновительные потери и радиационные потери или излучение. Основным процессом потери тормозное энергии при прохождении электронов через вещество являются столкновения с другими электронами. Поскольку они имеют одинаковую массу, потери энергии могут быть весьма значительными, и изменения в направлении движения также могут быть весьма значительными. Поскольку электроны не могут быть различить, предполагается, что электрон, который выходит из столкновения с наибольшей энергией, является первоначальным падающим электроном. Это означает, что максимальный обмен энергией составит половину первоначальной энергии. Кроме того, из-за малой массы электрона он может взаимодействовать с электрическим полем ядер и замедляться так быстро, что часть его энергии может быть излучена. Это называется тормозным излучением и является основным процессом, ответственным за производство рентгеновских лучей при ударе электронного пучка о мишень.

Энергия, теряемая заряженными частицами при прохождении через вещество, обычно описывается величиной, называемой тормозной способностью S. Она определяется как $S = \frac{dT}{dx}$, где dT - потеря кинетической энергии частицы при прохождении ею расстояния dx. Более распространено выражение расстояния в терминах массы на единицу площади материала, что дает массовую тормозную способность $\frac{S}{dt}$:

$$\frac{S}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{\mathrm{d}T}{\mathrm{d}x} \tag{2.35}$$

где *р* – плотность массы материала.

2.4.1. Ионизирующие (столкновительные) взаимодействия и ионизирующая тормозная способность

Этот процесс включает в себя столкновения между электронами, проходящими через вещество, и электронами, входящими в состав вещества. В результате электроны могут быть выбиты из своих атомов, в результате чего они становятся «ионизированными». Именно по этой причине «ионизирующее излучение» получило свое название. Измерить скорость потери энергии при этих взаимодействиях довольно сложно, но рассчитать ее относительно легко. Поскольку электроны так малы, релятивистские эффекты важны даже при довольно низких кинетических энергиях. Необходимо также учитывать квантовую механику, и, таким образом, эта проблема была впервые решена Бете в начале XX века. Следующее выражение представляет собой формулу Бете-Блоха, расширенную Штернхаймером, и дает тормозную способность ионизирующей массы:

$$\frac{S_{\rm ion}}{\rho} = 2\pi r_0^2 N_e \frac{\mu_0}{\beta^2} \left[\ln \frac{T^2 (T+2\mu_0)}{2\mu_0 I^2} + \frac{\frac{T^2}{8} - (2T+\mu_0)\mu_0 \ln 2}{(T+\mu_0)^2} + 1 - \beta^2 - \delta \right], \, \text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$$
(2.36)

Некоторые из этих обозначений уже использовались ранее: r0 -«классический радиус электрона», $N_e = N_A \left(\frac{z}{A_r}\right)$, где N_A – постоянная Авогадро, Z – зарядовое число, а A_r – атомный вес вещества. Величина μ_0 = $m_0 c^2$ — это масса покоя электрона, умноженная на квадрат скорости света, T – кинетическая энергия, а β – отношение скорости электрона к скорости света. Поправочный член плотности, δ. был добавлен позднее Штернхаймером. Его эффект заключается в уменьшении потерь энергии, но только при высоких энергиях. При энергии 100 МэВ он может достигать 20%. I – это полуэмпирическая величина, называемая «средней энергией возбуждения», которая является свойством материала и увеличивается с ростом зарядового числа материала. Значения I для большого числа материалов приведены Национальным институтом стандартов и технологий.

В области низких энергий, ниже 100 кэВ или около того, член перед квадратными скобками является наиболее важным. Фактор $\frac{1}{\beta^2}$ делает останавливающую силу почти обратно пропорциональной кинетической энергии. При энергиях выше 100 кэВ β практически равно 1, и член перед ним становится почти постоянным. Члены внутри квадратной скобки медленно растут вместе с энергией, и тормозная способность проходит через минимум в области 1 МэВ.

Зависимость от зарядового числа не сильная. Коэффициент перед квадратными скобками содержит число электронов на единицу массы, а поскольку оно задается $N_A\left(\frac{Z}{A_r}\right)$ и если вспомнить, что $\frac{Z}{A_r}$ составляет 0,5 или чуть меньше для всех материалов, кроме водорода, то тормозная способность массы уменьшается лишь незначительно с увеличением атомного номера. Средняя энергия возбуждения, *I*, увеличивается с ростом зарядового числа, что также приводит к уменьшению *Sion* для материалов с высоким зарядовым числом.

2.4.2. Радиационные взаимодействия и радиационная тормозная способность

Когда электрон проходит близко к ядру, он испытывает значительную кулоновскую силу и замедляется. Замедлившийся заряд излучает энергию в виде электромагнитного излучения. Квантово-механическое решение сложно, и необходимо делать приближения, а наиболее подходящая форма для результата зависит от диапазона энергий.

Приблизительная мощность массовой тормозной способности для диагностических энергий составляет:

$$\frac{S_{\text{rad}}}{\rho} = \sigma_0 \frac{N_A}{A_r} Z^2 (T + \mu_0) \overline{B}, \text{MeV} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{g}^{-1}$$
(2.37)

где $\sigma_0 = \left(\frac{1}{137}\right) \left(\frac{e^2}{\mu_0}\right)^2 = 0,580 \frac{6 a p h}{ я д p o}$. Функция $B = B\left(\frac{h v}{T}\right)$ является медленно меняющейся функцией T и Z со средним значением для нерелятивистских энергий, $T << m_0 c^2$, оf $\overline{B} = 16-3$. Другие приближенные вычисления справедливы для релятивистских энергий электронов.

Хотя это выражение выглядит гораздо проще, чем уравнение (2.36), на самом деле решаемая физическая задача гораздо сложнее. Потери энергии в этом процессе довольно сильно зависят от зарядового числа, как видно из члена Z^2 .

2.4.3. Полная тормозная способность

Полная тормозная способность представляет собой сумму ионизационной и радиационной тормозных способностей, как указано в уравнениях (2.36, 2.37). То есть:

$$S_{\rm tot} = S_{\rm ion} + S_{\rm rad} \tag{2.38}$$

На рисунке 2.10 показаны ионизационные, радиационные и полные тормозные силы для воды и вольфрама.



РИС. 2.10. Ионизирующая, радиационная и полная тормозная способность для воды и вольфрама для энергий электронов от 10 кэВ до 10 МэВ.

Из рис. 2.10 (вода) видно, что радиационная тормозная способность для материалов с низким атомным номером, таких как вода (или ткань), ничтожна. общую тормозную способность практически И можно рассматривать как обусловленную ионизационной тормозной способностью. На рис. 2.10 (вольфрам) показано, что для материалов с высоким атомным номером, таких как вольфрам, это уже не так. Например, при энергии 100 кэВ радиационная тормозная способность лишь немногим более чем на порядок меньше ионизационной, а при энергии 10 МэВ они приближаются к равенству.

Свойства спектра тормозного излучения, создаваемого на рентгеновской мишени, подробно рассматриваются в главе 5.

2.4.4. Тормозная способность в соединениях и смесях

Массовая тормозная способность может быть приближенно определена для соединений или тщательно перемешанных смесей путем взвешенного сложения массовых тормозных способностей элементарных составляющих, предполагая независимый вклад в тормозную способность:

$$\left(\frac{s}{\rho}\right) = \sum_{i} \left(\frac{s}{\rho}\right)_{i} w_{i} \tag{2.39}$$

где *w_i* - нормированные весовые доли элементов, *i*, присутствующих в материале. Влиянием химического связывания здесь пренебрегаем.

2.4.5. Линейная передача энергии

Тормозная способность массового столкновения характеризует потерю энергии электрона в результате всех столкновений. Вторичные электроны, возникающие в результате жестких столкновений (δ-лучи), переносят часть энергии на некоторое расстояние от трека и могут покинуть интересующий нас объем. Если рассматриваются явления микроскопического масштаба радиобиологии), использование мощности остановки (например, в столкновений может привести к завышению дозы. В таких ситуациях можно использовать ограниченную тормозную способность, которая относится к энергии, теряемой в поглотителе вторичными частипами. не превышающими предельную энергию Δ , что позволяет ограничить интересующий объем диапазоном электронов с энергией Д. Разумное значение для Δ составляет 10 кэВ. Ограниченная тормозная способность может быть выражена либо как массовая ограниченная тормозная способность (S/p) Res, либо, для описания энергии, передаваемой среде на единицу длины трека, обычно используется линейная передача энергии L_{Δ} , задаваемая в единицах кэВ/мкм:

$$L_{\Delta} = \frac{\rho}{10} \left(\frac{1}{\rho} \frac{dT}{dx} \right)_{\Delta} \tag{2.40}$$

где плотность дана в г/см3, а массовая ограниченная останавливающая способность в МэВ·см²·г⁻¹.

2.5. ИСТОЧНИКИ ДАННЫХ

Данные по коэффициентам ослабления фотонов и тормозным способностям можно найти во многих учебниках, но удобнее всего получать их из веб-источников данных, приведенных в работах [2.3, 2.5], или из таблиц, приведенных в работе [2.6]. Состав тканей тела и материалов фантома приведен в работах [2.4, 2.7].

ссылки

- [2.1] HUBBELL, J.H., ØVERBØ, I. Relativistic atomic form factors and photon coherent scattering cross sections, J. Phys. Chem. Ref. Data 8 (1979) 69–106.
- [2.2] HUBBELL, J.H., et al., Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections J. Phys. Chem. Ref. Data **4** 3 (1975) 471–539.
- [2.3] BERGER, M.J., et al., XCOM: Photon Cross Sections Database (version 1.3), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (2005).
- [2.4] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Rep. 44, ICRU, Bethesda, MD (1989).
- [2.5] BERGER, M.J., COURSEY, J.S., ZUCKER, M.A., CHANG, J., ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer Programs for Calculating Stopping-Power and Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions (version 1.2.3), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (2005).
- [2.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Photon, Electron, Proton and Neutron interaction Data for Body Tissues, Rep. 46, ICRU, Bethesda, MD (1992).
- [2.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values, Publication 85, Pergamon Press, Oxford (2003).

БИБЛИОГРАФИЯ

HUBBELL, J.H., Review of Photon Interaction Cross Section Data in the Medical and Biological Context, Phys. Med. Biol. **44** (1999) R1–22.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Stopping Powers for Electrons and Positrons, Rep. 37, ICRU, Bethesda, MD (1984).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, 4th edn, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1983).

NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, http://www.nist.gov/index.html

SELTZER, S.M., BERGER, M.J., Evaluation of the collision stopping power of elements and compounds for electrons and positrons, Int. J. Appl. Radiat. Isot. **33** (1982) 1189–1218.

Глава З

ОСНОВЫ ДОЗИМЕТРИИ

Е.М. ЙОШИМУРА Университет Сан-Паулу Сан-Паулу, Бразилия

3.1. ВВЕДЕНИЕ

Определение энергии, передаваемой веществу излучением, является предметом дозиметрии. Энергия, попавшая в вещество в виде излучения, взаимодействует с атомами материала, как было показано в предыдущей главе. Переданная энергия отвечает за влияние, которые излучение оказывает на вещество, например, повышение температуры, химические или физические изменения свойств материала. Некоторые из изменений, происходящих в веществе под действием излучения, пропорциональны поглощенной дозе, что дает возможность использовать материал в качестве чувствительной части дозиметра. Кроме того, биологические эффекты излучения зависят от поглощенной дозы. Набор величин, связанных с полем излучения, также определяется в рамках дозиметрии. В этой главе будет показано, что при особых условиях между дозиметрическими величинами и величинами, описывающими поле, существуют простые соотношения. Таким образом, основу дозиметрии составляет набор физических и операционных величин, которые изучаются в этой главе.

3.2. ВЕЛИЧИНЫ И ЕДИНИЦЫ, ИСПОЛЬЗУЮЩИЕСЯ ДЛЯ ОПИСАНИЯ ВЗАИМОДЕЙСТВИЙ ИОНИЗИРУЮЩЕГО ИЗЛУЧЕНИЯ С ВЕЩЕСТВОМ

Исторически измерение ионизации, производимой излучением, было первым способом количественной оценки прохождения излучения через вещество. Действительно, величина облучения, или, точнее, экспозиционная доза, определенная Международной комиссией по радиационным единицам и измерениям (МКРУ) в 1957 году, связана со способностью фотонного пучка ионизировать воздух. В последние годы эта величина была заменена кермой, более общей величиной, которая рекомендуется для целей калибровки дозиметров. Тем не менее, поглощенная доза — это величина, которая лучше всего отражает воздействие радиации на материалы или человека, и, соответственно, все величины, связанные с защитой, основаны на ней. Использование дозиметрических величин важно во многих аспектах применения радиации. В диагностической радиологии радиационная защита персонала и пациентов является наиболее важным применением дозиметрических величин. В этом разделе представлены и обсуждаются основные дозиметрические величины, по возможности, связывая их с величинами, описывающими поле излучения.

3.2.1. Радиационные поля: Флюенс и энергия флюенса

Поле излучения в точке P может быть количественно оценено физической нестохастической величиной флюенс, которая обычно выражается в единицах м⁻² или см⁻² и задается соотношением:

$$\Phi = \frac{\mathrm{d}N}{\mathrm{d}a} \tag{3.1}$$

где dN — дифференциал матожидания числа частиц (фотонов или массивных частиц), ударяющихся о бесконечно малую сферу с площадью большого круга da, окружающую точку P, как показано на рис. 3.1. Следует отметить, что частицы, входящие в Φ , могут иметь любое направление, но соответствуют одному типу излучения, так что фотоны и электроны учитываются отдельно, внося вклад в флюенс фотонов и флюенс электронов, соответственно.

Понятие энергетического флюенса легко выводится путем суммирования энергии излучения каждой частицы, ударяющейся о бесконечно малую сферу:

$$\psi = \frac{\mathrm{d}R}{\mathrm{d}a} \tag{3.2}$$

В уравнении (3.2) dR — это дифференциал энергии излучения R – кинетической энергии массивных частиц, энергии фотонов, - которая падает на бесконечно малую сферу. Единицей измерения флюенса энергии является джоуль на квадратный метр (Дж/м²).

Если поле излучения состоит из частиц, каждая из которых имеет одинаковую энергию Е, энергетический флюенс связан с флюенсом (или флюенсом частиц) через простое выражение: $\Psi = E\Phi$.



РИС. 3.1. Характеристика поля излучения в точке P в виде излучения, проходящего через сферическую поверхность S.

3.2.2. Переносимая энергия, чистая переданная энергия, сообщенная энергия

3.2.2.1. Переносимая энергия, чистая переданная энергия

Когда незаряженная частица – например, рентгеновский фотон – взаимодействует с веществом, часть ее энергии передается в различных взаимодействиях. В объеме V вещества переданная энергия (ε_{tr}) определяется суммой всех начальных кинетических энергий заряженных ионизирующих частиц, освобожденных незаряженными частиц в объеме V. В случае, когда фотоны в диагностическом диапазоне энергий являются незаряженными взаимодействующими частицами, ε_{tr} соответствует сумме кинетических энергий электронов в момент их освобождения при некогерентном рассеянии или фотоэлектрическом взаимодействии в объеме V. Для энергий фотонов выше порога образования пар 1,022 МэВ (см. раздел 2.2.7) кинетическая энергия также может быть передана позитронам.

Когда освобожденные заряженные частицы взаимодействуют с веществом, часть их первоначальной кинетической энергии может излучаться в виде фотонов. Существует два основных процесса, ответственных за излучение фотонов:

(i) Испускание тормозного излучения электронами и позитронами, взаимодействующими с ядрами.

(ii) Аннигиляция позитронов в полете; оставшаяся кинетическая энергия позитрона (T_{ann}) в момент аннигиляции плюс энергия массы покоя аннигилировавших частиц (1,02 МэВ) преобразуются в энергию фотона.

Когда из ε_{tr} вычитаются энергии фотонов тормозного излучения (hv_{brem}) и аннигиляционных фотонов (T_{ann}), определяется другая величина - чистая переданная энергия – ε_{tr}^{net} :

$$\varepsilon_{\rm tr}^{\rm net} = \varepsilon_{\rm tr} - \sum h \nu_{\rm brem} - \sum T_{\rm ann} \tag{3.3}$$

Для обеих величин (переданной энергии и чистой переданной энергии) объем V — это объем, в котором взаимодействуют исходные незаряженные частицы. Неважно, ограничен ли радиус действия заряженных частиц V или нет, все их начальные кинетические энергии входят в ε_{tr} , а все тормозные излучения и избыток энергии аннигиляционных фотонов исключаются из чистого ε_{tr}^{net} . Для фотонов в диагностическом диапазоне энергий, падающих на материалы с низким Z, $\varepsilon_{tr}^{net} = \varepsilon_{tr}$, так как не происходит образования пар, и тормозное излучение освобожденными электронами маловероятно.

3.2.2.2. Сообщенная энергия

Очень касающимся передачи важным понятием, энергии ионизирующего излучения веществу, является передаваемая энергия. Эта любого излучения (заряженного величина определяется для или незаряженного) и связана с той частью энергии излучения, которая может произвести эффект в облучаемом объеме. Если V – облучаемый объем, R_{in} – лучистая энергия, входящая в объем, и Rout – энергия, покидающая объем, то переданная энергия определяется как:

$$\varepsilon = R_{\rm in} - R_{\rm out} + E_{m \to R} - E_{R \to m} \tag{3.4}$$

Величины $E_{m\to R}$ и $E_{R\to m}$ в уравнении (3.4) представляют собой изменения энергии при преобразовании массы покоя частицы в лучистую энергию ($m\to R$) или энергии фотона в массу частиц ($R\to m$) внутри объема V. Для энергий, встречающихся в диагностической радиологии, оба этих члена пренебрежимо малы, и уравнение (3.4) можно переписать как:

$$\varepsilon = R_{\rm in} - R_{\rm out} \tag{3.5}$$

3.2.3. Керма и керма столкновений

Физическая нестохастическая величина керма (*K*) связана с энергией, передаваемой материи от незаряженных частиц. Керма – это характеристика кинетической энергии, выделяемая на единицу массы. Она определяется как:

$$K = \frac{\mathrm{d}\varepsilon_{\mathrm{tr}}}{\mathrm{d}m} \tag{3.6}$$

где величина d ε_{tr} — матожидание энергии, передаваемой косвенно ионизирующим излучением заряженным частицам в элементарном объеме dV массой dm. Единицей кермы в СИ является джоуль на килограмм (Дж/кг), который получил специальное название грей (Гр).

Некоторые важные замечания о керме:

- Керма может быть определена для любого материала, поэтому важно, чтобы материал был указан, когда представлено значение кермы.
- (ii) Керма определяется для непрямого ионизирующего излучения незаряженных частиц, таких как фотоны и нейтроны, и связана с первым шагом передачи энергии от этих частиц к веществу, на котором незаряженные частицы передают кинетическую энергию вторичным заряженным частицам.
- (iii) Кинетическая энергия, переданная вторичным частицам, не обязательно расходуется в том объеме (dV), в каком они были освобождены. Определение кермы ограничивается энергией, которую вторичные частицы получаемой вторичными частицами в момент освобождения.

3.2.3.1. Компоненты кермы

Энергия, переданная заряженным частицам от косвенно ионизирующего излучения частицам, может расходоваться двумя путями: (i) столкновения, приводящие к ионизации, и (ii) преобразование в фотоны. Соответственно, керма может быть разделена на две части:

$$K = K_{\rm col} + K_{\rm rad} \tag{3.7}$$

Керма столкновений (K_{col}) связана с той частью кинетической энергии вторичных заряженных частиц, которая расходуется при столкновениях, приводящих к ионизации и возбуждению атомов в веществе. В терминах величин, определенных ранее, керма столкновений получается из матожидания величины чистой переданной энергии (уравнение (3.3)):

$$K_{\rm col} = \frac{\mathrm{d}\varepsilon_{\rm tr}^{\rm net}}{\mathrm{d}m} \tag{3.8}$$

Радиационная керма (K_{rad}) связана с той частью начальной кинетической энергии вторичных заряженных частиц, которая преобразуется в энергию фотонов. Проще определить радиационную керму как разность: $K_{rad} = K - K_{col}$. Разделение кермы на эти две составляющие носит скорее дидактический, чем концептуальный характер. Оно помогает понять взаимосвязь между кермой и поглощенной дозой, которая будет рассмотрена в следующем разделе.

3.2.4. Керма для фотонов

3.2.4.1. Керма и флюенс

Некоторые важные соотношения для кермы можно получить для простого случая моноэнергетического фотонного пучка, облучающего вещество. Первое из них уже было выведено в разделе 2.3.4. В точке Р в пространстве, при наличии флюенса, Φ , фотонов с энергией hv керма может быть рассчитана как произведение флюенса энергии и коэффициента массового переноса энергии $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)$ материала:

$$K = \Phi h \nu \left(\frac{\mu_{\rm tr}}{\rho}\right) = \left(\frac{\mu_{\rm tr}}{\rho}\right) \Psi$$
(3.9)

Аналогично, керма столкновений для фотонов связана с флюенсом через использования массового коэффициента поглощения энергии $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$:

$$K_{\rm col} = \Phi \, h \nu \left(\frac{\mu_{\rm en}}{\rho}\right) = \Psi \left(\frac{\mu_{\rm en}}{\rho}\right) \tag{3.10}$$

Также в разделе 2.3.4 была выведена зависимость между коэффициентами поглощения и передачи энергии (уравнение 2.31). коэффициентами поглощения и передачи энергии (уравнение 2.31). Используя это уравнение, можно получить следующую зависимость между столкновением и общей кермой:

$$K_{\rm col} = K(1-g)$$
 (3.11)

где g – средняя доля энергии, переданной заряженным частицам, которая передается фотонам, когда заряженные частицы замедляются в той же среде, в которой они были выпущены.

Если пучок фотонов имеет спектр энергий, уравнения (3.9, 3.10) могут быть обобщены путем суммирования или интегрирования по диапазону энергий дискретного или непрерывного спектра, соответственно.

Для фотонов в диагностическом диапазоне энергий (≤150 кэВ), взаимодействующих в материале с низким Z, различия между коэффициентами поглощения и передачи энергии пренебрежимо малы, поскольку доля энергии электрона, преобразованная в лучи тормозного излучения, очень мала. Для этих условий радиационная керма крайне мала, а керма столкновений численно равна керме.

3.2.4.2. Керма и воздействие

В особой ситуации, когда фотоны рентгеновского или гамма-излучения взаимодействуют с воздухом, определяется еще одна величина - экспозиция, которая связана с кермой столкновения с помощью простого выражения. Согласно МКРУ, экспозиция (X) определяется как соотношение:

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{3.12}$$

Величина dQ в уравнении (3.12) — это абсолютное значение суммарного заряда ионов одного знака, образующихся в воздухе, когда все электроны и позитроны, освобожденные фотонами в воздухе с массой dm, останавливаются в воздухе. Единицей облучения является кулон на килограмм (Кл/кг), хотя старая единица, не относящаяся к СИ (рентген - P), все еще используется. Перевод из R в единицы равен 1 P = 2,580 × 10-4 Кл/кг.

Из приведенного выше определения следует, что энергия, затраченная на создание заряда dQ, входящего в числитель уравнения (3.12), соответствует ожидаемому значению чистой энергии, переданной заряженным частицам в воздухе ($d\varepsilon_{tr}^{net}$). Связь между этими двумя величинами может быть выражена в терминах измеряемой величины \overline{W}_{air} средней энергии, затрачиваемой в сухом воздухе на образование пары ионов. \overline{W}_{air} определяется соотношением:

$$\overline{W}_{air} = rac{\sum \kappa инетических энергий электронов, потраченная на ионизацию и возбуждение}{\sum ионные пары, образованные вторичными электронами в воздухе}$$
 (3.13)

Важно подчеркнуть, что часть кинетической энергии, которая преобразуется в энергию фотонов, и ионизации, производимые фотонами тормозного излучения, не включены ни в числитель, ни в знаменатель уравнения (3.13).

Принятое в настоящее время значение \overline{W}_{air} было определено Бутийоном и Перрош-Ру в 1987 году путем анализа набора опубликованных экспериментальных значений этой величины:

$$\overline{W}_{air} = 33,97 \frac{_{\mathfrak{B}B}}{_{\mathsf{ионная}}} \pi apa = 33,97 Дж$$
 (3.14)

Теперь можно получить зависимость между кермой воздушного столкновения и экспозицией X получена:

$$(K_{col})_{air} = \overline{W}_{air}X = 33,97X$$
 (СИ)
или
 $(K_{col})_{air} = 0,876 \times 10^{-2}X$ (X в Р, K в Гр) (3.15)

3.2.5. Поглощенная доза

Поглощенная доза (D), физическая нестохастическая величина, определяется просто как соотношение:

$$D = \frac{\mathrm{d}\varepsilon}{\mathrm{d}m} \tag{3.16}$$

где $d\varepsilon$ – ожидаемое значение энергии, передаваемой любым ионизирующим излучением веществу массой dm. Поглощенная доза выражается в тех же единицах, что и керма, т.е. в джоулях на килограмм (Дж/кг) или грей (Гр).

Благодаря проникающему характеру ионизирующего излучения, при облучении большого объема вещества энергия может быть передана веществу в определенном объеме за счет излучения, приходящего из других областей, иногда очень далеких от интересующего объема. Поскольку поглощенная доза включает в себя все вклады, передающие энергию в интересующий объем, вряд ли возможно соотнести поглощенную дозу и флюенс падающего излучения. Фактически, знание флюенса излучения в интересующем рассеянное излучение, объеме, включая является необходимым условием для расчета поглощенной дозы. Особый случай, который делает возможным такое соотношение, будет рассмотрен в разделе 3.3.
3.2.6. Керма и погощенная доза

Керма и поглощенная доза выражаются в одних и тех же единицах, и обе они связаны с количественной оценкой взаимодействия излучения с веществом. Помимо того, что керма используется для количественной оценки поля излучения, а поглощенная доза - для количественной оценки эффектов излучения, в их определениях есть несколько важных моментов, которые следует подчеркнуть. Одно из различий заключается в роли интересующего объема в этих величинах; для кермы это место, где энергия передается от незаряженных частиц к заряженным; для поглощенной дозы интересующий объем — это место, где расходуется кинетическая энергия заряженных частиц. Например, для кермы учитывается только передача энергии при взаимодействии незаряженных частиц в объеме; для поглощенной дозы учитывается вся энергия, попавшая в объем. Таким образом, заряженные частицы, попадающие в интересующий объем, вносят вклад в поглощенную дозу, но не в керму. Кроме того, заряженные частицы, освобожденные фотоном в интересующем объеме, могут покинуть его, унеся с собой часть своей кинетической энергии. Эта энергия включается в керму, но не вносит вклад в поглощенную дозу.

Наибольшие различия между поглощенной дозой и кермой возникают на границах между различными материалами, так как существуют различия в плотности ионизации и в рассеивающих свойствах материалов. Изменения кермы на границах происходят ступенчато (масштабируются значениями коэффициента массового переноса энергии), но изменения поглощенной дозы происходят постепенно, распространяясь на область с размерами, сопоставимыми с пробегом вторичных частиц. На рисунке 3.2 приведены графики соотношения коэффициентов массового переноса энергии некоторых биологических тканей, показывающие, что для фотонов с энергией в диапазоне диагностической радиологии изменения кермы на границе различных тканей могут быть очень выраженными, даже при допущении, что флюенс фотонов постоянен на границе раздела. Керма на границах изменяется в зависимости от этих факторов.



РИС. 3.2. Соотношение коэффициентов массового переноса энергии для некоторых пар тканей: (а) жировая ткань - мягкая ткань; (b) кортикальная кость - скелетная мышца. ткани; (b) кортикальная кость - скелетная мышца.

Тем не менее, как показано в таблице 3.1, пробег электронов, приводимых в движение фотонами, используемыми в диагностической радиологии, в биологических тканях (в этой таблице для моделирования всех мягких тканей выбрана вода) невелики и составляют менее 1 мм для большинства энергий. Это указывает на то, что изменения в поглощенной дозе на границе раздела двух тканей в организме ограничены небольшими областями. Для сравнения в таблице 3.1 также приведен дистанции пробега электронов с кинетической энергией 1,0 МэВ, которые высвобождаются фотонами, используемыми для внешней радиотерапии. В этом случае изменения в поглощенной дозе распространяются на гораздо большее расстояние – несколько сантиметров. Подробнее об этом говорится в разделе 3.3.

Энергия электрона (кэВ)	Дистанция пробега в воде ^а	Дистанция пробега в костях ^а
10	2,52 мкм	1,49 мкм
20	8,57 мкм	5,05 мкм
50	43,2 мкм	25,3 мкм
80	97,7 мкм	57,1 мкм
100	0,143 мм	0,084 мм
150	0,282 мм	0,164 мм
1000	0,437 см	0,255 см

ТАБЛИЦА З.1. ДЛИНА ПРОБЕГА ЭЛЕКТРОНОВ В ВОДЕ И КОСТЯХ

^а Значения непрерывно замедляющегося приближения к дистанции пробега получены с помощью программы ESTAR [3.1]

3.2.7. Диагностические дозиметры

Экспериментальное определение кермы или поглощенной дозы и соответствующих дозиметрических величин в диагностической радиологии описано в главе 22 для дозиметрии пациента и в главе 24 для целей радиационной защиты. Необходимые измерения включают: определение мощности рентгеновской трубки; дозиметрию пациентов путем определения падающей или входной кермы воздуха, произведения кермы воздуха на площадь (Р) или дозы внутреннего облучения органов; и контроль доз облучения персонала с помощью зонального и индивидуального мониторинга.

В зависимости от процедуры могут использоваться различные дозиметры. Дозиметры — это приборы для определения поглощенной дозы или кермы, или их временных показателей, основанные на оценке физических свойств детектора, которые зависят от дозы. Помимо детектора, который является чувствительной частью прибора, дозиметр включает в себя другие компоненты, которые преобразуют сигнал детектора в конечный результат измерения – поглощенную дозу или значение кермы. Необходимые характеристики и особенности функционирования диагностических дозиметров рассматриваются в главе 21.

3.3. РАВНОВЕСИЕ ЗАРЯЖЕННЫХ ЧАСТИЦ В ДОЗИМЕТРИИ

Когла пучок незаряженных ионизирующих частиц облучает однородный материал, поле ионизирующего излучения превращается в смесь падающего пучка (ослабленного материалом), рассеянного излучения, возникающего при взаимодействии падающего пучка с материалом, тормозного излучения и заряженных частиц. Точное описание компонентов поля излучения в объеме, где необходимо определить поглощенную дозу или керму, не может быть достигнуто аналитическими методами. Обе величины могут быть определены численными методами (например, моделированием Монте-Карло) или экспериментальным путем при условии выполнения определенных предположений. Равновесие заряженных частиц (Р) в объеме делает возможным экспериментальное определение. В данном разделе рассматривается эта концепция для внешнего фотонного облучения.

3.3.1. Равновесие заряженных частиц

Идеализированная геометрия облучения показана на рис. 3.3(а). Поле излучения, состоящее из фотонов с энергией hv и обычно падающее на

рассматриваемый блок материала, приходит слева, из вакуума. При взаимодействии фотонов внутри материала высвобождаются электроны. Предположим, для простоты, что все эти заряженные частицы имеют одинаковое направление в материале, одинаковую энергию и прямой путь. Эти треки показаны в верхней части рис. 3.3(b), где также показан небольшой объем *dV* внутри материала.



РИС. 3.3. (a) Геометрия материала, облучаемого слева моноэнергетическим пучком фотонов; (b) треки заряженных частиц, высвобождающихся в материале. В нижней части рисунка показана длина пути заряженных частиц.

Рассмотрим, происходит, объема dV что когда положение перемещается в направлении, параллельном входящему лучу. число электронных треков, пересекающих dV, невелико вблизи поверхности материала, но увеличивается по мере перемещения объема на большую глубину, поскольку больше электронов освобождается при взаимодействии фотонов. Это показано на диаграмме в нижней части рис. 3.3(b), где каждая ячейка представляет собой объем dV на разной глубине внутри материала. Поскольку пути электронов имеют конечную длину в материале (задаваемую их диапазонами), число треков достигает максимума при определенном положении dV и в конечном итоге начинает уменьшаться, поскольку пучок ослабляется на большую глубину. Общая длина пути заряженных частиц в каждом объеме может рассматриваться как число ионизаций, происходящих в этом объеме. В этой идеализированной ситуации ожидаемое значение ионизации, произведенной в объеме dV, будет меняться с глубиной, как показано на рис. 3.4(а) для упрощенного случая, когда флюенс фотонов не меняется с глубиной.

Состояние постоянной ионизации, показанное на рис. 3.4(а), называется Р, потому что в этой ситуации заряженные частицы, которые

высвобождаются в объеме dV и покидают его, уравновешиваются по числу и энергии частицами, которые высвобождаются в другом месте и попадают в объем dV.

На рисунке 3.4(b) показана более реалистичная ситуация, когда ослаблением фотонного пучка нельзя пренебречь и флюенс фотонов уменьшается с глубиной. Как следствие, ожидаемое значение полной ионизации в объеме dV сначала возрастает, но затем медленно уменьшается с увеличением глубины среды. Такое состояние на глубине, превышающей максимум ионизации, называется переходным равновесием заряженных частиц. Глубина, на которой достигается Р или максимум ионизации, имеет порядок длины пробега заряженных частиц в материале.

Оба графика на рис. 3.4 предполагают, что ионизация на поверхности материала равна нулю. На самом деле, в более реалистичной ситуации даже на поверхности необходимо учитывать вклад рассеянного излучения, что приводит к ненулевой ионизации на поверхности. Кроме того, если ограничить энергию фотонов диапазоном энергий радиологии, то окажется, что максимум ионизации находится очень близко к поверхности облучаемого материала. Это объясняется двумя основными причинами: (i) вторичные электроны имеют небольшой радиус действия в биологических тканях (примеры приведены в разделе 3.1), а в твердых материалах испускаются почти изотропно, и (ii) некогерентное рассеяние фотонов низкой энергии приводит к образованию небольшого количества фотонов, которые рассеиваются близко к прямому направлению (см. уравнения (2.7, 2.21) и рис. 2.6).



РИС. 3.4. Полная ионизация в объеме dV как функция от глубины вдоль напрвления луча в материале при следующих предположениях: (a) флюенс фотонов постоянен; (b) пучок фотонов ослабляется при прохождении через материал.

3.3.2. Взаимосвязь между поглощенной дозой, кермой столкновения и облучением при равновесии заряженных частиц

Для фотонного пучка, показанного на рис. 3.3(а), керма и керма столкновений на входе в материал легко получить с помощью уравнений (3.8, 3.9). Поскольку материал однороден, значения кермы столкновений внутри материала изменяются пропорционально падающему флюенсу. Когда число взаимодействий настолько мало, что флюенс можно считать постоянным внутри среды, изменение K_{col} с глубиной будет соответствовать рис. 3.5(а). Обычно, однако, считается, что флюенс экспоненциально уменьшается с глубиной в материале, с аналогичным поведением для K_{col} , как показано на рис. 3.5(b).



РИС. 3.5. Коллизионная керма и поглощенная доза как функция от глубины в среде, облучаемой пучком фотонов высокой энергии (см. [3.2]).

Что касается поглощенной дозы, то здесь расчеты не так просты. Во-первых, поскольку поглощенная доза, D, зависит от вклада энергии заряженными частицами, она меньше на поверхности материала, чем внутри него. При взаимодействии фотонов освобождаются электроны, способствующие росту отдаваемой энергии в соответствии с ростом ионизации в материале, как показано на рис. 3.4. Таким образом, существует область накопления дозы на небольшой глубине в среде, как показано на рис. 3.5. Область накопления имеет размеры (*z_{max}*) аналогичные радиусу действия заряженных частиц в среде. Для высокоэнергетических фотонов эта область может простираться до 1-2 см, и этот эффект отвечает за известный эффект щажения кожи при наружной радиотерапии. Для диагностических фотонных пучков энергии ниже, а диапазоны электронов слишком малы, чтобы вызвать этот эффект: максимальная доза достигается в пределах кожи.

Когда поглощенная доза достигает максимального значения, предполагая, что все радиационные фотоны, произведенные в среде,

68

выходят из объема, происходит совпадение ее значения и кермы столкновения, так как достигается истинное Р. За пределами области накопления, если предположить, что изменения флюенса фотонов малы, как на рис. 3.5(а), а интересующий объем имеет малые размеры по сравнению с диапазоном электронов, что приводит к истинному Р, связь между поглощенной дозой и кермой столкновений сохраняется:

$$D^{\text{CPE}} = K_{\text{col}} = \Phi \, h \nu \left(\frac{\mu_{\text{en}}}{\rho}\right) \tag{3.17}$$

Для условий, подобных показанным на рис. 3.5(b), при переходном равновесии заряженных частиц, когда ослабление пучка фотонов не является пренебрежимо малым, не существует численного совпадения между значениями кермы столкновения и поглощенной дозы. За пределами максимума поглощенная доза больше, чем керма столкновения, поскольку переданная энергия является результатом зарядов, высвобожденных фотонным флюенсом, немного превышающим флюенс в интересующем объеме. Поскольку между этими величинами существует практически постоянное соотношение, обычно пишут:

$$D = \beta K_{\rm col} \tag{3.18}$$

Обычно приближение $\beta \approx 1$ можно использовать для диагностической радиологии и материалов с низким *Z*.

3.3.3. Условия, обеспечивающие работу равновесия заряженных частиц или приводящие к его несостоятельности

Упрощение общей ситуации, показанное выше, не должно интерпретироваться как единственное условие, которое может привести к истинному равновесию заряженных частиц в среде. Необходимыми и достаточными условиями, гарантирующими *P* являются:

- (a) Среда однородна как по атомному составу, так и по массовой плотности.
- (b) Поле фотонов однородно в рассматриваемом объеме.

Первое условие позволяет избежать изменений в распределении заряженных частиц в материале из-за изменения рассеивающих и поглощающих свойств. Однородность плотности не так важна, как постоянство состава, согласно теореме Фано (см. раздел 3.4.2). Второе условие требует, чтобы размеры интересующего объема были не очень большими по сравнению со средним свободным путём (1/µ) фотонов.

Примерами практических ситуаций, когда условия не выполняются, то есть равновесие заряженных частиц не может произойти, являются:

- (a) Большая расходимость пучка, как при облучении вблизи источника излучения;
- (b) Близость границ материала и любой другой среды.
- 3.4. ТЕОРИЯ ПОЛОСТИ

Определение поглощенной дозы в протяженной среде обычно требует использования детектора внутри среды. Поскольку чувствительный объем дозиметра, как правило, не сделан из того же материала, что и среда, его наличие является прерывистым. Он называется «полостью», поскольку ранние основы дозиметрии были разработаны для газообразных детекторов. В настоящее время эта концепция была распространена на жидкие и твердые детекторы, но традиционное использование букв g и w сохраняется для обозначения полости и среды, соответственно, поскольку они происходят от газа и стенки, составляющих ионизационную камеру. Основной интерес теории полостей заключается в изучении изменений распределения заряда и излучения в среде, создаваемых полостью, и установлении соотношений между дозой в чувствительном объеме дозиметра и дозой в среде. Далее дается краткое описание основ и основных результатов теории полостей для внешнего облучения фотонами и приложений к диагностической радиологии.

3.4.1. Теория полостей Брэгга-Грея

Полость может быть малого, большого или промежуточного размера по сравнению с диапазоном заряженных частиц в полости. Теория Брэгга-Грея рассматривает небольшие полости. У.Х. Брэгг начал разработку теории в 1910 году, но именно Л.Х. Грей во время своей докторской работы под совместным руководством Брэгга формализовал теорию. Два основных предположения этой теории таковы:

(i) Размеры полости настолько малы по сравнению с диапазоном заряженных частиц внутри нее, что флюенс заряженных частиц внутри полости не возмущается наличием полости.

 (ii) В полости нет взаимодействия незаряженных частиц, поэтому поглощенная доза, выпавшая в полости, обусловлена заряженными частицами, которые пересекают полость.

Первое предположение эквивалентно требованию, чтобы флюенсу заряженных частиц в полости был равен флюенсу в среде, *w*, которая ее окружает, а второе предположение означает, что ни одна заряженная частица не начинает и не заканчивает свой путь в полости.

В этих условиях отношение поглощенной дозы в среде w, окружающей полость, D_w, к дозе в полости $g(D_g)$ определяется отношением интегралов мощностей остановки столкновений электронов в обеих средах, взвешенных по одинаковому флюенсу электронов - распределению энергии флюенса электронов в среде $\left(\frac{d\Phi}{dT}\right)_w$:

$$\frac{D_w}{D_g} = \frac{\int_{T_{\min}}^{T_{\min}} \left(\frac{d\Phi}{dT}\right)_w \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{c,w} dT}{\int_{T_{\min}}^{T_{\max}} \left(\frac{d\Phi}{dT}\right)_w \left(\frac{dT}{\rho dx}\right)_{c,g} dT} = \bar{S}_g^w$$
(3.19)

Числитель и знаменатель в уравнении (3.19) являются обобщениями уравнения (3.20), которое связывает поглощенную дозу, D, с мощностью остановки столкновений, $(dT/\rho dx)$, для облучения флюенсом, F, моноэнергетических электронов:

$$D = \left(\frac{\mathrm{d}T}{\rho \mathrm{d}x}\right)_{c,T} \Phi \tag{3.20}$$

Для материалов среды и полости, в уравнении (3.19) предполагается, что внутри полости существует распределение энергий электронов, равное распределению снаружи. Символ \bar{S}_g^w имеет двойной штрих, чтобы указать, что это соотношение средних тормозных сил учитывает как среднее значение по спектру электронов, генерируемых фотонами, так и изменения в этом спектре, обусловленные непрерывной потерей кинетической энергии в материалах.

3.4.2. Теорема Фано

Условия теории рентгеновского излучения, лучше выполняются, если состав полости аналогичен составу среды, т.е. если и полость, и среда имеют одинаковые зарядовые числа. Это наблюдалось в экспериментах с полостями, заполненными различными составами газов, и в 1954 году У. Фано доказал следующую теорему:

«в среде заданного состава, подвергающейся равномерному полю первичного излучения, поле вторичного излучения также равномерно и не зависит от плотности среды, а также от изменения плотности от точки к точке».

Теорема Фано важна тем, что она ослабляет требования к размеру полости, которые очень трудно выполнить, например, когда пучок фотонов имеет низкую энергию. Однако следует отметить, что теорема справедлива только для бесконечных сред и в условиях, когда тормозная сила не зависит от плотности.

3.4.3. Другие размеры полостей

Рассмотрим теперь материал, окружающий полость, w, который достаточно велик, чтобы гарантировать равновесие заряженных частиц почти во всем его объеме, исключая очень малую часть вблизи границ, но который не нарушает флюенс фотонов в среде, в которую он погружен. Область среды m, окружающая w, также находится в условиях равновесия заряженных частиц. В этих условиях доза на материал w и доза на среду m связаны выражением:

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_m}{\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_w}$$
(3.21)

Уравнение (3.21) представляет собой простое соотношение коэффициентов поглощения энергии массой, и в нем неявно присутствуют три условия:

- (i) В обеих средах существует равновесие заряженных частиц.
- (ii) Пучок фотонов моноэнергетичен.
- (iii) Флюенс фотонов одинаков для обеих сред.

Если элементные составы w и m не одинаковы, обратное рассеяние фотонов на границе может значительно изменить флюенс фотонов, независимо от размеров *w*.

Для спектра фотонов, облучающих оба материала, уравнение (3.21) может быть проинтегрировано по спектру энергии фотонов, что дает:

$$\frac{D_m}{D_w} = \frac{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}h\nu}\right)_m \left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right)_m h\nu d(h\nu)}{\int_0^{h\nu_{\max}} \left(\frac{\mathrm{d}\Phi}{\mathrm{d}h\nu}\right)_m \left(\frac{\mu_{\mathrm{en}}}{\rho}\right)_w h\nu d(h\nu)} \equiv \left(\frac{\overline{\mu}_{\mathrm{en}}}{\rho}\right)_w^m$$
(3.22)

В этом уравнении $\left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_{w}^{m}$) – среднее отношение энергетических коэффициентов массового поглощения, учитывающее спектр фотонов, одинаково облучающих как материал, *w*, рассматриваемый как большая полость, так и *m*.

Полости с промежуточными размерами обычно рассматриваются с помощью теории полостей Урлина, предполагающей, что полость и среда находятся в равновесии заряженных частиц и что элементные составы обеих подобны. Теория не будет развиваться здесь, но выражение Бурлина дано в уравнении (3.23), где параметр d принимает значения от 0 до 1, в соответствии с размерами полости: $d \rightarrow 1$ для малых полостей и $d \rightarrow 0$ для больших.

$$\frac{D_{\rm g}}{D_{\rm w}} = d\bar{S}_{\rm w}^{\rm g} + (1-d) \left(\frac{\bar{\mu}_{\rm en}}{\rho}\right)_{\rm w}^{\rm g}$$
(3.23)

3.5. ПРАКТИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ С ПОМОЩЬЮ ИОННЫХ КАМЕР

Ионизационные камеры часто используются в диагностической радиологии. Они обычно строятся со стенкой, выполняющей функцию большой полости; помимо содержания газа, она имеет толщину, достаточную для обеспечения равновесия заряженных частиц в стенке. Если элементный состав этой стенки w аналогичен составу среды m, в которой измеряется доза, и в среде также присутствует равновесие заряженных частиц, то можно связать дозу в среде с дозой в стенке с помощью уравнения (3.21) или уравнения (3.22). С другой стороны, газ внутри ионной камеры облучается в основном заряженными частицами, высвобождающимися в стенке и пересекающими объем газа в соответствии с условиями Брэгга-Грея. таким образом, доза облучения материала, в который вставлена камера, может быть получена с помощью уравнения (3.24), которое объединяет уравнения (3.19, 3.22).

$$D_m = D_g d\bar{S}_g^w \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho}\right)_w^m \tag{3.24}$$

Если вместо дозы облучения газа известны заряд, созданный в газе (Q), и масса газа (m_g), то уравнение (3.23) сводится к:

$$D_m = \frac{Q}{m_g} \overline{W}_g \overline{S}_g^w \left(\frac{\overline{\mu}_{en}}{\rho}\right)_w^m$$
(3.25)

где \overline{W}_{g} - средняя энергия, затрачиваемая в газе на образование пары ионов, как уже было описано для воздуха в уравнении (3.13).

Особенно полезной (и распространенной) является ситуация, когда стенка камеры изготовлена из материала с тем же атомным составом, что и полость, так что доза на полость и доза на стенку считаются равными. В этих условиях уравнения (3.24, 3.25) упрощаются, сводясь к следующим:

$$D_m = D_g \left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)_g^m$$
для камер со стенками, эквивалентными газовым (3.26)

$$D_m = \frac{Q}{m_{\rm g}} \overline{W}_{\rm g} \left(\frac{\overline{\mu}_{\rm en}}{\rho}\right)_{\rm g}^m$$
 для камер со стенками, эквивалентными газовым (3.27)

Использование уравнений (3.24-3.27) на практике не является тривиальным, поскольку спектры фотонов и электронов в общем случае не известны, а заряд не полностью собран. Тем не менее, это делается для стандартных камер, используемых для калибровки приборов, применяемых в диагностической радиологии, с применением поправочных коэффициентов на неполный сбор заряда и несоответствие атомных составов. Стандартную камеру сравнивают с калибруемым прибором, облучая оба хорошо охарактеризованными пучками фотонов, по качеству сопоставимыми с клиническими пучками.

ссылки

- [3.1] NATIONAL INSTITUTE OF STANDARDS AND TECHNOLOGY, ESTAR: Stopping Power and Range Tables for Electrons, http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html (дата обращения: 28 августа 2012).
- [3.2] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, A Syllabus for the Education and Training of RTTs, Training Course Series No.25, IAEA, Vienna (2005).

БИБЛИОГРАФИЯ

ATTIX, F.X., Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry, John Wiley & Sons, New York (1986).

GREENING, J.R., Fundamentals of Radiation Dosimetry, Adam Hilger Ltd, Bristol (1981).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA Vienna (2005).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X Rays used in Medical Imaging, ICRU Rep. 74, INCRU, Bethesda, MD (2005).

JOHNS, H.E., CUNNINGHAM, J.R., The Physics of Radiology, Charles C. Thomas, Springfield, IL (1985).

Глава 4

ПОКАЗАТЕЛИ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ

А.Д.А. МЭЙДМЕНТ Малайский университет, Куала-Лумпур, Малайзия

4.1. ВВЕДЕНИЕ

Медицинское изображение – это графическое представление измерений объекта или функции организма. Эта информация может быть получена в одном или трех пространственных измерениях. Она может быть статичной или динамичной, то есть измеряться в зависимости от времени. Со всеми этими данными можно связать определенные фундаментальные свойства. Во-первых, ни одно изображение не может точно отображать объект или функцию; в лучшем случае, есть измерение с соответствующей ошибкой, равной разнице между истинным объектом и измеренным изображением. Во-вторых, ни одно из двух изображений не будет идентичным, даже если оно получено с помощью одной и той же системы визуализации одной и той же анатомической области; эту изменчивость принято называть шумом.

Существует множество различных способов получения данных медицинского изображения; различные механизмы получения подробно описаны в последующих главах. Однако независимо от метода изображения необходимо формирования уметь оценивать его достоверность, пытаясь ответить на вопрос: «Насколько точно изображение отражает тело или телесную функцию?» Это суждение относится к категории «качество изображения». В этой главе описаны методы количественной оценки качества изображения.

Знание качества изображения позволяет сравнивать различные конструкции систем визуализации для данной модальности и сопоставлять информацию, содержащуюся в изображениях, полученных с помощью различных модальностей визуализации. Также можно определить влияние качества изображения на задачу визуализации, например, обнаружение поражения в конкретном органе. Различные задачи визуализации требуют разного уровня качества изображения; изображение может быть достаточно качественным для одной задачи, но неадекватным для другой. Введенные здесь метрики будут широко использоваться в последующих главах этого руководства, когда будут обсуждаться вопросы проектирования, производительности и контроля качества различных систем формирования изображений. Однако сначала необходимо понять, что такое «качество изображения».

4.2. ОСНОВЫ ТЕОРИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ

4.2.1. Теория линейных систем

Во всех системах формирования изображений выходной сигнал g является функцией входного сигнала *f*. Функция *H* обычно называется передаточной функцией или функцией отклика системы. Для непрерывной двумерной (2-D) системы формирования изображений это соотношение можно записать как:

$$g(x, y) = H\{f(x, y)\}$$
(4.1)

В уравнении (4.1) и большинстве последующих уравнений функции выражены двумя зависимыми переменными для представления двумерного изображения; такое соглашение было выбрано для обеспечения последовательности в этой главе. Однако проблема формирования изображения может быть рассмотрена в любом количестве измерений. Простая концепция, представленная в уравнении (4.1) и показанная на рис. 4.1, подразумевает, что мы можем предсказать выход системы формирования изображения, если знаем вход и характеристики системы. То есть g – это изображение сцены, f.



РИС. 4.1. На изображении g(x, y) представлен поперечный срез грудной клетки f(x, y), размытый передаточной функцией H системы визуализации.

К сожалению, этот общий подход к анализу изображений очень сложен в использовании: необходимо вычислять передаточную функцию в каждом месте изображения для каждого уникального объекта или сцены. Этот анализ значительно упрощается, когда можно сделать два фундаментальных предположения: линейность и инвариантность сдвига (сокращенно LSI – linearity and shift invarience).

4.2.1.1. Линейность

Линейная система – это система, в которой выход системы может быть выражен как взвешенная сумма входных составляющих. Так, если система, представленная входом f_1 , имеет выход g_1 (x, y) = $H\{f_1(x, y)\}$, a входом f_2 – выход g_2 (x, y) = $H\{f_2(x, y)\}$, то:

$$H\{af_1(x, y) + bf_2(x, y)\} = H\{af_1(x, y)\} + H\{bf_2(x, y)\} = ag_1(x, y) + bg_2(x, y)$$
(4.2)

В общем случае большинство систем формирования изображений либо приблизительно линейны, либо могут быть линеаризованы, либо могут рассматриваться как линейные в небольшом диапазоне сигналов. Предположение о линейности позволяет сформулировать передаточную функцию как интеграл вида:

$$g(x, y) = \iint f(x', y') H(x, y, x', y') \, dx' \, dy' \tag{4.3}$$

Однако большинство современных систем визуализации являются цифровыми. В результате изображения состоят из измерений, выполненных в определенных точках регулярной сетки. В цифровых системах эти измерения представляются в виде массива дискретных значений. В дискретном случае q. (4.3) можно переформулировать как умножение матрицы H, где входная сцена и выходное изображение заданы в виде векторов (для одномерных (1-D) изображений) или матриц (для изображений более высокой размерности):

$$\mathbf{g} = H\mathbf{f} \tag{4.4}$$

В этой формулировке каждый элемент в g называется «пикселем» (pixel) или «элементом пикселя», а каждый элемент в f – «делем» (del) или «элементом детектора». Пиксель представляет собой наименьшую область, которая может однозначно кодировать одно значение в изображении. По аналогичному принципу термин «воксел» (voxel) или «элемент объема»

используется в трехмерной (3-D) визуализации. В обоих уравнениях (4.3, 4.4) g выражается как взвешенная сумма H исходных сигналов f. Важно отметить, что H или H все еще довольно сложна. Если g и f имеют $m \times n$ элементов, тогда H имеет $(mn)^2$ элемента; т. е, для каждого пикселя изображения существует уникальная передаточная функция, поскольку значение каждого пикселя возникает из различной взвешенной суммы делений.

4.2.1.2. Инвариативность сдвига

Система является инвариантной к сдвигу, если функция отклика системы, *H*, не изменяется в зависимости от положения на изображении. Добавив условие инвариантности сдвига, можно сформулировать передаточную функцию без привязки к конкретной точке начала координат. Это позволяет записать интегрирование в уравнении (4.3) в виде свертки:

$$g(x, y) = \iint f(x', y')h(x - x', y - y') \, dx' \, dy' \tag{4.5}$$

где *h* теперь является функцией двух переменных, в то время как *H* была функцией четырех переменных в случае двухмерной системы визуализации.

В дискретной формулировке системы, инвариантной к сдвигу, матрица *Н* в уравнении (4.4) теперь обладает уникальным свойством – она Тёплицева. В качестве практической меры мы часто используем циркулянтное приближённое значение матрицы Тёплица. Это приближение справедливо при условии, что функция распространения точек мала по сравнению с размером детектора. Дискретное преобразование Фурье (ДПФ) циркулянтной аппроксимации Н является диагональной матрицей. Это свойство имеет особую привлекательность при анализе систем, поскольку мы перешли от формулировки, в которой H имеет $(mn)^2$ ненулевых элементов, к формулировке, в которой имеется ровно mn отдельных элементов.

В результате из H можно построить новую матрицу h так, что уравнение (4.4) теперь можно переписать в виде:

$$\mathbf{g} = \mathbf{h} * \mathbf{f} \tag{4.6}$$

где * — оператор циркулянтной свертки, а в случае двухмерных детекторов изображения **f** и **g** и функция отклика h — матрицы с $m \times n$ различными элементами, которые циклически расширяются в каждом направлении.

Допущения линейности и инвариантности сдвига являются ключевыми для решения большинства задач визуализации, поскольку теперь существует общая передаточная функция h, которая применяется к каждому пикселю изображения.

Учитывая, что для пар свертка в одной области соответствует умножению в другой области, мы можем переписать уравнение (4.6) как:

$$\tilde{\mathbf{g}} = \tilde{\boldsymbol{h}}\tilde{\boldsymbol{f}} \tag{4.7}$$

где тильда (~) обозначает ДПФ. Это означает, что объект с заданной пространственной частотой, отнесенный к плоскости детектора, даст изображение с точно такой же пространственной частотой, хотя фаза и амплитуда могут измениться.

За редким исключением большинство систем не являются понастоящему инвариантными к сдвигу. Например, рассмотрим простую систему, в которой пиксель на изображении равен среднему значению совпадающего деля в сцене и восьми ближайших соседних делей. Передаточная функция будет идентична для всех пикселей в глубине изображения. Однако пиксели на четырех краях и в четырех углах изображения будут иметь разные передаточные функции, поскольку у них нет полного набора соседних пикселей, по которым можно рассчитать среднее значение. Тем не менее, большинство систем можно рассчитать как инвариантные к сдвигу (относительно этой граничной проблемы), если размытие (или корреляция) между пикселями мало по сравнению с размером изображения. Вторая стратегия обеспечения инвариантности к сдвигу – рассматривать передаточную функцию локально, а не глобально. Эта стратегия позволяет игнорировать различия в физике детектора по всему полю детектора, например, косое падение рентгеновских лучей.

4.2.2. Стохастические свойства

Во всех реальных системах формирования изображений необходимо учитывать как ухудшение качества изображения из-за размытия, обусловленного характеристиками передачи, так и ухудшение качества изображения из-за наличия шума. Шум может возникать из нескольких источников, включая генерацию носителей сигнала, распространение и преобразование этих носителей в процессе формирования изображения, а также добавление посторонних шумов от различных источников посторонних шумов из различных источников, таких как электроника формирования изображения. Таким образом, необходимо модифицировать уравнение передачи изображения (уравнение (4.4)), чтобы включить в него член для шума, n. Шум генерируется случайным процессом; в результате шум, записанный в каждом изображении, будет уникальным. Любое данное изображение, \dot{g} , включает в себя единственную реализацию шума, \dot{n} , так что:

$$\dot{\mathbf{g}} = H\mathbf{f} + \dot{\mathbf{n}} \tag{4.8}$$

На самом деле, некоторые шумы (например, шум квантования рентгеновских лучей) будут генерироваться в процессе формирования сцены, f, и, следовательно, будут подвергаться воздействию передаточной функции, H, в то время как другие шумы (например, шум электронного считывания) не будут подвергаться воздействию передаточной функции. В уравнении (4.8) мы игнорируем это различие. Кроме того, все кванты не обязательно испытывают одну и ту же передаточную функцию; изменчивость в передаче отдельных квантов приводит к хорошо известным эффектам Сванка и Лаббертса.

Появление шума в изображениях означает, что системы визуализации должны оцениваться статистически. Точная обработка изображений зависит как от характера шума, присутствующего при записи изображения, так и от системы обработки изображений. Линейность системы (или линеаризуемость) поможет сделать обработку изображений в присутствии шумов выполнимой. Однако в общем случае необходимо также предположить, что шум является стационарным. Стохастический шумовой процесс является стационарным, если он не изменяется при смещении во времени или в пространстве.

То есть моменты стационарного процесса не будут меняться в зависимости от времени начала наблюдений. Примером может служить рентгеновский квантовый шум, когда вероятность генерации рентгеновского луча не зависит от того, когда были созданы предыдущие или последующие рентгеновские кванты. Аналогично, в системе формирования изображений с инвариантом сдвига не имеет значения, какая точка детектора используется для вычисления моментов стационарного процесса, поскольку каждая точка номинально одна и та же. В широком смысле стационарный процесс – это процесс, в котором стационарными являются только среднее и ковариация. Поскольку пуассоновский процесс полностью характеризуется средним значением, а гауссовский – средним значением и дисперсией, типично требовать, чтобы процесс формирования изображений был стационарным в широком смысле. Фактически, принято считать, что шум является гауссовским и имеет нулевое среднее значение. На практике этого достаточно почти для всех систем визуализации.

81

Следует отметить, что цифровые изображения, состоящие из дискретных массивов пикселей или вокселей, не являются строго стационарными. Сдвиг начала координат, несоизмеримый с расстоянием между пикселями, потенциально может привести к получению различных изображений. Однако система считается циклостационарной, если ее статистические свойства не изменяются при сдвиге начала координат на определенную величину (т. е. кратную шагу пикселей или вокселей). Система является «циклостационарной в широком смысле», если среднее и ковариация не изменяются при определенных сдвигах начала координат. В общем случае можно предположить, что большинство систем цифровой визуализации являются циклостационарными в широком смысле, по крайней мере локально.

Чтобы измерить сигнал в пикселе без учета шума, мы можем просто усреднить значение в этом пикселе по многим изображениям одной и той же сцены, чтобы минимизировать влияние шума на измерение. Аналогичным образом можно оценить шум в пикселе, вычислив стандартное отклонение значения этого пикселя по многим изображениям одной и той же сцены (см., например, рис. 4.10). Расчеты с использованием большого количества изображений, безусловно, требуют много времени на получение и обработку, чтобы оценить среднее и стандартное отклонение с достаточной точностью. Однако эта задача значительно упрощается, если дополнительно предположить эргодичность.

Эргодический процесс – это процесс, в котором статистические свойства ансамбля могут быть получены путем анализа одной реализации процесса. Например, квантовый шум рентгеновских лучей часто называют «белым шумом», подразумевая, что в различных реализациях все пространственные частоты представлены одинаково, или, эквивалентно, что шум от отдельных квантов некоррелирован. Белый шум эргодичен. Это означает, например, что мы можем рассчитать среднюю интенсивность пучка рентгеновских лучей путем усреднения по области или усреднения по нескольким изображениям. Если для изображения эргодического процесса используется соответствующая система визуализации (например, однородная сцена с рентгеновскими лучами), расчеты, выполненные по нескольким образцам изображений, могут быть заменены расчетами по одному изображению. Например, шум в конкретном пикселе, который первоначально измерялся по образцам изображения теперь может быть измерен по области одного изображения.

4.2.3. Теория семплирования

За редким исключением (в частности, пленочная рентгенография) современные системы формирования изображений являются цифровыми. Цифровое изображение определяется только дискретными точками в пространстве, называемыми точками выборки. Процесс дискретизации обычно включает в себя интегрирование непрерывных значений сигнала по конечной области пространства вокруг точки дискретизации. Форма этих областей определяется апертурой выборки; расстояние между точками выборки называется шагом семплирования.

В идеализированном двухмерном детекторе апертура выборки каждого деления представлена квадратом размера a'. Такие дели повторяются с шагом а, чтобы покрыть весь детектор (рис. 4.2). Не обязательно, чтобы апертура и шаг были одинакового размера или были квадратными. Например, в активных матричных детекторах рентгеновских лучей (см. раздел 7.4.3) могут быть области, не чувствительные к излучению, такие как линии данных и управления, а также электроника считывания. Коэффициент заполнения активного матричного детектора обычно определяется как отношение $(a'/a)^2$. Коэффициент заполнения обычно меньше единицы. Также возможно, что апертура деля больше, чем a^2 . Например, в компьютерной рентгенографии сканирующий лазер обычно стимулирует флуоресценцию из круговой области, диаметр которой больше шага семплирования. Как обсуждается далее, это выгодно для уменьшения алиасинга (aliasing, ступенчатый эффект).



РИС. 4.2. Прямоугольный массив делей, в котором показан один дель с квадратной апертурой размерами a' × a', центрированный на серии точек отбора проб с шагом а в ортогональных направлениях.

Процесс дискретизации непрерывного сигнала, *f*, одним делем задается:

$$f(x_i, y_j) = \int \int f(x, y) A(x - x_i a, y - y_j a) dx dy$$
(4.9)

где *А* – апертурная функция, а (*x_i*, *y_j*) – целочисленные индексы делей. На практике апертурная функция ненулевая в ограниченной области, что обеспечивает конечные пределы интеграла в уравнении (4.9).

Из уравнения (4.9) следует, что если сместить точки выборки на нецелую величину (т.е. несоизмеримую с шагом пикселя), то записанное изображение будет меняться. Поэтому цифровые системы являются только циклостационарными. В общем случае эти изменения невелики, особенно для объектов, которые велики относительно шага дискретизации. Однако для маленьких объектов эти изменения могут быть значительными.

Семплирование непрерывного сигнала f(x, y) на регулярной сетке с шагом сетки а эквивалентна умножению f на гребенчатую функцию, comb_a. Гребенчатая функция представляет собой бесконечную сумму дельтафункций Дирака, сосредоточенных в точках выборки. Умножение на гребенчатую функцию в области изображений эквивалентно свертке на ДПФ гребенчатой функции в области Фурье. ДПФ гребенчатой функции также является гребенчатой функцией, но с шагом сетки 1/a. Эта свертка имеет вид:

$$\left(\tilde{f} * comb_{\frac{1}{a}}\right)(u, v) = \sum_{j=-\infty}^{\infty} \sum_{k=-\infty}^{\infty} \tilde{f}\left(u - \frac{j}{a}, v - \frac{k}{a}\right)$$
(4.10)

Это означает, что ДП Φ от *f* воспроизводится в каждой точке на сетке с шагом 1/а, и берется бесконечная сумма всех воспроизведений.

Частота 1/а называется частотой дискретизации. Теорема Найквиста-Шеннона позволяет определить значение а, необходимое для конкретной задачи визуализации. В идеале Фурье-спектр *f* не должен иметь компонентов выше частоты 1/2а. Эта частота называется частотой Найквиста (см. рис. 4.3(a)). Когда это условие не выполняется, спектр Фурье будет содержать компоненты с пространственными частотами, превышающими частоту Найквиста, и, как следует из уравнения (4.10), бесконечная сумма спектров будет накладываться друг на друга, как показано на рис. 4.3(b). наложение спектров приводит к алиасингу. Сглаживание ухудшает качество сэмплированного изображения, поскольку неправильно отображает высокочастотную информацию, присутствующую в сцене, как более низкочастотную информацию в изображении (рис. 4.3(b), черная кривая). Чтобы избежать алиасинга, частота Найквиста должна быть больше или равна максимальной частоте в изображении до дискретизации. Однако во многих системах избежать алиасинга невозможно.



РИС. 4.3. Дискретное пространство ДПФ однозначно определено на области области Фурье от -1/2a до 1/2a (заштриховано серым). Входной сигнал (а) воспроизводится в области Фурье; (b) для наглядности показаны только три воспроизведения. Частоты за пределами затененной области выравниваются и суммируются, так что дискретное пространство ДПФ задается черной линией в (b).

4.3. КОНТРАСТ

4.3.1. Определение

Контрастность определяется как отношение разности сигналов к среднему сигналу. Это объясняется тем, что небольшая разница пренебрежимо мала, если средний сигнал велик, в то время как такая же небольшая разница хорошо видна, если средний сигнал мал. В целом, при медицинской визуализации мы хотим добиться высокого контраста, чтобы хорошо визуализировать особенности заболевания.

Существует два общепринятых определения контраста в медицинской визуализации. Контраст Вебера, или локальный контраст, определяется как:

$$C = \frac{f_{\rm f} - f_{\rm b}}{f_{\rm b}} \tag{4.11}$$

где f_f и f_b представляют сигнал объекта и фона, соответственно. Обратите внимание, что здесь мы определяем контраст в терминах сцены f, как было показано в разделе 4.3.2. Также допустимо рассматривать контраст изображения, g, или контраст, измеренный в других точках цепи изображения, например контраст объекта, отображаемого на мониторе компьютера.

Контраст Вебера обычно используется в случаях, когда мелкие объекты присутствуют на большом однородном фоне. Модуляционный контраст или контраст Майкельсона обычно используется для моделей, в которых яркие и темные объекты занимают одинаковые доли изображения:

$$C_M = \frac{f_{\max} - f_{\min}}{f_{\max} + f_{\min}} \tag{4.12}$$

где *f_{max}* и *f_{min}* представляют собой максимальный и минимальный сигналы.

Модуляционный контраст представляет особый интерес для анализа медицинских изображений. Рассмотрим сигнал следующего вида:

$$f(x,y) = A + B\sin(2\pi ux) \tag{4.13}$$

Подстановка уравнения (4.13) в уравнение (4.12) дает:

$$C_M = \frac{A+B-(A-B)}{A+B+A-B} = \frac{B}{A}$$
(4.14)

Таким образом, мы видим, что числитель выражает амплитуду или разность сигналов $B = (f_{max} - f_{min})/2$, а знаменатель – среднее значение сигнала $A = (f_{max} + f_{min})/2$.

Следует внимательно отнестись к определению контраста. Правильный выбор зависит от ситуации. В общем случае локальный контраст используется, когда небольшой объект представлен на однородном фоне, как, например, в экспериментах с простыми наблюдателями (например, в двух альтернативных экспериментах с принудительным выбором, см. раздел 18.4.2). Модуляционный контраст имеет значение для Фурье-анализа систем визуализации.

4.3.2. Типы контрастов

В медицинской визуализации контраст объекта определяется как контраст (локальный или модуляционный) объекта в изображаемой сцене. Например, при рентгеновской визуализации контраст объекта зависит от спектра рентгеновских лучей и ослабления объекта и фона. При радионуклидной визуализации контраст объекта зависит от поглощения радиофармацевтического препарата поражением и фоном, фармакокинетики и ослабления гамма-излучения пациентом. Аналогичным образом можно определить предметный контраст для компьютерной томографии (КТ), магнитно-резонансной томографии (МРТ) и ультразвука.

Контрастность изображения зависит от контрастности объекта и характеристик детектора изображения. Например, при радиографической визуализации на контрастность изображения влияет спектр рентгеновских лучей, падающих на преобразователь рентгеновских лучей (например, люминофор или полупроводниковый материал детектора рентгеновских лучей), состав и толщина преобразователя, а также характеристики шкалы серого цвета преобразователя, будь то аналоговый (например, пленочный) или цифровой.

Контрастность изображения – это контрастность изображения, выводимого на экран для окончательного просмотра наблюдателем. Контрастность изображения зависит от контрастности изображения и характеристик шкалы серого устройства отображения, а также от любой обработки изображения, которая происходит до или во время отображения.

4.3.3. Характеристика оттенков серого

В отсутствие размытия отношение контраста изображения к контрасту объекта определяется как передаточная функция системы формирования изображения. Как обсуждалось в разделе 7.2.3, характеристика серого цвета пленки является нелинейной (характеристика или кривая Хёртера и Дриффилда (ХиД) показана в разделе 7.3.4.3). Таким образом, чтобы оставаться в рамках анализа систем LSI, необходимо линеаризовать отклик пленки. Обычно это делается с помощью модели малых сигналов, в которой малоконтрастные изменения сцены, регистрируемые в пучке рентгеновских лучей, $\Delta I/I_0$, вызывают линейные изменения плотности пленки, ΔD , такие, что:

$$\Delta D = \frac{\gamma \lg(e) \Delta I}{I_0} \tag{4.15}$$

где *у* называется гамма пленки и обычно имеет значение от 2,5 до 4,5 (рис. 4.4). Характеристика шкалы серого, Г, теперь может быть рассчитана как:



РИС. 4.4. Показаны две функции отклика в оттенках серого: одна с низким контрастом и широким диапазоном спектра, другая – с высоким контрастом и узким диапазоном спектра.

Аналогичным образом можно определить характеристику шкалы серого для цифровой системы с цифровым дисплеем. В общем случае цифровые дисплеи имеют нелинейный отклик с гаммой от 1,7 до 2,3. Следует отметить, что Г не учитывает пространственное распределение сигналов. В этом смысле мы можем рассматривать Г как отклик детектора, который регистрирует падающие кванты рентгеновских лучей, но не фиксирует их местоположение. В эквивалентном случае мы можем рассматривать его как отклик системы формирования изображения на постоянном токе (D) (статический). Учитывая, что константа равна дельтафункции на нулевой пространственной частоте, мы также можем рассматривать этот отклик как отклик системы визуализации на нулевой пространственной частоте.

4.4. НЕРЕЗКОСТЬ

В предыдущем обсуждении контраста мы рассматривали крупные объекты в отсутствие размытия. однако в целом мы не можем игнорировать ни одно из этих предположений. Если смотреть в пространственной области, размытие снижает контрастность мелких объектов. Эффект размытия заключается в латеральном распространении сигнала, так что сфокусированная точка становится рассеянной. Фундаментальное свойство размытия заключается в том, что чем больше разброс сигнала, тем ниже интенсивность изображения точки, а значит, и контраст.

Влияние размытия на локальный контраст проиллюстрировано на рис. 4.5. Изображение точки показано размытым путем свертки с гауссовыми ядрами диаметром 16, 32 и 64 пикселя. Как видно, интенсивность сигнала уменьшается по мере увеличения степени размытия, поскольку сигнал объекта распространяется на все большую площадь.

Это также означает, что пиковый сигнал ухудшается только в том случае, если размер объекта меньше ширины функции размытия; контрастность более крупных объектов не пострадает (рис. 4.1).



РИС. 4.5. Точечный объект размывается с помощью все более крупных ядер. Чем больше ядро, тем сильнее размытие и ниже контраст для мелких объектов.

4.4.1. Количественная оценка нерезкости

Рассмотрим действие импульсной функции на систему формирования изображений. Если система формирования изображений характеризуется функцией LSI отклика h(x - x', y - y'), то этот отклик можно измерить, подав на вход системы дельта-функцию. Подстановка $f(x, y) = \delta(x, y)$ в уравнение (4.5) дает:

$$g(x,y) = \int \int \delta(x',y')h(x-x',y-y')\,dx'\,dy' = h(x,y) \tag{4.17}$$

Мы называем передаточную функцию системы функцией распределения точек (ФРТ; point spread function – PSF), когда она задается в пространственной области. Фактически, размытие точечного объекта,

показанное на рис. 4.5, является наглядным отображением ФРТ. Принято считать, что ФРТ либо непрерывна:

$$h(x,y) = h(x)h(y) \tag{4.18}$$

либо обладает радиальной симметрией:

$$h(r) = h(x, y) \tag{4.19}$$

где

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$
(4.20)

в зависимости от системы формирования изображения.

Хотя размытие любого объекта можно рассчитать в пространственной области с помощью свертки с передаточной функцией системы, h, в целом к этой проблеме лучше подходить в области Фурье (уравнение (4.7)). Для этого полезно рассмотреть влияние размытия на контраст модуляции. Рассмотрим синусоидальную модуляцию, заданную:

$$f(x,y) = A + B\sin(2\pi(ux + vy))$$

$$(4.21)$$

Записанный сигнал будет ухудшен передаточной функцией системы $\tilde{h}(u,v)$, такой, что:

$$g(x, y) = A\tilde{h}(0, 0) + B \left| \tilde{h}(u, v) \right| \sin(2\pi(ux + vy))$$
(4.22)

Здесь для простоты игнорируется любой фазовый сдвиг изображения относительно сцены. Таким образом, мы видим, что модуляционный контраст объекта *f* составляет:

$$C_f = \frac{B}{A} \tag{4.23}$$

а модуляционный контраст изображения, g, – это:

$$C_{\rm g} = \frac{B[\tilde{h}(u,v)]}{A\tilde{h}(0,0)} \tag{4.24}$$

Теперь мы можем определить новую функцию T, называемую передаточной функцией модуляции (М), которая определяется как отношение абсолютных значений $C_{g'}C_{f}$ на заданной пространственной частоте (u, v):

$$T(u,v) = \frac{\left|\tilde{h}(u,v)\right|}{\tilde{h}(0,0)}$$

$$(4.25)$$

Коэффициент М определяет ухудшение контрастности системы в зависимости от пространственной частоты. По определению, модуляция на нулевой пространственной частоте, T(0, 0) = 1. В большинстве систем визуализации и при отсутствии обработки изображения ЧКХ (частотно-контрастная характеристика; modulation transfer function – MTF) ограничена $0 \le T \le 1$. Кроме того, следует отметить, что, исходя из того же вывода, характеристика серого цвета $\Gamma = \tilde{h}(0, 0)$.

Измерение двумерной ФРТ для проекционных или поперечных систем визуализации или трехмерной ФРТ для объемных систем визуализации (и, следовательно, соответствующей двумерной или трехмерной М) требует, чтобы системе формирования изображений была представлена импульсная функция. На практике это можно сделать, получив изображение отверстия в рентгенограмме, проволоки в поперечном сечении в аксиальной компьютерной томографии или одиночного рассеивателя в ультразвуке. Знание М в двухмерном или трехмерном виде полезно для расчетов в теории обнаружения сигналов (см. раздел 4.6.3.1).

Однако чаще всего ЧКХ измеряется в одном измерении. В случае радиографии практический метод измерения одномерной ЧКХ заключается в получении изображения щели, образованной двумя металлическими стержнями, расположенными близко друг к другу. Такая щель может быть использована для измерения функции распределения линий (ФРЛ; line spread function – LSF). Помимо прочих преимуществ, изображение щели обеспечивает лучшую устойчивость к квантовому шуму, а несколько изображений, полученных с помощью щелевой камеры, могут быть наложены друг на друга (бутстрап – bootstrap) для улучшения определения хвостов ФРЛ.

ФРЛ, по сути, является интегральным представлением двумерного ЧКХ. Например, рассмотрим щель, выровненную по вертикали на изображении (которое здесь мы предполагаем соответствующим оси у). Тогда, h(x), определяется: $h(x) = \int h(x, y) dy$ (4.26)

91

Интеграл в уравнении (4.26) можно упростить, если предположить, что ФРТ разделима, как в системах формирования изображений на основе видео. Например, подстановка уравнения (4.18) в уравнение (4.26) дает:

$$\int h(x)h(y) \, dy = h(x) \tag{4.27}$$

Это основано на том, что площадь под ФРТ h(y) равна единице. Отсюда должно быть ясно, что ФРЛ и одномерная ЧКХ являются парами ДПФ. Если мы предполагаем радиально-симметричную ФРТ (уравнения (4.19, 4.20)), как это может быть в детекторе на основе люминофора, то ФРТ связана с ФРЛ преобразованием Абеля:

$$h(x) = 2 \int_{x}^{\infty} \frac{h(r)r}{\sqrt{x^2 - r^2}} dr$$
(4.28)

И

$$h(r) = \frac{-1}{\pi} \frac{d}{dr} \left(\int_{r}^{\infty} \frac{h(x)r \, dx}{x\sqrt{x^2 - r^2}} \right) \tag{4.29}$$



РИС. 4.6. Показаны одномерные формы функции отклика системы, а также функциональные зависимости. Включены радиально-симметричная $\Phi PT - h(r)$, $\Phi P \Pi - h(x)$ и $\Phi KP - e(x)$ показанные для наглядности как функции от x, и HKX - T(u).

Заметим, что если прямое преобразование Абеля поддается обработке, то обратное преобразование – нет. Однако обратное преобразование можно вычислить, применив сначала ДПФ, а затем преобразование Ханкеля (рис. 4.6). Еще одним упрощением является изображение края, а не линии. Функция краевого распределения (ФКР; edge spread function – ESF) – это просто интегральное представление ФРЛ, таким образом, отсюда следует:

$$e(x) = \int_{-\infty}^{x} h(x) dx \tag{4.30}$$

И

$$h(x) = \frac{\mathrm{d}}{\mathrm{d}x}e(x) \tag{4.31}$$

В настоящее время этот метод является предпочтительным для измерения функции отклика системы радиографических систем. Во-первых, край легко получить практически для любой системы визуализации, хотя такие вопросы, как положение края, должны быть тщательно продуманы. Во-вторых, с помощью ФКР можно измерить предварительно дискретизированную ЧКХ цифровых систем (см. раздел 4.4.2.2).

4.4.2. Измерение нерезкости

4.4.2.1. Ограничение пространственного разрешения

Пространственное разрешение – это количественная оценка способности системы визуализации отображать два уникальных объекта, близко расположенных в пространстве. Предельное пространственное разрешение обычно определяется как максимальная пространственная частота, для которой модуляция сохраняется без алиасинга.

Предельное разрешение может быть измерено при визуализации линейных или звездных узоров в рентгенографии и массивов цилиндров в поперечном сечении в системах визуализации поперечного сечения, таких как КТ и УЗИ. Во всех этих методах используются высококонтрастные объекты с четкими краями. Таким образом, предельное пространственное разрешение обычно измеряется в парах линий на единицу длины. это предполагает, что базисные функции в таких схемах являются прямоугольными функциями¹ (rect function). В отличие от этого, ЧКХ задается в терминах синусоиды и, таким образом, задается в терминах пространственных частот в циклах на единицу длины.

Строгой зависимости между конкретным значением ЧКХ и предельным пространственным разрешением системы визуализации не существует. Преобразование Кольтмана может быть использовано для связи между откликом в виде квадратной волны, измеренным с помощью штрихового или звездчатого шаблона, и синусоидальным откликом,

¹ Более подробно прямоугольная функция рассматривается в разделах 12.4.3, 13.2.2 и 17.2.1.

измеренным с помощью ЧКХ. Однако в конечном итоге способность обнаружить объект (и, следовательно, отличить его от соседнего) связана с отношением сигнал/шум (R) объекта (см. раздел 4.6). Как правило, предел разрешения для большинства систем визуализации для высококонтрастных объектов (например, штрихового рисунка) наступает на той пространственной частоте, где ЧКХ $\approx 0,05$ (5%).

4.4.2.2. Частотно-контрастная характеристика

На практике трудно измерить ЧКХ аналоговой системы (например, пленки) без предварительной оцифровки аналогового изображения. Поэтому важно, чтобы процесс оцифровки удовлетворял теореме Найквиста-Шеннона, чтобы избежать алиасинга. Это возможно в некоторых случаях, например при оцифровке пленки, когда оптика оцифровщика может быть разработана таким образом, чтобы устранить алиасинг. Однако в этом случае измеряемая ЧКХ не является ЧКХ пленки, а скорее определяется как:

$$T_{\rm m} = T_{\rm a} T_{\rm d} \tag{4.32}$$

где T_m – измеряемая величина ЧКХ; T_a – ЧКХ аналоговой системы; T_d – ЧКХ оцифровывающего устройства. С помощью уравнения (4.32) можно восстановить T_a , если $T_d > 0$ в интересующем нас диапазоне частот.

Однако во многих системах избежать алиасинга невозможно. Например, в детекторе для цифровой радиографии, состоящем из фотопроводника из аморфного селена (a-Se), соединенного с массивом тонкопленочных транзисторов, селен имеет очень высокое предельное пространственное разрешение – гораздо выше, чем может обеспечить шаг пикселей детектора (подробнее см. главу 7).

Шаблон разрешения, показанный на рис. 4.7, выполнен с помощью такой системы. В таких случаях необходимо понимать некоторые важные факты. Во-первых, как видно на рис. 4.7(b), в такой системе будет наблюдаться алиасинг. Оно неизбежно. Это означает, что для предсказания точного изображения, записанного системой, необходимо знать расположение объектов в сцене относительно матрицы детектора с субпиксельной точностью, а также знать степень размытия системы до семплирования. Последнее можно определить, измерив так называемую ЧКХ до семплирования. ЧКХ перед дискретизацией измеряется с высокой частотой дискретизации, чтобы в измерениях не было алиасинга. Важно понимать, что, несмотря на свое название, ЧКХ предварительного семплирования включает в себя эффекты размытия апертуры выборки.

Измерение ЧКХ с предварительной дискретизацией начинается с получения изображения четко очерченного края, расположенного под небольшим углом (1,5-3°) к матрице/массиву пикселей. На этом цифровом изображении определяется точный угол края и вычисляется расстояние отдельных пикселей до края для построения сверхсэмплированного (СС) ФКР. Дифференцирование СС-ФКР – генерирование ФРЛ, которая дает ЧКХ. В настоящее время это наиболее предпочтительный метод измерения ЧКХ.



РИС. 4.7. (a) Показана цифровая рентгенограмма штрихового узора. Каждая группа в узоре (например, 0,6 lp/мм) содержит три одинаково расположенных элемента. На (b) показана увеличенная область показан увеличенный участок узора. Здесь мы можем сделать вывод, что предельное разрешение составляет 3,4 lp/мм. Более высокие частоты искажаются, что видно по обратным полосам (выделены желтым), возникающим в результате цифровой дискретизации.

4.4.3. Разрешение каскадной системы формирования изображений

В предыдущем разделе мы рассмотрели специальную ситуацию, когда аналоговое изображение, например пленка, оцифровывается устройством, таким как сканирующий фотометр.

В этой ситуации измеренная ЧКХ представляет собой произведение ЧКХ пленки и ЧКХ сканирующей системы. Этот принцип можно распространить на более общие системы формирования изображений, состоящие из ряда отдельных компонентов (рис. 4.8). Еще один классический пример – видеофлюороскопический детектор, содержащий усилитель рентгеновского изображения. В этом случае ЧКХ изображения определяется ЧКХ усилителя рентгеновского изображения, видеокамеры и линз, соединяющих усиленное изображение с камерой. Это верно, поскольку изображение последовательно проходит через каждый из компонентов, и каждый последующий компонент «видит» все более размытое изображение. Принцип анализа каскадных систем часто используется, поскольку он позволяет определить влияние каждого компонента на пространственное разрешение и является полезным инструментом для анализа того, как можно улучшить конструкцию системы.



РИС. 4.8. Пример того, как ЧКХ системы является продуктом ее компонентов. Общая или системная ЧКХ представляет собой произведение ЧКХ трех компонентов A, B и C.

4.5. ШУМ

Греческий философ Гераклит (ок. 535 г. до н. э.), как утверждают, сказал, что «нельзя дважды войти в одну и ту же реку». Аналогично можно утверждать, что нельзя дважды получить одно и то же изображение.

В этом кроется фундаментальная природа шума изображения. Шум возникает как случайные вариации регистрируемого сигнала (например, количество обнаруженных квантов рентгеновского излучения) от пикселя к пикселю. Шум не связан с анатомией; скорее, он возникает в результате случайного формирования сигнала изображения. Однако следует отметить, что шум связан, например, с количеством квантов рентгеновского излучения; таким образом, структуры с большим поглощеним (например, кости) будут выглядеть более шумными, чем структуры с меньшим поглощением. В хорошо спроектированной системе формирования рентгеновских изображений шум квантов рентгеновских лучей будет ограничивающим фактором в обнаружении объектов. Как показано на рис. 4.9, способность различать диск ухудшается по мере увеличения величины шума. Оптимальная доза излучения достаточна для визуализации интересующей анатомии или заболевания, что сводит к минимуму возможность нанесения вреда. В своей фундаментальной работе А. Роуз показал, что способность обнаружить объект связана с отношением сигнала к шуму. Мы вернемся к этому важному результату в разделе 4.6.3, но сначала мы должны изучить основы шумов изображения.



РИС. 4.9. Способность обнаружить объект зависит как от контраста объекта, так и от шума на изображении.

4.5.1. Пуассоновский характер фотонов

Процесс генерации квантов рентгеновского излучения носит случайный характер. Внутренние флуктуации числа рентгеновских квантов называются рентгеновским квантовым шумом. Квантовый шум рентгеновских лучей имеет пуассоновское распределение. В частности, вероятность наблюдения *n* фотонов при *a*, среднем числе фотонов, равна:

$$P_{(n,\alpha)} = \frac{\alpha^n \mathrm{e}^{-\alpha}}{n!} \tag{4.33}$$

где α может быть любым положительным числом, а *n* должно быть целым числом.

Фундаментальный принцип распределения Пуассона заключается в том, что дисперсия σ^2 равна среднему значению α . При работе с большими средними значениями большинство распределений становятся приблизительно асимметричными. Это относится и к распределению

Пуассона, когда обнаруживается большое количество рентгеновских квантов (например, более 50 на дель).

Равенство средней лисперсии лля систем. ограниченных рентгеновским квантовым шумом, полезно в экспериментальном плане. Например, полезно проверить, ограничены ли изображения, записанные системой, рентгеновским квантовым шумом. О таких системах говорят, что они ограничены рентгеновским квантовым шумом, а поглотитель рентгеновских лучей называют «первичным квантовым поглотителем» (см. также раздел 7.2.2), подразумевая, что основным фактором, определяющим шум изображения, является количество регистрируемых рентгеновских квантов. В эксперименте со средней дисперсией измеряются среднее и стандартное отклонение параметрически как функция дозы. При построении логарифмической линейки наклон этой кривой должен быть равен 1/2. Если эксперимент проводится для цифровых рентгеновских детекторов, включая системы компьютерной томографии, он помогает определить диапазон кермы воздуха или дозы детектора, в котором система ограничена рентгеновским квантовым шумом.

4.5.2. Меры дисперсии и корреляции/ковариации

Шум изображения считается некоррелированным, если значение в каждом пикселе не зависит от значений в других (соседних) пикселях. Если это так, а система стационарна и эргодична, то получить полную характеристику системного шума несложно: достаточно вычислить дисперсию (или стандартное отклонение) изображения на каждый пиксель.

Некоррелированный шум называют «белым шумом», поскольку все пространственные частоты представлены в равных количествах. Все рентгеновские шумы на изображениях начинаются как белый шум, поскольку производство квантов рентгеновских лучей некоррелировано как во времени, так и в пространстве. Таким образом, вероятность создания рентгеновского луча в любой момент времени и в любом конкретном направлении не зависит ни от предыдущих, ни от последующих квантов.

К сожалению, редко можно встретить систему визуализации, в которой получаемые изображения не коррелированы в пространстве. это связано с тем, что каждый рентгеновский луч создает множество вторичных носителей, которые обязательно коррелируют, и эти носители распространяются из одной точки создания. Таким образом, сигнал, регистрируемый от одного рентгеновского луча, часто распределяется между несколькими пикселями. В результате дисперсия пикселей уменьшается, а значения соседних пикселей коррелируют.
Шум быть обусловлен пространственной также может неоднородностью формирования изображения. т. e. системы нестационарностью. В большинстве реальных систем формирования изображений условие стационарности соблюдается лишь частично. Часто приходится сталкиваться с ситуацией, когда необходимо решить. выполняется ли условие стационарности в достаточной степени, чтобы можно было рассматривать систему как инвариантную к сдвигу. В качестве примера можно привести рис. 4.10, на котором показана система формирования изображений, состоящая из массива детекторов с зарядовой связью (ПЗС – прибор с зарядовой связью: CCD – charge-coupled device). Изображение справа – это дисперсионное изображение, полученное путем оценки дисперсии каждого пикселя по нескольким изображениям (т. е. по нескольким реализациям из ансамбля). На этом изображении видно, что существуют сильные пространственные вариации дисперсии из-за различий в эффективности связи волоконной оптики и различий в чувствительности ПЗС-матриц.



РИС. 4.10. Показан прототип раннего цифрового детектора рентгеновских лучей, который состоял из люминофорного экрана, соединенного с массивом оптоволоконных сужающих устройств и ПЗС-камеры. Изображение справа – это измерение дисперсии на пиксель на небольшой области, обозначенной желтым цветом на поверхности детектора. Видимая картина вызвана стыками волоконной оптики, оптическим виньетированием и другими оптическими аберрациями в волоконной оптике, которые приводят к сильным пространственным зависимостям как сигнала, так и шума детектора.

Шум можно охарактеризовать автокорреляцией в каждой точке изображения, вычисляемой как среднее арифметическое:

$$R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \Delta \dot{g}(x, y) \Delta \dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle$$
(4.34)

Здесь мы используем обозначение ġ для обозначения случайной величины g. Корреляции относительно среднего:

$$\Delta \dot{g}(x, y) = \Delta \dot{g}(x, y) - \langle \Delta \dot{g}(x, y) \rangle$$
(4.35)

задаются автоковариационной функцией:

$$K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y) = \langle \Delta \dot{g}(x, y) \Delta \dot{g}(x + \Delta x, y + \Delta y) \rangle$$
(4.36)

В соответствии с допущением о стационарности, $\langle \dot{g}(x, y) \rangle = g$ является константой, не зависящей от положения. Если случайный процесс в широком смысле стационарен, то и автокорреляция, и автоковариация не зависят от положения (x, y) и зависят только от смещения:

$$R(\Delta x, \Delta y) = R(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y)$$
(4.37)

 $K(\Delta x, \Delta y) = K(x, y, x + \Delta x, y + \Delta y)$ (4.38)

Если случайный процесс является эргодическим, то среднее по ансамблю можно заменить пространственным средним. Если рассматривать цифровое изображение стационарного эргодического процесса, например, падающих квантов рентгеновского излучения, то автоковариация образует матрицу:

$$\boldsymbol{K}(\Delta x, \Delta y) = \frac{1}{2X} \frac{1}{2Y} \sum_{-X}^{+X} \sum_{-Y}^{+Y} \Delta \dot{\mathbf{g}}(x, y) \Delta \dot{\mathbf{g}}(x + \Delta x, y + \Delta y)$$
(4.39)

где область, к которой применяется расчет, составляет $2X \times 2Y$ пикселей. Значение автоковариации в точке начала координат равно дисперсии:

$$\boldsymbol{K}(0,0) = \langle \Delta \dot{\boldsymbol{g}}(x,y) \Delta \dot{\boldsymbol{g}}(x,y) \rangle = \sigma_A^2$$
(4.40)

где подстрочный индекс *A* означает, что вычисления производятся на апертуре площадью *A*, обычно это апертура пикселя.

4.5.3. Спектры мощности шума

Корреляция шума может быть определена либо в пространственной области с помощью автокорреляции (как мы видели в предыдущем разделе), либо в пространственной частотной области с помощью спектра мощности шума (СМШ; noise power spectrum – NPS), также известного как спектр

Винера, в честь Н. Винера, который был пионером его использования. Существует ряд требований, которые должны быть выполнены для того, чтобы СМШ системы формирования изображений был приемлемым. К ним относятся: линейность, инвариантность сдвига, эргодичность и стационарность в широком смысле. В случае цифровых устройств последнее требование заменяется циклостационарностью в широком смысле. Если перечисленные выше критерии выполняются, то СМШ полностью описывает шумовые свойства системы формирования изображения. На самом деле, все эти критерии невозможно выполнить в точности; например, все практические детекторы имеют конечный размер и, следовательно, не являются строго стационарными. Однако, несмотря на эти ограничения, в общем случае можно рассчитать локальный СМШ.

По определению, СМШ – это среднее арифметическое квадрата флуктуаций пространственной плотности:

$$\boldsymbol{W}(u,v) = \left\langle \lim_{X,Y \to \infty} \frac{1}{2X} \frac{1}{2Y} \left| \int_{-X}^{+X} \int_{-Y}^{+Y} \Delta \dot{\mathbf{g}}(x,y) \mathrm{e}^{-2\pi \mathrm{i}(ux+vy)} dx dy \right|^2 \right\rangle$$
(4.41)

СМШ и автоковариационная функция образуют пару. В этом можно убедиться, взяв уравнение (4.36) и применив теорему свертки. СМШ дискретного случайного процесса, например при измерении цифровым детектором рентгеновских лучей, имеет вид:

$$\boldsymbol{W}(u,v) = \left\langle \lim_{N_x, N_y \to \infty} \frac{a_x}{N_x} \frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{x,y} \Delta \dot{\mathbf{g}}(x,y) e^{-2\pi i (ux+vy)} \right|^2 \right\rangle$$
(4.42)

 N_x и N_y – количество делей в x и y, а a_x и a_y – шаг каждого деля в x и y. Уравнение (4.42) требует, чтобы мы выполнили суммирование по всему пространству. На практике это невозможно, так как мы имеем дело с детекторами ограниченной протяженности. Ограничив вычисления конечной областью, можно определить содержание флуктуаций в этой конкретной области. Мы называем этот простой расчет выборочным спектром. Он представляет собой одну из возможных инстанций шума, наблюдаемого системой визуализации, и мы обозначаем ее через \dot{W} :

$$\dot{\boldsymbol{W}}(\boldsymbol{u},\boldsymbol{v}) = \frac{a_x}{N_x} \frac{a_y}{N_y} \left| \sum_{m,n} \Delta \dot{\mathbf{g}} \left(\boldsymbol{x}_m, \boldsymbol{y}_n \right) \mathrm{e}^{-2\pi \mathrm{i} \left(\boldsymbol{u} \boldsymbol{x}_m, \boldsymbol{v} \boldsymbol{y}_n \right)} \right|^2 \tag{4.43}$$

Оценка истинного СМШ создается путем усреднения выборочных спектров из *M* реализаций шума:

$$\ddot{W}(u,v) = \frac{1}{M} \sum_{i=1}^{M} \dot{W}_{i}(u,v)$$
(4.44)

В идеале усреднение должно производиться путем вычисления выборочных спектров по нескольким изображениям одной и той же области детектора. Однако при допущении стационарности и эргодичности мы можем взять средние значения по нескольким областям детектора, что значительно сокращает количество изображений, которые нам необходимо получить.

Теперь оценка СМШ, \dot{W} , имеет точность, которая определяется количеством выборок, используемых для оценки. Взяв в расчет гауссовскую статистику, на частоте (*u*, *v*) ошибка в оценке $\dot{W}(x,y)$ будет иметь стандартную ошибку, которая определяется следующим образом:

$$\sqrt{\frac{c}{M}}\ddot{W}(u,v) \tag{4.45}$$

где c = 2 для u = 0 или v = 0, и, напротив, c = 1. Значения c вытекают из кругового характера ДПФ.

Обычно для расчета СМШ достаточно больших областей размером 64 × 64 пикселя. Для получения хороших двухмерных спектральных оценок требуется около 1000 таких областей.

Помня, что автокорреляционная функция и СМШ являются парами, из теоремы Парсеваля следует, что:

$$K(0,0) = \frac{1}{x_0 y_0 N_x N_y} \sum_{u,v} \ddot{W}(u,v)$$
(4.46)

Это дает полезный и быстрый метод проверки расчета СМШ. Существует множество применений СМШ. Наиболее часто он используется для определения характеристик устройств формирования изображений. В частности, СМШ исключительно ценен при исследовании источников шума детектора. Например, плохое заземление часто приводит к появлению на изображении шума линейной частоты (обычно 50 или 60 Гц) или его гармоник. СМШ облегчает идентификацию этого шума; в таких приложениях обычно рассчитывают нормированные спектры мощности шума, поскольку абсолютная мощность шума менее важна, чем относительная мощность шума. Как мы увидим в разделе 4.6, абсолютные расчеты СМШ являются неотъемлемой частью измерений детективной квантовой эффективности (ДКЭ; detective quantum efficiency – DQE) и эквивалентных квантов шума (ЭКШ; noise equivalent quanta – NEQ), а СМШ требуется для расчета R при применении теории обнаружения сигналов.

В отличие от ЧКХ, не существует способа измерить «СМШ предварительной выборки». В результате высокочастотный квантовый шум (частоты, превышающие те, которые поддерживает сетка дискретизации) будет выравниваться до более низких частот точно так же, как высокочастотные сигналы выравниваются до более низких частот. Детекторы излучения с высоким пространственным разрешением, такие как фотопроводники a-Se, естественным образом сглаживают высокочастотный шум. Детекторы излучения на основе люминофоров естественным образом размывают как сигнал, так и шум до семплирования, и поэтому могут быть спроектированы таким образом, чтобы не происходило ни выравнивания сигнала, ни выравнивания шума. Единого мнения о том, полезно или вредно шумовое алиасинг, не существует. В конечном итоге роль шумового алиасинга определяется задачей визуализации, как мы увидим в разделе 4.6.3.1.

Как и в случае с ЧКХ, иногда предпочтительнее отображать одномерные сечения через двухмерный (или трехмерный) спектр мощности шума или автоковариацию. При этом используются два представления: центральная секция:

$$W_{\rm C}(u) = W(u,0)$$
 (4.47)

и интегральную форму:

$$\boldsymbol{W}_{\mathbf{I}}(\boldsymbol{u}) = \sum_{\boldsymbol{\nu}} \boldsymbol{W}(\boldsymbol{u}, \boldsymbol{\nu}) \tag{4.48}$$

Аналогично, если шум радиально-симметричен, его можно усреднить по кольцевым областям и представить в радиальном направлении. выбор способа представления зависит от предполагаемого использования. Чаще всего представляется центральная часть. Независимо от этого, различные одномерные представления легко связаны между собой теоремой о центральном срезе, как показано на рис. 4.11.



РИС. 4.11. Можно представить как одномерные интегральные, так и центральные сечения СМШ и автоковариации. Различные представления связаны между собой интегральными (или дискретными) преобразованиями. Здесь показаны соотношения для радиально-симметричных одномерных спектров мощности шума и автоковариационных функций.

4.5.4. Спектры мощности шумов каскадной системы формирования изображений

Распространение или каскад шумов значительно сложнее, чем состав ЧКХ. Правильный анализ шумов должен учитывать корреляцию различных источников шума. Их может быть множество, включая первичный квантовый шум рентгеновских лучей, шум, возникающий при преобразовании первичных квантов во вторичные (такие как фотоны света в люминофоре или носители в полупроводнике), и различные аддитивные источники шума, такие как электронный шум от схемы считывания цифровых детекторов. Хотя общая теория распространения шума выходит за рамки данной работы, два простых примера, приведенных ниже, могут быть показательными.

4.5.4.1. Вычитание изображений

Обычно медицинские изображения складывают, вычитают или иным образом манипулируют ими. Классическим примером является цифровая субтракционная ангиография (см. раздел 8.4.2), когда проекционное изображение с контрастным веществом вычитается из изображения с предконтрастной маской, чтобы получить изображение, которое показывает разницу в ослаблении между двумя изображениями, возникающую из-за контрастного вещества (фактически, вычитаются логарифмы). При отсутствии движения пациента на полученном изображении видны сосуды, усиленные контрастом. Эффект вычитания приводит к увеличению шума изображения. Это происходит потому, что для данного пикселя изображения значения пикселей в маске и в изображениях с повышенной контрастностью некоррелированы. В результате вычитание включает в себя шум обоих изображений. Шум увеличивается в квадратурах; таким образом, шум в вычитаемом изображении в $\sqrt{2}$ раз больше шума в исходных изображениях. Чтобы уменьшить увеличение шума в вычитаемом изображении, обычно изображение маски получают при гораздо большей дозе, что уменьшает вклад шума маски в вычитание.

4.5.4.2. Первичный и вторичный квантовый шум

Рассмотрим простую систему формирования изображений, показанную на рис. 4.12. В этой системе кванты рентгеновских лучей падают на люминофорный экран (стадия 1). Часть этих квантов поглощается экраном, в результате чего образуется свет (стадия 2). На один квант рентгеновских лучей приходится значительное количество световых квантов (возможно, 300-3000) (стадия 3). Небольшая часть световых квантов собирается линзой (этап 4), и часть собранных световых квантов создает носители (электроны и дырки) в оптическом приемнике изображения (например, ПЗС-камере) (этап 5).

Процесс получения электронного изображения из исходного распределения рентгеновских лучей обязательно будет сопровождаться шумом. n фактически, каждый этап будет изменять шум результирующего изображения. В этой простой модели существует два основных источника шума: (i) квантовый шум рентгеновских лучей (или первичный) и (ii) вторичный квантовый шум. Под вторичным квантовым шумом мы подразумеваем шум, возникающий при производстве света в люминофоре, передаче света через оптическую систему и преобразовании света в носители сигнала в оптическом приемнике изображения. И кванты света, и носители сигнала являются вторичными квантами.

На каждом этапе происходит случайный процесс. Генерация квантов рентгеновского излучения управляется пуассоновским процессом. В общем случае генерацию световых квантов из отдельных квантов рентгеновского излучения можно рассматривать как гауссову. На этапах 3-5 происходит отбор части вторичных квантов, поэтому они управляются биномиальными процессами. Каскад этих процессов может быть рассчитан математически. Однако простой подход к оценке доминирующего источника шума в медицинском изображении заключается в определении количества квантов на каждом этапе каскада визуализации; этап с минимальным количеством квантов, как правило, является доминирующим источником шума.



РИС. 4.12. Проиллюстрирована концепция квантового учета. Показан простой детектор рентгеновских лучей. На каждом этапе системы формирования изображения вычисляется количество квантов на падающий рентгеновский луч, чтобы определить доминирующий источник шума.

4.6. АНАЛИЗ СИГНАЛА И ШУМА

4.6.1. Квантовое отношение сигнал/шум

Существует фундаментальное различие между высококонтрастным и низкоконтрастным разрешением системы формирования изображений. В общем случае высококонтрастное разрешение ограничено внутренним размытием системы визуализации. В какой-то момент система не может разрешить два объекта, разделенных небольшим расстоянием, и изображает их как один объект. Однако при низком контрасте объекты (даже очень крупные) могут быть неразличимы, поскольку сигнал объекта значительно ниже шума в области, содержащей объект.

Как правило, отношение сигнал/шум (ОСШ; signal to noise ratio – SNR) определяется как обратная величина коэффициента вариации:

$$SNR = \frac{\langle g \rangle}{\sigma_g} \tag{4.49}$$

где $\langle g \rangle$ – среднее значение, а $\sigma_{\rm g}$ стандартное отклонение переменной.

Это определение ОСШ требует, чтобы один пиксель (или область) многократно измерялся на различных изображениях (ансамбля) при условии, что каждое измерение является независимым (т.е. не имеет корреляции со временем). В эргодической системе среднее по ансамблю может быть заменено средним по региону. Это определение имеет значение для фотонного (или квантового) шума, поскольку в однородном поле рентгеновских лучей кванты рентгеновских лучей не коррелируют пространственно. Однако большинство систем визуализации в той или иной степени размывают изображение и, следовательно, вносят корреляцию в шум.

В результате, как правило, нецелесообразно рассчитывать пиксельный шум, анализируя значения пикселей в области для расчета абсолютного шума. также важно отметить, что многие системы формирования изображений имеют некоторое запаздывание или призрачность, при которой остаточный сигнал присутствует с течением времени.

Определение ОСШ в уравнении (4.49) полезно только в том случае, если данные изображения всегда положительны, например количество фотонов или яркость. В системах, где положительность не гарантируется, например в ультразвуковых системах, ОСШ определяется как отношение мощностей и обычно выражается в децибелах (дБ):

$$SNR_{dB} = 10lg \frac{P_s}{P_n} = 10lg \left(\frac{A_s}{A_n}\right)^2 = 20lg \left(\frac{A_s}{A_n}\right)$$
(4.50)

где *P* – средняя мощность, а *A* – среднеквадратичная амплитуда сигнала, *s*, или шума, *n*.

4.6.2. Квантовая эффективность детектирования

Из работы Роуза следует, что качество изображения в системах рентгеновской визуализации определяется количеством квантов, используемых для получения изображения. Это приводит к определению детективной квантовой эффективности (ДКЭ) – меры доли квантового ОСШ падающих квантов, которая регистрируется в изображении системой визуализации. Таким образом, ДКЭ является мерой достоверности системы визуализации. Обычно ДКЭ определяется как:

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2}$$
(4.51)

где $OCIII^2$ изображения обозначается с подстрочным индексом *out*, а $OCIII^2$ падающих квантов рентгеновского излучения определяется следующим образом:

$$SNR_{\rm in}^2 = \phi \tag{4.52}$$

где ϕ – среднее число квантов рентгеновского излучения, падающих на детектор.

Р. Шоу ввел понятие ДКЭ в медицинскую визуализацию, а также ввел термин эквивалентный квант шума, ЭКШ (NEQ). ЭКШ – это эффективное количество квантов, необходимое для достижения определенного ОСШ в идеальном детекторе. Таким образом, уравнение (4.51) вместе с уравнением (4.52) можно переписать в виде:

$$DQE = \frac{NEQ}{\phi}$$
(4.53)

таким образом, что:

$$NEQ = SNR_{out}^2$$
(4.54)

В некотором смысле ЭКШ обозначает чистую стоимость данных изображения в терминах квантов рентгеновских лучей, а ДКЭ определяет эффективность, с которой система формирования изображения преобразует кванты рентгеновских лучей в данные изображения.

Определение ДКЭ, приведенное в уравнении (4.51) или в уравнении (4.53), является значением ДКЭ для нулевой пространственной частоты (см. также раздел 7.2.2). Нулевая пространственная частота относится к детектору, который считает кванты рентгеновских лучей, но не создает пикселизированного изображения (т. e. нас интересует только эффективность подсчета квантов рентгеновских лучей). Таким образом, ϕ – это простой подсчет квантов рентгеновских лучей, падающих на детектор. Согласно этому определению, система визуализации, которая идеально поглощает каждый рентгеновский луч и не вносит никаких других шумов, будет идеально сохранять СМШ квантов рентгеновских лучей, и, следовательно, ЭКШ = ϕ и ДКЭ = 1.

Если мы рассмотрим детектор рентгеновских лучей, который совершенен во всех отношениях, за исключением того, что эффективность квантового обнаружения, η , <1,0, мы увидим, что, хотя число падающих квантов снова равно ϕ , поглощается только $\eta\phi$ квантов. в результате ЭКШ = $\eta\phi$ и ДКЭ = η . Таким образом, в этом особом случае ДКЭ равен эффективности квантового обнаружения, η , эффективности, с которой кванты рентгеновских лучей поглощаются в детекторе.

В более общем виде ДКЭ можно выразить в терминах пространственных частот:

$$DQE(u,v) = \frac{SNR_{out}^2(u,v)}{SNR_{in}^2(u,v)}$$
(4.55)

где мы полагаемся на свойство квантового шума рентгеновских лучей быть белым, что приводит к тому, что ОСШ является константой (уравнение (4.52)):

$$SNR_{in}^2(u,v) = \Phi \tag{4.56}$$

где Ф – флюенс фотонов, единицами измерения которого является обратная площадь:

$$DQE(u,v) = \frac{NEQ(u,v)}{\Phi}$$
(4.57)

ДКЭ (u, v) показывает, насколько хорошо система формирования изображения сохраняет ОСШ на определенной пространственной частоте (u, v). Аналогичным образом ЭКШ (u, v) обозначает эффективное количество квантов, приходящихся на изображение на данной частоте.

ЭКШ и ДКЭ могут быть рассчитаны на основе измеряемых величин. А именно:

$$DQE(u,v) = \frac{\Phi\Gamma^2 T^2(u,v)}{W(u,v)}$$
(4.58)

И

NEQ(
$$u, v$$
) = $\frac{\Phi^2 \Gamma^2 T^2(u, v)}{W(u, v)}$ (4.59)

Из уравнений (4.58, 4.59) следует, что в идеальной системе СМШ пропорционален квадрату ЧКХ, $W(u, v) \propto T^2(u, v)$.

Стандартные условия измерений для ЭКШ и ДКЭ были определены Международной лектротехнической комиссией. Как правило, для радиографии используется спектр RQA 5, а для маммографии – RQA-M. Таблицы флюенса как функции кермы воздуха используются в сочетании с измерениями кермы для расчета Ф.

4.6.3. Отношение сигнал/шум

Как было определено выше, квантовое ОСШ связано с относительным разбросом значений пикселей в однородной области. Однако часто требуется сравнить амплитуду конкретного сигнала с фоновым шумом. Альтернативное определение ОСШ – это разница между средними значениями двух областей и шумом в этих областях:

$$SNR = \frac{|\langle \mathbf{x}_a \rangle - \langle \mathbf{x}_b \rangle|}{\sigma} \tag{4.60}$$

где \bar{x}_a и \bar{x}_b – средние значения в области объекта (*a*) и фона (*b*), а σ – стандартное отклонение фона (рис. 4.13).

Выбор фоновой области очень важен; стандартное отклонение должно рассчитываться с использованием той области, которая дает значимый результат. Например, если при обработке изображения (например, пороговой обработке) фон будет приведен к однородному значению, то ОСШ, определенный по уравнению (4.60), будет неопределенным. Обратите внимание, что ОСШ, как определено в уравнении (4.60), имеет несколько названий, включая отношение разности сигналов к шуму и отношение контраста к шуму.





РИС. 4.13. Однородный диск (а) изображен на однородном фоне (b) в присутствии рентгеновского квантового шума. ОСШ объекта рассчитывается как разность средних сигналов, деленная на шум, характеризуемый стандартным отклонением (σ) фона.

Значение ОСШ было впервые объяснено Роузом, который был заинтересован в количественной оценке качества телевизионных изображений. Роуз показал, что объект можно отличить от фона, если ОСШ \geq 5. Это можно соотнести с простым *t*-тестом, в котором ошибка менее

1 из 106 возникает, когда разница в средних равна пяти стандартным отклонениям. В настоящее время в исследованиях изображений это известно как критерий Роуза. Следует отметить, что требование ОСШ ≥ 5 на самом деле довольно жесткое. В зависимости от задачи обработки изображений можно успешно работать и при более низких значениях ОСШ.

В модели Роуза предполагается, что ограничивающим фактором в обнаружении объекта является доза излучения (и, следовательно, излучения). квантов рентгеновского используемая количество лля получения изображения. В идеальной системе формирования изображений это верно. Фактически, при проектировании, все системы формирования изображений проектируются с целью ограничения рентгеновского (первичного) квантового шума, как обсуждалось в разделе 4.5.4.2. Однако Вагнер предложил таксономию шумовых ограничений, на которую стоит обратить внимание.

Согласно таксономии Вагнера, существует четыре потенциальных ограничения в обнаружении объектов, а именно: (i) ограничение квантового шума, (ii) ограничение артефактов, (iii) ограничение анатомии и (iv) ограничение наблюдателя. Предпочтительным является режим работы с ограничением квантового шума рентгеновских лучей, поскольку способность обнаружить или различить объект определяется исключительно дозой излучения. В идеале так должны работать все детекторы. Ограничение артефактов – это случай, когда система визуализации вносит артефакты, которые ограничивают обнаружение. Классическими примерами являются КТ и МРТ, где артефакты при получении могут преобладать над интересующим сигналом. Анатомически ограниченное обнаружение происходит, когда нормальная анатомия (например, ребра при рентгенографии грудной клетки или паренхима молочной железы при маммографии) маскирует обнаружение объектов, тем самым снижая эффективность работы наблюдателя. Наконец, есть ситуации, в которых наблюдатель является фактором, ограничивающим производительность. Например, поражение может быть хорошо видно, но наблюдатель отвлекается на очевидную доброкачественную или нормальную находку. Таким образом, обнаружение было возможно, но не произошло. В этой главе мы рассматриваем исключительно ограниченные шумом квантовые показатели, которые могут быть рассчитаны с помощью методов «идеального наблюдателя». В главе 18 рассматривается моделирование реальных наблюдателей.

4.6.3.1. Специфика задачи

ЧКХ. СМШ. ЭКШ И ДШЭ являются частотно-зависимыми характеристиками Однако они рассчитать детектора. позволяют изображение сцены. В частности, теперь мы можем использовать ОСШ для количественной оценки способности детектора быть использованным в задачах «сигнал известен точно» и «фон известен точно», предполагая, что идеальный наблюдатель работает с гауссовой статистикой. В этом сценарии перед наблюдателем ставится задача выбора между двумя гипотезами на основе заланного набора данных. Согласно первой гипотезе, ожидаемый входной сигнал присутствует, $f_{\rm I}$, а изображение, $g_{\rm I}$, описывается соответствующим гауссовским распределением вероятностей. Согласно альтернативной гипотезе, ожидаемый входной сигнал отсутствует, f_{II} .

ОСШ для этой задачи определяется:

$$\operatorname{SNR}_{1}^{2} = \left\langle \Gamma^{2} \iint \frac{\sum_{j,k} |\Delta f(u,v)|^{2} T(u,v)^{2}}{W(u,v)} \, \mathrm{d}u \, \mathrm{d}v \right\rangle$$
(4.61)

где $\Delta f(u,v) = f_{II}(u,v) - f_{II}(u,v)$ это разность между отсутствующим и присутствующим сигналом. Для цифрового детектора T – это предварительно дискретизированная ЧКХ, и поэтому мы должны учитывать алиасинг, суммируя все алиасы сигнала:

$$SNR_{1}^{2} = \left(\Gamma^{2} \iint \frac{\sum_{j,k} |\Delta f(u+u_{j,\nu}+\nu_{k})|^{2} T(u+u_{j,\nu}+\nu_{k})^{2}}{W(u,\nu)} \, du \, d\nu \right)$$
(4.62)

где индексы j и k используются для индексации псевдонимов (в двумерном пространстве). Таким образом, мы можем рассчитать ОСШ идеального наблюдателя для обнаружения любого объекта в задаче «сигнал известен точно/фон известен точно». В главе 18 описаны методы, расширяющие эту модель и включающие характеристики реальных наблюдателей.

4.6.4. ОСШ²/доза

Конечная цель радиационной безопасности при медицинской визуализации – получить показатель, основанный на максимальной пользе для пациента при наименьшем ущербе. Теперь мы можем рассчитать ОСШ для обнаружения известного объекта (например, опухоли) на известном фоне. Этот расчет основан на параметрах конкретного детектора, поэтому детекторы можно сравнивать или оптимизировать. Этот расчет может

выступать в качестве полезного суррогата пользы, поскольку обнаруженное заболевание можно лечить. Поэтому необходимо соотнести эту пользу с некоторой метрикой риска.

Полезной метрикой является отношение OCШ²/*E*, где *E* – эффективная доза (см. раздел 22.3.4). Эта метрика формулируется с помощью OCШ², исходя из того, что при визуализации с ограничением квантового шума OCШ $\propto \sqrt{\Phi}$; таким образом, это отношение инвариантно по отношению к дозе. Могут быть полезны и другие дескрипторы дозы облучения пациента; например, оптимизация в терминах дозы облучения кожи. Используя эту формулу, можно, например, определить оптимальную радиографическую технику (напряжение трубки, фильтрацию и т. д.) для конкретной задачи.

БИБЛИОГРАФИЯ

BARRETT, H.H., MYERS, K.J., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004).

BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., VAN METTER, R. (Eds), Handbook of Medical Imaging: Vol. 1., Physics and Psychophysics, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2000).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Medical Imaging – The Assessment of Image Quality, ICRU Rep. 54, ICRU, Bethesda, MD (1996).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment — Characteristics of Digital X-ray Imaging Devices: Part 1: Determination of the Detective Quantum Efficiency, Rep. IEC 62220-1, IEC, Geneva (2003).

PRINCE, J.L., LINKS, J.M., Medical Imaging: Signals and Systems, Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ (2006).

Глава 5

РЕНТГЕНОВСКОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Р. НОВОТНЫ Медицинский Университет Вены, Вена, Австрия

5.1. ВВЕДЕНИЕ

Дифференциальное поглощение рентгеновских лучей тканями и органами, обусловленное их атомарным составом, лежит в основе различных методов визуализации, используемых в диагностической радиологии. Принципы получения рентгеновских лучей остаются неизменными с момента их открытия. Однако конструкция рентгеновских трубок была значительно усовершенствована, чтобы достичь характеристик, необходимых для современных рентгенологических исследований. В этой главе мы рассмотрим принципы получения рентгеновских лучей и охарактеризуем мощность излучения рентгеновских трубок. Основные процессы производства рентгеновских лучей рассматриваются в разделе 1.4.

5.2. ОСНОВЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Производство рентгеновских лучей включает в себя бомбардировку толстой мишени электронами, обладающими энергией. Эти электроны проходят сложную последовательность столкновений и процессов рассеяния во время замедления, что приводит к появлению тормозного излучения и характеристического излучения. Далее описывается упрощение этого процесса, основанное на классической теории.

5.2.1. Тормозное излучение

Энергичные электроны замедляются в веществе в основном за счет столкновений и взаимодействий возбуждения. Если электрон приближается к атомному ядру, притягивающие кулоновские силы вызывают изменение траектории электрона. Ускоренный электрон или электрон, меняющий свое направление, испускает электромагнитное излучение, получившее название тормозное излучение, и эта энергия испущенного фотона вычитается из кинетической энергии электрона. Энергия фотона тормозное излучение зависит от притягательных кулоновских сил и, следовательно, от расстояния электрона от ядра.

Использование классической теории для рассмотрения бомбардировки электронами тонкой мишени дает постоянный флюенс энергии от нуля до начальной кинетической энергии электронов (рис. 5.1(а)). Толстую мишень можно представить как сэндвич из множества тонких слоев мишени, каждый из которых дает прямоугольное распределение флюенса энергии. По мере замедления электрона в каждом слое максимальная энергия в распределении становится меньше, пока электрон не придет в состояние покоя. Суперпозиция прямоугольных всех этих распределений образует треугольное распределение флюенса энергии для толстой мишени -«идеальный» спектр (рис. 5.1(b)). На самом деле, эта модель является упрощением, поскольку квантовомеханическая теория показывает, что распределение для тонкого слоя не является прямоугольным, а пошаговое уменьшение энергии электрона от слоя к слою не соответствует характеристикам замедления электронов.



РИС. 5.1. (а) Прямоугольное распределение флюенса энергии рентгеновского излучения Ψ для тонкой мишени, бомбардируемой электронами с кинетической энергией Т. (b) Для стопки тонких мишеней каждый слой мишени дает прямоугольное распределение флюенса, предполагая равномерное уменьшение энергии электронов от слоя к слою. Суперпозиция образует треугольный идеальный спектр.

Треугольный спектр не включает эффекты поглощения. Согласно концепции модели, увеличение энергии электронов увеличивает количество тонких слоев, каждый из которых излучает рентгеновские лучи. Площадь треугольника растет пропорционально квадрату энергии электронов. Учитывая, что общий флюенс энергии пропорционален площади треугольника, а напряжение на рентгеновской трубке U_A определяет кинетическую энергию электронов, бомбардирующих анод, мощность излучения рентгеновской трубки пропорциональна U_A^2 . Это соотношение справедливо только в том случае, если игнорировать спектральные изменения, связанные с ослаблением и испусканием характеристического излучения. Однако это разумное эмпирическое правило.

5.2.2. Характерное излучение

Быстрый электрон, столкнувшись с электроном атомной оболочки, может выбить его, если его кинетическая энергия превышает энергию связи электрона в этой оболочке. Энергия связи наибольшая в самой внутренней оболочке и уменьшается для внешних оболочек (L, M и т. д.). Рассеянный первичный электрон уносит разницу кинетической энергии и энергии связи. Вакантное место в оболочке заполняется электроном из внешней оболочки, что сопровождается испусканием рентгеновского фотона с энергией, равной разности энергий связи участвующих оболочек. Для каждого элемента энергия связи и моноэнергетическое излучение, возникающее в результате таких взаимодействий, уникальны и характерны для данного элемента.

Излучение обозначает характеристическое излучение для переходов электронов в оболочку и, аналогично, излучение для переходов в оболочку. Происхождение электрона, заполняющего вакансию, обозначается суффиксами (a, b, g и т.д.), где а означает переход из соседней внешней оболочки, b - из следующей внешней оболочки и т.д. а излучение возникает в результате переходов в оболочку; b излучение – в результате переходов из М в оболочку и т.д. Энергии дополнительно разделяются по энергетическим уровням в оболочке, обозначаемым цифровым суффиксом. Далее, каждая вакансия во внешней оболочке, возникающая в результате такого перехода, приводит к испусканию соответствующего характеристического излучения, вызывающего каскад фотонов.

В таблице 5.1 приведены энергии связи и энергии излучения для распространенных анодных материалов, используемых в диагностической радиологии. Вместо характеристического излучения имеющаяся энергия может быть передана электрону, который вылетает из оболочки (ожеэлектрон). Вероятность образования оже-электрона уменьшается с ростом атомного номера.

Элемент ^а	Энергия связи (кэВ)		Энергия характеристических рентгеновских лучей (кэВ)			
	L оболочка	К оболочка	K _{α1}	Κ _{α2}	K _{β1}	Κ _{β2}
Мо	2,87/2,63/2,52	20,00	17,48	17,37	19,61	19,97
Rh	3,41/3,15/3,00	23,22	20,22	20,07	22,72	23,17
W	12,10/11,54/10,21	69,53	59,32	57,98	67,24	69,07

ТАБЛИЦА 5.1. ЭНЕРГИИ СВЯЗИ И ЭНЕРГИИ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ШИРОКО РАСПРОСТРАНЕННЫХ МАТЕРИАЛОВ АНОДА

^а Мо: молибден; Rh: родий; W: вольфрам.

5.2.3. Спектр рентгеновских лучей

Электроны замедляются и останавливаются в мишени в диапазоне нескольких десятков микрометров, в зависимости от напряжения трубки. В результате рентгеновские лучи генерируются не на поверхности, а внутри мишени, что приводит к ослаблению пучка рентгеновских лучей. Эта самофильтрация наиболее заметна в низкоэнергетической части спектра (рис. 5.2). Кроме того, характерное излучение проявляется, если кинетическая энергия электронов превышает энергию связи. L излучение полностью поглощается типичной фильтрацией 2,5 мм Al (алюминиевый эквивалент, см. раздел 5.6.2). К-край в ослаблении фотонов вольфрама можно отметить, как спад континуума при энергии связи 69,5 кэВ. Для вольфрамовых мишеней доля излучения, вносящего вклад в общий энергетический флюенс, составляет менее 10% при напряжении на трубке 150 кВ.

Как показано в разделе 2.4.4, мощность радиационной остановки массы электронов пропорциональна Z², где Z – зарядовое число атома поглотителя. Интегрирование мощности остановки массы излучения вдоль пути электрона дает полный флюенс энергии рентгеновских лучей Ψ как $\Psi \sim ZIU^2$, где I обозначает ток электронов, а U – напряжение трубки. Если требуется высокий выход тормозного излучения, предпочтительны металлы с высоким Z. Обычно выбирают вольфрам (Z = 74), так как он выдерживает высокие температуры (2757° С при давлении пара 1,3 × 10⁻² Па). Эффективность преобразования электрической энергии тормозное В излучение пропорциональна UZ. При напряжении 100 кВ КПД составляет всего ~0,8 %. большинства технических Это является причиной проблем при конструировании рентгеновских трубок, поскольку практически вся электрическая мощность, затрачиваемая на ускорение электронов, преобразуется в тепло.

Идеальный спектр выглядит треугольным, а в качестве величины, описывающей интенсивность спектра, принимается флюенс энергии. Флюенс фотонов является более практичной величиной для расчетов по спектральным данным и поэтому используется в следующих разделах. С помощью методов Монте-Карло были разработаны более тонкие модели генерации спектров рентгеновских лучей. Для практических целей полуэмпирический подход дает удовлетворительные результаты, которые полезны при моделировании [5.1].



РИС. 5.2. (a) Идеальный спектр тормозного изучения для вольфрамового анода (напряжение трубки 90 кВ), (b) фактический спектр на выходе пучка, включая характерные рентгеновские лучи (угол анода 20°, собственная фильтрация 1 мм Ве) и (c) спектр, отфильтрованный эквивалентом 2,5 мм Al.

5.3. РЕНТГЕНОВСКИЕ ТРУБКИ

5.3.1. Компоненты рентгеновской трубки

Для получения как тормозного, так и характеристического излучения попадающие необходимы энергичные электроны, в мишень. Соответственно, основными компонентами рентгеновской трубки являются источник электронов из нагретой вольфрамовой нити и фокусирующая чашка, служащие катодом трубки, анод или мишень, и оболочка трубки для поддержания внутреннего вакуума (рис. 5.3). Нить накаливания нагревается током, который управляет термоионной эмиссией электронов, что, в свою очередь, определяет электронный ток, протекающий от катода к аноду (ток трубки или анодный ток). Ускоряющая разность потенциалов, приложенная между катодом и анодом, управляет энергией и выходом рентгеновских лучей. Таким образом, в рентгеновской трубке действуют две основные цепи – цепь накала и цепь напряжения трубки.

Типичные анодные токи, в зависимости от режима исследования, составляют <10 мА при рентгеноскопии и от 100 мА до >1000 мА при однократном облучении. Типичный диапазон напряжений трубки составляет 40-150 кВ для общей диагностической радиологии и 25-40 кВ для маммографии.



РИС. 5.3. Основные компоненты рентгеновской трубки.

5.3.2. Катод

Расположение нити накала, фокусирующей чашки, поверхности анода и напряжения трубки создает электрическое поле, ускоряющее электроны в направлении фокусного пятна на аноде (рис. 5.4). В рентгеновских трубках с двумя фокусными точками обычно используются две отдельные сборки нити накаливания/чашки (катодные блоки).

Степень фокусировки зависит от разности потенциалов или напряжения смещения между нитью накала и фокусирующим электродом. Фокусное пятно будет наибольшим, если оба электрода находятся под одним и тем же потенциалом. При увеличении отрицательного напряжения смещения на фокусирующей чашке размер фокуса будет уменьшаться, и в конце концов электронный ток будет отсекаться. Этот эффект иногда используется для электронного управления размером фокуса или для быстрого переключения анодного тока (трубки с сеточным управлением), когда требуются короткие импульсы излучения, как в импульсной рентгеноскопии. Некоторого смещения можно добиться, просто соединив нить накала и чашку с высокоомным резистором утечки на сетку. Некоторые электроны, испускаемые с поверхности нити накала, попадают на чашку и заряжают ее. Чашка разряжается через резистор утечки сетки, поддерживая на чашке отрицательную разность потенциалов.



РИС. 5.4. (a) Влияние несмещенной фокусирующей чашки на электрическое поле и траектории электронов. Типичное бимодальное распределение плотности тока можно также увидеть на изображении фокуса с точечным отверстием (b). Прикладывание смещения на фокусирующую чашку (c) приводит к сжатию траекторий, что дает меньший фокус. Цифры обозначают разность потенциалов вблизи чашки в киловольтах.

Спирально намотанная нить обычно изготавливается из вольфрамовой проволоки диаметром 0,2-0,3 мм и работает при температуре около 2700. Чтобы свести к минимуму испарение вольфрама с горячей поверхности, температура нити поддерживается на более низком уровне, за исключением времени экспозиции, когда она повышается до рабочего уровня. Термоионная эмиссия электронов увеличивается с ростом температуры (закон Ричардсона) и создает облако электронов (пространственный заряд), окружающее нить накала. Этот пространственный заряд экранирует нить накала от анодного напряжения. Повышение температуры нити увеличивает пространственный заряд, и в какой-то момент электрическое поле не может удалить все образовавшиеся электроны, но анодный ток остается постоянным (ток, ограниченный пространственным зарядом) (рис. 5.5). попытка увеличить анодный ток за счет увеличения тока нити накала может в конечном итоге привести к разрушению нити. Контроль генератора обычно предотвращает эту ситуацию.



РИС. 5.5. Ток анода I_A в зависимости от тока накала I_f для различных анодных напряжений UA, показывая ограничение анодного тока пространственным зарядом для более низких напряжений трубки.

При высоком анодном напряжении все электроны, вылетевшие из нити накаливания, ускоряются к аноду, что дает анодный ток, который практически не зависит от напряжения трубки (ток насыщения) (рис. 5.6).



РИС. 5.6. Зависимость тока трубки I_A от напряжения трубки U_A в зависимости от тока накала I_f. Примечание: насыщение тока происходит при меньших токах накала.

5.3.3. Анод

5.3.3.1. Выбор материала

Для распространенных рентгенографических применений обязателен высокий выход тормозного излучения, что требует материалов с высоким зарядовым числом (Z). Кроме того, из-за низкой эффективности производства рентгеновских лучей важно, чтобы тепловые свойства были такими, чтобы максимальная полезная температура, определяемая температурой плавления, давлением пара, теплопроводностью, удельной теплотой и плотностью, также учитывалась. Оптимальным выбором здесь является вольфрам (Z = 74).

Для маммографии часто используются другие материалы анодов, такие как молибден (Z = 42) и родий (Z = 45). Для таких анодов спектр рентгеновских лучей находится под меньшим влиянием тормозного излучения, а преобладают характерные рентгеновские лучи материалов анода. Это позволяет более оптимально оптимизировать качество изображения и дозу облучения пациента. В цифровой маммографии эти преимущества менее значительны, и некоторые производители предпочитают использовать вольфрамовые аноды.

5.3.3.2. Принцип линейной фокусировки (угол анода)

Для целей измерения размер фокусного пятна определяется по центральной проекции луча. При больших анодных токах площадь анода, на которую попадают электроны, должна быть как можно больше, чтобы плотность мощности оставалась в приемлемых пределах. Чтобы сбалансировать необходимость значительного теплоотвода с малым размером фокусного пятна, используется принцип линейной фокусировки (рис. 5.7(а)).

Анод наклонен к оси трубки, обычно центральный луч рентгеновского поля перпендикулярен оси трубки. Электроны попадают на анод в электронном фокусе, который в значительной степени определяется длиной катодной нити. Электронный фокус представляется укороченным в направлении луча на sin θ как эффективный фокус (рис. 5.7(a)). Угол анода в диагностических трубках варьируется от 6° до 22° в зависимости от их назначения, а для трубок общего назначения используется 10–16°.



Рис. 5.7. (а) Принцип линейной фокусировки: длина нити накаливания, кажется укороченной в направлении луча; (b) графическое изображение формы фокусного пятна в различных точках поля излучения (угол анода 20°).

Радиальный размер фокусного пятна определяется диаметром катушки накала и действием фокусирующего стакана. Размер фокусного пятна рентгеновской трубки указан для центрального луча в рентгеновском поле, идущего перпендикулярно электронному лучу или оси трубки. Фактический размер фокусного пятна зависит от положения в поле зрения, увеличиваясь от стороны анода трубки к катоду (рис. 5.7(b)).

Уменьшение угла наклона анода для достижения меньшего размера эффективного фокуса ограничено размером поля зрения, которое требуется, поскольку пучок рентгеновских лучей отсекается анодом. Еще одним ограничением является эффект пятки (рис. 5.8). Здесь рентгеновские лучи, возникающие на глубине внутри анода, несут некоторые потери на поглощение в зависимости от расстояния, пройденного в материале анода. Для рентгеновских лучей, возникающих вблизи анода со стороны рентгеновского поля, потери выше, что приводит к неоднородной интенсивности рентгеновских лучей по всему пучку. В проекционной радиографии этот эффект можно проверить, измерив воздушную керму по всему пучку, хотя на рентгенограммах он часто едва заметен. В маммографии эффект пятки используется для создания уменьшения кермы падающего воздуха от грудной стенки к соску, что соответствует уменьшению толщины органа.



РИС. 5.8. (а) Поглощение рентгеновских лучей на стороне катода меньше (а1), чем на стороне анода (а2). стороне анода (а2). (b) Резкое падение интенсивности I_{rel} со стороны анода отражает увеличение поглощения (эффект пятки).

Помимо рентгеновских лучей, генерируемых в первичном фокусе, часть внефокусного излучения возникает в результате рассеивания электронов от анода, которые затем ускоряются и попадают на анод вне фокальной области. внефокусное излучение может составлять до ~10% от интенсивности первичного рентгеновского излучения. поскольку эффективный размер фокусного пятна для внефокусного излучения значительно больше. чем для первичного фокуса. оно оказывает незначительное влияние на качество изображения, например, на туман и фона. Иногда части тела получают изображения вне размытость коллимированного пучка за счет внефокусного излучения (например, уши во фронтальных проекциях черепа). внефокусное излучение также увеличивает дозv облучения пациента. Наилучшее положение лиафрагмы лля уменьшения внефокусного излучения – близко к фокусу.

5.3.3.3. Стационарные и вращающиеся аноды

Для рентгеновских исследований, требующих только низкого анодного тока или редких облучений малой мощности (например, стоматологические установки, портативные рентгеновские аппараты и портативные рентгеноскопические системы), применяется рентгеновская трубка со стационарным анодом (рис. 5.9). Здесь небольшой вольфрамовый блок, служащий мишенью, припаян к медному блоку для эффективного отвода тепла в окружающую охлаждающую среду. Поскольку фокусное пятно неподвижно, максимальная нагрузка определяется температурой анода и температурными градиентами.



РИС. 5.9. Стоматологическая рентгеновская трубка с неподвижным анодом.

Для большинства рентгеновских исследований требуется флюенс фотонов, который невозможно получить с неподвижными анодами, поскольку бомбардировка одного и того же места более высокими анодными токами приводит к расплавлению и разрушению анода. В трубке с вращающимся анодом, вольфрамовый диск вращается во время экспозиции, тем самым эффективно увеличивая площадь, бомбардируемую электронами, до окружности фокальной дорожки. Энергия рассеивается в гораздо большем объеме, поскольку она распространяется по диску анода (рис. 5.10). диск анода закреплен на роторе и шпинделе с коротким штоком. Шпиндель опирается на два шарикоподшипника. В новых разработках используются плавающие подшипники с жидким металлом.

Вращающийся анод прикреплен ротору асинхронного к индукционного двигателя. Ротор установлен в трубчатом корпусе на подшипниках (обычно шарикоподшипниках). Ротор с короткозамкнутым ротором состоит из цельных медных стержней, расположенных по всей длине ротора. С обоих концов ротора медные стержни соединены кольцами. Движущие магнитные поля создаются обмотками статора вне оболочки трубки. скорость вращения анода определяется частотой источника питания и количеством активных обмоток в статоре. Скорость можно варьировать между высокими (9000-10000 об./мин) и низкими (3000-3600 об./мин) значениями, используя все три или только одну фазу. При исследованиях, требующих довольно низких анодных токов, как, например, рентгеноскопии, трубка работает на низкой скорости. Подшипники ротора являются критическими компонентами вращающейся анодной трубки, и циклическая работа всего узла в большом диапазоне температур приводит к высоким тепловым напряжениям.



РИС. 5.10. Рентгеновская трубка с вращающимся составным анодом и стеклянной оболочкой. Мо: молибден.

5.3.3.4. Термические свойства

Основным ограничивающим фактором при использовании рентгеновских трубок является тепловая нагрузочная способность анода. На рисунке 5.11 показан типичный график зависимости максимально допустимой нагрузки от времени. В течение первых 100 мс максимальная нагрузка определяется механическим напряжением в материале анода, возникающим из-за температурных градиентов вблизи поверхности фокусного пятна (А). Вследствие этого могут образовываться трещины, что приводит к увеличению шероховатости поверхности анода. Этот эффект может быть уменьшен за счет использования более вязкого сплава в качестве фокальной дорожки (например, сплавов вольфрама и рения) или за счет увеличения размера фокального пятна или скорости вращения анода.



РИС. 5.11. Максимально допустимая нагрузка на трубку в зависимости от времени для одной экспозиции, постоянного тока, напряжения на трубке 100 кВ и трубки мощностью 50 кВт. Номинальная мощность определена для времени экспозиции 0,1 с.

Энергия, выделяемая в фокусном пятне, повышает температуру до максимально допустимого уровня (2757° для вольфрама) при экспозиции до нескольких секунд, тем самым ограничивая максимальную нагрузку ((В) на рис. 5.11). При компьютерной томографии (КТ) и рентгеноскопических процедурах требуется более длительное время экспозиции (от 10 до >200 с). Здесь большое значение приобретает отвод тепла по всему анодному диску. физическими свойствами становятся теплопроводность и Важными теплоемкость анодного диска ((С) на рис. 5.11). Теплоемкость – это энергия, запасенная в анодном диске, когда анод находится при максимально допустимой температуре. Она зависит от удельной теплоемкости и массы материалов анода. Молибден превосходит вольфрам в этом отношении. увеличение массы анода (диаметр, толщина) имеет свои ограничения, так как балансировка вращающегося анода становится сложной для широкого диапазона температур. Поскольку графит имеет более высокую удельную теплоту, чем молибден или вольфрам при высоких температурах, теплоемкость может быть увеличена путем прикрепления графитовых радиаторов к задней части анодного диска. Графит улучшает рассеивание тепла за счет теплового излучения черного тела.

Максимально допустимая нагрузка при длительных или непрерывных облучениях определяется эффективностью отвода тепла от анода ((D) на рис. 5.11). Большая часть тепла отводится тепловым излучением и поглощается оболочкой трубки и окружающим изоляционным маслом. Максимально допустимая температура и теплоемкость корпуса трубки

факторами применимой являются ограничивающими мощности. Теплопроводность в традиционных трубках от анодного диска через шток, шпиндель, подшипники и подшипниковую опору не очень эффективна. В некоторых конструкциях трубок шарикоподшипники были заменены на специальные втулочные подшипники (подшипники со спиральными канавками), смазка которых осуществляется жидким галлиевым сплавом. Тепловое сопротивление таких подшипников гораздо ниже, чем у шарикоподшипников, что улучшает тепловой флюенс и увеличивает непрерывную мощность трубки. В рентгеновских трубках последнего поколения (трубки с вращающимся конвертом) отвод тепла от анода значительно увеличивается за счет прямого воздействия охлаждающего масла на заднюю часть анодного диска, что позволяет проводить длительные экспозиции с высокими анодными токами, как это требуется при компьютерной томографии.

5.3.3.5. Оболочка трубки

Оболочка трубки поддерживает необходимый вакуум в рентгеновской трубке. Нарушение вакуума, возникающее в результате утечки или дегазации материалов, приводит к повышенной ионизации молекул газа, что замедляет движение электронов. Кроме того, ток положительных ионов, идущий обратно, может повредить или разрушить катодную нить. Оболочка обычно изготавливается из стекла, но в высокоэффективных трубках все чаще используются оболочки из стекла и металла или металлокерамики.

Пучок рентгеновских лучей выходит из трубки через окно в оболочке. Чтобы уменьшить поглощение, толщина стекла в этой области уменьшается. Если используются низкоэнергетические рентгеновские лучи, как в маммографии, выходное отверстие представляет собой бериллиевое окно, которое имеет меньшее поглощение, чем стекло, из-за низкого атомного номера.

5.3.3.6. Корпус трубки

Рентгеновская трубка (часто называемая вставкой) устанавливается в корпус трубки, который обеспечивает необходимую структурную поддержку (рис. 5.12). Пространство между корпусом и оболочкой заполнено трансформаторным маслом, служащим для электрической изоляции и отвода тепла от поверхности оболочки, которая нагревается инфракрасным излучением от анода. За изменение объема масла при изменении температуры отвечает расширительный сильфон. Масло отводит тепло к корпусу за счет конвекции, иногда усиленной принудительным охлаждением с помощью вентилятора или теплообменников.

Корпус также обеспечивает радиационную защиту, чтобы предотвратить выход из корпуса любого излучения, кроме первичного пучка. Внутренняя часть корпуса выложена свинцовыми листами, чтобы минимизировать утечку излучения. Максимально допустимое облучение изза утечки излучения ограничено нормативными документами. Кроме того, корпуса трубок обеспечивают механическую защиту от воздействия разрушения оболочки.



РИС. 5.12. Типичный корпус рентгеновской трубки общего назначения.

5.4. ПОДАЧА ПИТАНИЯ И УПРАВЛЕНИЕ РЕНТГЕНОВСКОЙ ТРУБКОЙ

Генератор рентгеновских лучей обеспечивает все источники электрического питания и сигналы, необходимые для работы рентгеновской трубки, и управляет условиями производства рентгеновских лучей и последовательностью облучения во время исследования. Основными компонентами являются схема подогрева нити накала для определения тока анода, источник высокого напряжения, схема привода двигателя для обмоток статора, необходимых для вращающейся анодной трубки, контроль экспозиции, обеспечивающий необходимую дозу облучения рецептора изображения, и операционный контроль (рис. 5.13). Оперативное управление часто осуществляется с помощью микропроцессорной системы, но электромеханические устройства все еще используются. Современные генераторы обеспечивают контроль температуры анода, отслеживая мощность, подаваемую на трубку, и рассчитывая необходимое время охлаждения в соответствии с таблицами номиналов трубок.



РИС. 5.13. Принципиальная схема генератора рентгеновских лучей. АКЭ: автоматический контроль экспозиции; kVp: пиковое напряжение.

5.4.1. Цепь накала

В изолированном трансформаторе подается ток нагрева нити накала. Генератор программируется на установку тока нагрева в соответствии с характеристиками трубки. Ток нагрева варьируется до 10А при напряжении <15 В переменного тока. Чтобы минимизировать тепловое напряжение и увеличить срок службы, нить накала постоянно подогревается до температуры, при которой термоионная эмиссия незначительна.

Тепловая инерция нити накаливания ограничивает скорость изменения тока трубки (например, при падении нагрузки). Тепловые постоянные времени составляют от 50 до 200 мс. При частоте нагревающего тока 100 или 120 Гц некоторые пульсации тока трубки являются результатом вызванных колебаний температуры. Для высокочастотных генераторов тепловая инерция нити накала подавляет флуктуации термоионной эмиссии.

5.4.2. Генерирование напряжения на трубке

Независимо от формы волны, напряжение трубки определяется как пиковое напряжение, kVp, последовательности напряжения. пульсация напряжения, R, определяется как относительная разница минимального напряжения, kV_{min}, от пикового напряжения, $R = (kVp - kV_{min})/kVp$. В рентгеновских аппаратах напряжение на трубку подается симметрично, т.е. чистая разность потенциалов 150 кВ достигается путем подачи – 75 кВ на катод и +75 кВ на анод. Электрически это достигается путем заземления центрального отвода вторичной обмотки высоковольтного трансформатора. Требования к электрической изоляции в этом случае менее жесткие. В маммографии с напряжением трубки <40 кВ и с некоторыми высокоэффективными трубками один электрод находится под потенциалом земли.

За исключением трубок с сеточным управлением, длительность экспозиции определяется подачей высокого напряжения на трубку путем переключения в первичной цепи. Раньше в однофазных и трехфазных использовались электромеханические генераторах реле. но теперь переключающие применяются электронные компоненты, например тиристоры. В однофазных генераторах синхронизация возможна только по кратным импульсам, что дает неточную синхронизацию при коротких экспозициях. В трехфазных генераторах используется предварительный импульс малого тока, чтобы избежать магнитного насыщения сердечника трансформатора. Когда высокое напряжение выключается, заряд. накопленный в емкости кабеля и цепи, разряжается через рентгеновскую трубку. Поэтому в конце формы волны напряжения наблюдается некоторый хвост, что ухудшает получение коротких импульсов.

5.4.2.1. Однофазные генераторы

Однофазные генераторы используют однофазную сеть и повышающий трансформатор с фиксированным коэффициентом трансформации обмоток. Высокое напряжение задается изменением напряжения первичной обмотки помощью переключаемого автотрансформатора. Полуволновое с выпрямление преобразованного напряжения дает 1-импульсную форму волны, где импульс – это полуволна на период частоты сети (50 или 60 Гц). В некоторых маломощных рентгеновских аппаратах трубка используется как самовыпрямляющийся диод с током, текущим только от катода к аноду, из-за обратный ток, возникающий горячего анода, является но ограничивающим фактором. В настоящее время в качестве выпрямителей используются полупроводниковые диоды. Полноволновое выпрямление дает две полуволны за период (2-импульсная форма волны). Пульсации напряжения в 1- и 2-импульсных формах равны 100%.

5.4.2.2. Трехфазные генераторы

При трехфазном питании доступны три напряжения, каждое со сдвигом фаз на 120°. Полноволновое выпрямление дает шесть полуволн за период (6-импульсная форма сигнала) с номинальной пульсацией 13,4%. Из-за дисбаланса обмоток трансформатора и напряжений пульсации на практике могут приближаться к 25%. Добавление еще одной вторичной обмотки к трансформатору дает два вторичных напряжения. Объединение вторичных напряжений с полным волновым выпрямлением с помощью соединений «треугольник» и «волк» дает в общей сложности шесть фаз со сдвигом фаз на 60° каждая. Полноволновое выпрямление дает 12 импульсов в период, номинальная пульсация составляет 3,4% (на практике достигается менее 10%). Трехфазные генераторы более эффективны и позволяют получить гораздо более высокую мощность ламп, чем однофазные генераторы.

5.4.2.3. Высокочастотные генераторы

Этот тип генератора включает в себя стабилизированный источник питания в передней части устройства. Сначала сеть выпрямляется и фильтруется для получения напряжения постоянного тока, необходимого для схемы инвертора. Инвертор генерирует импульсы, которые преобразуются, выпрямляются и собираются в конденсаторе для получения высокого напряжения на трубке. частота импульсов инвертора используется для контроля напряжения на трубке. Фактическое напряжение на трубке измеряется генератором и сравнивается с напряжением, установленным на пульте. Полученная разница используется для изменения частоты импульсов инвертора до достижения заданного напряжения. Аналогично, для тока трубки используется отдельная система инверторов.

Форма импульса одного рентгеновского облучения напоминает основную частоту в несколько десятков килогерц, что и послужило причиной названия генератора. Трансформаторы для таких частот гораздо меньше, чем для напряжения 50/60 Гц, что существенно снижает вес. В генераторах малой мощности весь генератор может быть помещен в корпус трубки, что позволяет обойтись без высоковольтных кабелей.

Пульсация напряжения зависит от многих технических факторов, но для маломощных приложений она обычно составляет ~13%, снижаясь до ~4% при больших токах. Постоянные времени, необходимые для управления напряжением и током, обычно составляют <250 µs, что позволяет лучше контролировать время воздействия, чем в однофазных и трехфазных генераторах.

5.4.2.4. Конденсаторные разрядные генераторы

В местах с недостаточным электропитанием или в удаленных районах пригодятся генераторы конденсаторного разряда. Конденсатор заряжается до высокого напряжения непосредственно перед экспозицией. Конденсатор подключается к рентгеновской трубке, а начало и продолжительность экспозиции контролируются сеткой. Можно получить высокие токи трубки и короткое время экспозиции. Однако разрядка конденсатора подразумевает падение напряжения на трубке во время экспозиции. Обычно падение напряжения составляет ~1 кВ/мАс. Поскольку керма падает с ростом напряжения, соответствующее облучение толстых частей тела может быть проблематичным.

5.4.2.5. Генераторы постоянного напряжения

Генераторы постоянного напряжения обеспечивают высокое напряжение D с минимальными пульсациями благодаря использованию линейного регулятора напряжения с замкнутым контуром (например, высоковольтных триодов), включенного последовательно с трубкой. При этом достигается высокая частота кадров и стабильность напряжения. Генераторы постоянного потенциала используют сложную технологию с высокой стоимостью инвестиций и эксплуатации и, как следствие, потеряли популярность.

5.4.2.6. Сравнение технологий генераторов

На рисунке 5.14 показано сравнение форм волны напряжения с соответствующим выходом кермы. В радиологии желательно, чтобы время экспозиции было как можно меньше. Неимпульсные формы волны производят излучение только за половину цикла и удваивают время экспозиции по сравнению с двухимпульсными напряжениями. Поскольку мощность кермы возрастает примерно с квадратом напряжения трубки, в полуволне 1- и 2-импульсных форм волны есть значительное время, в течение которого вклад в мощность кермы незначителен или отсутствует, что опять же эффективно увеличивает время экспозиции. время воздействия.

1- и 2-импульсные формы волны также дают более мягкие спектры рентгеновских лучей, что подразумевает увеличение дозы облучения пациента. Как время экспозиции, так и доза облучения пациента указывают на то, что оптимальной формой волны будет постоянное напряжение без пульсаций, но 12-импульсные и высокочастотные генераторы близки к оптимальным.

Генераторы, преобразующие сетевое напряжение, страдают от внешних нестабильности. Устройства для компенсации этих колебаний часто интегрируются в конструкцию генератора; высокочастотные генераторы, обеспечивающие ламповые источники питания с более высокой стабильностью и точностью, в настоящее время являются передовыми.



РИС. 5.14. Осциллограммы напряжения (и) и соответствующая мощность трубки (мощность дозы (r)) в зависимости от времени (t) для (a) 1-импульсного, (b) 2-импульсного, (c) 6-импульсного, (d) 12-импульсного, (e) высокочастотного и (f) генератора постоянного напряжения генераторов.

5.4.3. Время экспозиции

Экспозиция рентгенограммы может быть установлена вручную путем выбора тока трубки и времени экспозиции. За исключением исследований с незначительной вариабельностью размеров тела (например, конечностей), для достижения стабильного качества изображения или плотности пленки необходимо использовать автоматический контроль экспозиции (АКЭ; automatic exposure control – AEC). АКЭ прекращает экспозицию, когда рецептор изображения получает заданный уровень излучения.

Система АКЭ состоит из одного-трех детекторов излучения (ионизационных камер или твердотельных детекторов). Сигнал от этих детекторов усиливается и интегрируется, корректируется с учетом энергии фотонов и мощности дозы, и, наконец, сравнивается с заданным уровнем дозы. облучение прекращается при достижении выбранного уровня. Если АКЭ не прекращает облучение, резервный таймер устанавливает временной предел. При установке радиографической установки уровни дозы устанавливаются с учетом всех компонентов цепи получения изображения,
т.е. пленки и экранов, пластин для получения изображения, проявки пленки, предпочтительного напряжения трубки и фильтрации, допустимого шума изображения и т.д. Этот процесс должен быть выполнен для всех напряжений трубки, рецептора изображения и типов обследования.

Некоторые приборы позволяют вручную регулировать заданный уровень дозы с помощью регулятора плотности на консоли, который изменяет плотность с шагом 10-20%.

Радиографические устройства обычно имеют ионизационные камеры в непосредственно виде детекторов АКЭ, расположенных перед радиографической кассетой. Детекторы не должны давать видимого рентгенографического контраста на изображении. В аппаратах с низкой рентгеновского излучения (например, маммографии, энергией в педиатрических аппаратах) этого трудно добиться, поэтому детекторы располагаются за приемником изображения. В этом случае чаще всего используются твердотельные детекторы.

Положение детекторов обозначается на столешнице или настенной подставке, чтобы помочь оператору в позиционировании пациента. Поскольку поглощение в теле пациента может существенно различаться в зависимости от луча, оператор может выбрать детектор или комбинацию детекторов для управления экспозицией, чтобы получить оптимальную экспозицию в доминирующей части изображения. Например, для рентгена грудной клетки в задне-передней проекции выбираются два боковых детектора, расположенных под областями легких, а в боковой проекции выбирается центральный детектор.

5.4.4. Падающая нагрузка

Чтобы избежать смазывания изображения из-за движения пациента, необходимо использовать короткое время экспозиции. Для получения максимально короткой экспозиции генератор запускается с максимально допустимым током и в процессе экспозиции снижает ток трубки в соответствии с ее номинальными характеристиками (падающая нагрузка). Таким образом, трубка работает на максимально допустимой мощности в течение всей экспозиции. В некоторых изделиях экспозиция с падающей нагрузкой может проводиться при пониженной мощности (например, 80% от максимальной мощности) для снижения напряжений. Оператор устанавливает напряжение на трубке, размер фокуса и, если не в режиме АКЭ, значение мАс, но не мА или время.

5.5. НОМИНАЛЬНЫЕ ПАРАМЕТРЫ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК И ГЕНЕРАТОРОВ

5.5.1. Рентгеновская трубка

Номинальное напряжение дает максимально допустимое напряжение трубки. Для большинства трубок это 150 кВ для рентгенографии. Для рентгеноскопии может быть указано другое номинальное напряжение. Номинальный фокус – это безразмерная величина, характеризующая размер фокуса (IEC336). Для каждого номинального фокуса указывается диапазон допустимых размеров по ширине и длине фокуса, например, номинальный фокус 1,0 допускает ширину 1,0-1,4 мм и длину 1,4-2,0 мм.

Номинальная мощность P для данного фокуса – это максимально допустимый ток трубки для экспозиции 0,1 с при напряжении на трубке 100 кВ. Более практичной величиной является мощность, получаемая при тепловой предварительной нагрузке на анод (опорная мощность теплового анода), обычно составляющая 300 Вт (см. также рис. 5.11). P зависит от размера фокусного пятна и составляет от ~100 кВт для 1,5 мм до ~1 кВт для фокуса размером 0,1 мм.

Физические данные анода включают угол наклона мишени, материал анода и диаметр диска. Частота привода анода определяет скорость вращения анода. Высокая мощность нагрузки на анод требует высокой скорости вращения. Чтобы уберечь подшипники от износа и повреждений, скорость вращения снижается при низких мощностях, как в рентгеноскопии. присущая трубе фильтрация дается в эквивалентах миллиметров Al (см. раздел 5.6.2).

Теплоемкость, Q, анода – это тепло, накопленное в аноде после достижения максимально допустимой температуры. Q эквивалентна электрической энергии, где $Q = wU_AI_At$, с напряжением трубки U_A и током I_A , и временем экспозиции, t. U_A , данное как пиковое напряжение, умножается на коэффициент формы волны, w, чтобы получить эффективное напряжение трубки (среднеквадратичное напряжение). W имеет значения 0,71 для 1- и 2импульсных генераторов, 0,96 для 6-импульсных генераторов и 0,99 для 12импульсных генераторов. Q затем дается в джоулях (Дж). Поскольку ранние генераторы были основаны на однофазных источниках питания, w просто устанавливается на 1,0 для 1- и 2-импульсных генераторов и на 1,35 для 6импульсных, что дает теплоемкость в другой единице, тепловой единице (TE), где 1 Дж = 1,4 TE. Теплоемкость трубок общего назначения начинается с ~200 кДж и доходит до >1000 кДж для высокопроизводительных трубок. Максимальное тепловыделение анода указывает на максимальную скорость потери тепла, которая обычно наблюдается при максимальной температуре анода. Эти данные зависят от температуры и типа трубки. Данные трубки также включают характеристики охлаждения и нагрева (рис. 5.15).



РИС. 5.15. Охлаждение анода (пунктирная кривая) и накопление тепла для нескольких постоянных скоростей подачи тепла. Номинальная теплоемкость анода составляет 1000 кДж.

5.5.2. Корпус трубки

Максимальная теплоемкость трубного узла обычно находится в диапазоне 1000-2000 кДж. Максимальная непрерывная теплоотдача описывает устойчивое состояние притока и охлаждения тепла. На рисунке 5.16 показаны типичные характеристики нагрева и охлаждения.

Характер нагрузки трубки при исследовании варьируется от единичных рентгенографических облучений до длительных томографий с высоким током, от простых флюороскопических исследований до длительных интервенционных процедур. Таблицы номиналов трубок содержат основные данные для оценки требуемого времени охлаждения. Эти ограничения необходимо соблюдать, особенно если панель управления не дает никаких указаний о фактической нагрузке трубки или требуемом времени охлаждения. Облучения, проводимые физиками в ходе измерений, могут повторяться гораздо чаще, чем в ходе обследования пациента, и облучений несколько таких высокой мошности без соблюдения времени соответствующего охлаждения могут повредить анод подшипники.



РИС. 5.16. Типичные характеристики охлаждения корпуса трубки с пассивным охлаждением (пунктирная кривая) и кривые нагрева при постоянной подводимой мощности 100, 200 и 300 Вт.

5.6. КОЛЛИМАЦИЯ И ФИЛЬТРАЦИЯ

5.6.1. Коллиматор и световое поле

Ограничение поля рентгеновского излучения размеров, до необходимых для исследования, осуществляется с помощью коллиматоров. Преимущества коллимации луча двояки – снижение дозы облучения пациента и улучшение контрастности изображения за счет уменьшения рассеянного излучения. Коллиматор обычно присоединяется к порту трубки, определяя размер поля с помощью регулируемых параллельных противоположных ведущих диафрагм или лопастей (рис. 5.17). Для повышения эффективности коллимации в корпусе коллиматора может быть установлен еще один набор лезвий на некотором расстоянии от первых лезвий. Визуализация поля рентгеновских лучей достигается с помощью зеркала, отражающего свет от лампы. Положение лампы регулируется таким образом, чтобы отраженный свет имел то же начало, что и фокусное пятно трубки. Таким образом, световое поле «имитирует» реальное поле рентгеновских лучей. Соответствие светового и рентгеновского поля подлежит контролю качества. Следует помнить, что некоторые полутени по краям поля излучения обусловлены внефокальным излучением.



РИС. 5.17. Типичная сборка коллиматора поля рентгеновских лучей.

Регулировка размера поля осуществляется оператором вручную, но при использовании системы позитивного ограничения луча размер датчика изображения регистрируется автоматически, и размер поля регулируется соответствующим образом.

Для рентгеноскопии используются коллиматоры других типов, с переменными круговыми и щелевыми диафрагмами. В некоторых случаях (стоматологические исследования и исследования головы) обычно используются ограничители луча с фиксированным размером поля.

5.6.2. Собственная фильтрация

Рентгеновские лучи, генерируемые в аноде, проходят через различные ослабляющие материалы, прежде чем покинуть корпус трубки. Эти материалы включают анод, выходное отверстие оболочки трубки (стекло или металл), изоляционное масло и окно корпуса трубки. Эта присущая фильтрация измеряется в алюминиевых эквивалентах (единицы измерения: мм Al). Алюминий не идеально имитирует атомный состав присутствующих ослабляющих материалов, поэтому измерение Al-эквивалента обычно производится при 80 кВп (или в противном случае должны быть указаны настройки кВп). обычно собственная фильтрация составляет от 0,5 до 1 мм Al. Зеркало и окно в корпусе коллиматора также вносят вклад в собственную фильтрацию с Al-эквивалентом около 1 мм.

5.6.3. Свойственная фильтрация

Поскольку фильтрация эффективно снижает низкоэнергетический компонент в спектре рентгеновских лучей, для снижения ненужной дозы облучения пациента требуется общая фильтрация не менее 2,5 мм Al. При необходимости между окном трубки и коллимационным узлом размещается дополнительный фильтрующий материал. Типичные фильтрующие материалы включают алюминий и медь, а в некоторых случаях – редкоземельные фильтры, такие как эрбиевые, использующие эффект поглощения К-края. На некоторых аппаратах отдельные фильтры могут выбираться вручную. В современных рентгеноскопических аппаратах фильтры устанавливаются автоматически, в зависимости от выбранной программы исследования.

Эффект дополнительной фильтрации на выходе рентгеновских лучей заключается в увеличении средней энергии фотонов и слоя половинного значения (СПЗ; half value layer – HVL) (см. раздел 5.7.1) пучка. Поскольку рентгеновские лучи становятся более проникающими, для получения той же дозы на рецепторе изображения требуется меньшая падающая доза на входе пациента, что приводит к снижению дозы облучения пациента. Поскольку контрастность изображения выше для рентгеновских лучей низкой энергии, добавление фильтров снижает контрастность изображения, и в зависимости от типа исследования должны быть созданы оптимальные условия. Дополнительная фильтрация также увеличивает нагрузку на трубку, так как выходная мощность трубки снижается и должна быть компенсирована увеличением в мАс для получения необходимой дозы на рецепторе изображения.

В маммографии для получения оптимального качества излучения требуются особые условия фильтрации.

5.6.4. Компенсационные фильтры

При некоторых исследованиях лиапазон интенсивностей рентгеновских лучей, падающих на рецептор изображения, превышает возможности детектора. Компенсационные или уравнительные фильтры использованы снижения высокой интенсивности, могут быть для возникающей в тонких частях тела или в областях с низким поглощением. Такие фильтры обычно вставляются в узел коллиматора или рядом с портом трубки. Примерами компенсационных фильтров являются клиновидные фильтры для боковых проекций шейного отдела позвоночника или фильтрыбабочки в компьютерной томографии.

5.7. ФАКТОРЫ, ВЛИЯЮЩИЕ НА СПЕКТРЫ И ВЫХОД РЕНТГЕНОВСКИХ ЛУЧЕЙ

5.7.1. Величины, описывающие выход рентгеновских лучей

Общий флюенс фотонов не является удовлетворительной величиной для описания выхода рентгеновских лучей; скорее, спектральное распределение флюенса фотонов в зависимости от энергии фотонов является полезным для исследований в области рентгеновской визуализации. Спектральные данные редко доступны для отдельных рентгеновских аппаратов, хотя существуют компьютерные программы, позволяющие провести полезное моделирование.

Мощность рентгеновской трубки может быть выражена в терминах воздушной кермы и измерена в свободном воздухе (см. главу 22). Мерой проникновения и качества спектра рентгеновских лучей является СПЗ. СПЗ – это толщина поглотителя, необходимая для ослабления кермы рентгеновского луча, падающего на воздух, в два раза. В диагностической радиологии в качестве поглотителя обычно выбирают алюминий, что дает СПЗ (единица измерения: мм Al).

5.7.2. Напряжение и ток трубки

На рисунке 5.18 показано влияние напряжения трубки на спектральное распределение. Как максимальная, так и средняя энергия фотонов зависят от напряжения (кВ). Форма низкоэнергетической части спектра определяется углом наклона анода и общей фильтрацией. Обратите внимание на появление характерного излучения в пучке 100 кВ и на увеличение выхода фотонов с ростом напряжения трубки. Ток трубки не влияет на распределение фотонов, однако интенсивность фотонов пропорциональна мAc.



РИС. 5.18. Спектры рентгеновских лучей для различных напряжений трубки и вольфрамовой мишени (постоянное напряжение, анодный угол 12°).

5.7.3. Пульсация напряжения на трубке



РИС. 5.19. Изменение спектров рентгеновских лучей от вольфрамовой мишени в зависимости от пульсаций напряжения трубки при напряжении трубки 70 кВп. DC: постоянный потенциал; 3,4%: 12-импульсный или преобразовательный генератор; 13,4 %: 6-импульсный генератор; 100 %: 2-импульсный генератор.

На рисунке 5.19 показаны спектральные изменения при напряжении на трубке 70 кВ для различных пульсаций напряжения. Постоянное напряжение

дает самый жесткий спектр с максимальным выходом фотонов. С увеличением пульсации выход падает, и спектр становится мягче.

5.7.4. Угол анода

Угол анода определяет степень поглощения рентгеновских лучей в материале анода. Уменьшение угла анода приводит к увеличению длины поглощения в мишени. Соответственно, максимальная энергия фотонов остается неизменной, но твердость увеличивается, а текучесть падает с уменьшением угла анода (рис. 5.20).

5.8. ФИЛЬТРАЦИЯ

Поскольку фотоны с низкой энергией не участвуют в формировании изображения, для уменьшения низкоэнергетической составляющей используются фильтры. На рисунке 5.21 показано влияние добавленных фильтров на спектр рентгеновских лучей (90 кВ, пульсация 3,4 %). Опять же, увеличение фильтрации приводит к усилению спектра и уменьшению мощности трубки. Контрастность рентгеновских лучей снижается с увеличением жесткости спектра, что следует учитывать при выборе оптимальных параметров экспозиции



РИС. 5.20. Рентгеновские спектры, полученные при различных углах наклона анода и напряжении на трубке 90 кВ (постоянный ток).



РИС. 5.21. Влияние дополнительной фильтрации на спектр рентгеновских лучей.

Шероховатость анода увеличивается с увеличением общей нагрузки на трубку и повышает самофильтрацию. Поэтому в течение срока службы трубок наблюдается небольшое увеличение твердости в рентгеновских лучах и уменьшение выхода кермы.

ссылки

[5.1] BIRCH, R., MARSHALL, M., ARDRAN, G.M., Catalogue of Spectral Data for Diagnostic X rays, Rep. 30, Health Protection Agency. London (1979).

БИБЛИОГРАФИЯ

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

CRANLEY, K., GILMORE, B.J., FOGARTY, G.W.A., DESPONDS: Catalogue of Diagnostic X ray Spectra and Other Data, IPEM Report 78, Institute of Physics and Engineering in Medicine, York (1997).

NOWOTNY, R., HÖFER, A., A computer code for the calculation of diagnostic X ray spectra, Fortschr. Geb. Roentgenstr. Nuklearmed. **142** 6 (1985) 685–689.

Глава 6

ПРОЕКЦИОННАЯ РАДИОГРАФИЯ

ДЖ.Л.ПОЛЕТТИ Технологический институт ЮНИТЕК, Окленд, Новая Зеландия

6.1. ВВЕДЕНИЕ

В своей простейшей форме рентгеновское изображение представляет собой совокупность теней затухания, которые проецируются от идеального точечного источника рентгеновских лучей на приемник изображения. Эта простая форма справедлива для всех видов рентгеновской визуализации, включая сложные, которые включают в себя движение источника и рецептора, например, компьютерную томографию (КТ). Однако это упрощенное представление значительно усложняется неидеальным точечным источником, последствиями проецирования трехмерного объекта на двухмерный детектор и наличием рассеянного излучения, генерируемого внутри пациента, которое ухудшает любое получаемое изображение.

6.2. ФОРМИРОВАНИЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

6.2.1. Компоненты системы формирования изображения

Основные компоненты системы для проекционной рентгенографии представлены на рис. 6.1. Из этих компонентов сетка и автоматическое управление экспозицией (AEC) являются дополнительными, в зависимости от задачи визуализации. Дополнительные компоненты, такие как фигурная фильтрация, компрессионные устройства или ограничительные устройства, могут быть добавлены для особых случаев. Рентгеновская трубка и коллимационное устройство описаны в Главе 5, а системы рецепторов изображения описаны в Главе 7.

При рассмотрении таких систем часто полезно использовать концепцию идеальной задачи визуализации, как показано на рис. 6.1. Эти понятия подробно рассматриваются в Главе 4 и здесь рассматривается лишь вкратце. При рассмотрении идеальной задачи визуализации – обнаружение детали на однородном фоне – идеальный спектр рентгеновских лучей является монохроматическим при соблюдении трех ограничений: дозы

облучения пациента, качества изображения и нагрузки на рентгеновскую трубку. Любая конкретная проекция может состоять из более чем одной такой задачи, каждая из которых обладает своей идеальной монохроматической энергией. Поэтому выбор спектра рентгеновских лучей для каждой задачи — это всегда компромисс, чтобы фактический спектр тормозного излучения и характеристического излучения обеспечивал наилучшее приближение к идеальному монохроматическому спектру для конкретной проекции.



РИС. 6.1. Компоненты проекционной рентгенографической системы, включая идеальную задачу получения изображения, для обнаружения детали на фоне. FID: расстояние от фокуса до изображения; OID: расстояние от объекта до изображения.

Если рассматривать идеальную задачу визуализации, как показано на рис. 6.1, то контраст можно определить как $C = \Delta B/B$, где B - яркость изображения (или оттенок серого) в области фона, а ΔB - разница в яркости для небольшой детали. Для малых значений *ДВ* предполагается линейность яркости в зависимости от интенсивности рентгеновских лучей (1), поэтому контраст равен $\Delta I/I$. Как правило, это справедливо для конкретного монохроматического спектра. Для реального полихроматического спектра монохроматический спектр со средней энергией реального спектра может быть использован в качестве приближения, или результат может быть спектральным энергиям. проинтегрирован по всем Поскольку интенсивность рентгеновских лучей связана с толщиной по закону затухания, из этого следует, что первичный контраст для детали толщиной x_d и линейного коэффициента ослабления µ_d вложенной в материале с линейным коэффициентом ослабления *µ*^{*b*} определяется:

Чтобы найти средний контраст для конкретной детали, уравнение (6.1) следует интегрировать по детали. Для тонких сферических деталей (например, микрокальцификатов в маммографии, одиночные легочные узелки в рентгенограммах грудной клетки), это просто и приводит к контрасту, который составляет 2/3 контраста, полученного для луча, проходящего через центр детали. Что касается взаимосвязи между линейным коэффициентом ослабления и коэффициентом массового ослабления (см. Раздел 2.3.3), контраст будет существовать для деталей, которые отличаются по коэффициенту массового ослабления, или по плотности, или по обоим показателям. Контраст будет зависеть от толщины детали, но не от толщины окружающей ткани. Поскольку значение μ уменьшается с увеличением энергии фотонов, контраст, как видно, находится в обратной зависимости от величины kV. Таким образом, напряжение можно рассматривать как регулятор контраста, в то время как контраст – это строго контраст деталей. Для получения изображения на экранной пленке разница в оптической плотности ("optical density" OD). обусловленная леталями. пропорциональна предметному контраста, умноженного на гамму системы экранной пленки (см. Раздел 7.3.4). Для рецепторов цифровых изображений эта зависимость более сложная, поскольку контрастность отображаемого изображения регулируется независимо. Если энергия, поглощенная в небольшой области рецептора изображения первичными лучей - Е_р и энергия вторичных лучей – E_s то рассеяние может быть количественно оценено долей рассеяния:

$$SF = E_s / (E_P + E_s) \tag{6.2}$$

или по соотношению разброса к первичному:

$$SPR = E_s / E_P \tag{6.3}$$

Отношения между ними таковы:

$$SF = \left((SPR^{-1}) + 1\right)^{-1} \tag{6.4}$$

При наличии рассеянного излучения уравнение (6.1) приобретает вид:

$$C_p = 1 - e^{-(\mu_d - \mu_b) \cdot x_d} \cdot \frac{1}{1 + SPR}$$
(6.5)

Очевидно, что минимизация рассеяния очень важна, что приводит к использованию методов борьбы с рассеянием (см. Разделы 6.3.4 и 6.3.5). Точная коллимация на область клинического интереса также минимизирует рассеяние, а также снижает дозу облучения пациента.

6.2.2. Геометрия проекционной рентгенографии

Из рис. 6.1 видно, что основным эффектом проекционной рентгенографии является запись изображения трехмерного объекта (пациента) в двухмерном виде, что приводит к наложению анатомии вдоль каждого луча. это приводит к ряду эффектов, которые необходимо учитывать при проектировании оборудования, получении изображений и их интерпретации, в частности, для каждой проекции будет существовать область клинического интереса, расположенная между входной и выходной поверхностью области, подлежащей для изображения. От рентгенолога требуется значительная подготовка и опыт, чтобы правильно выбрать геометрические переменные для изображения этой области, основываясь на поверхностных видимых или ощущаемых ориентирах. Эти переменные включают FID, OID, направление проекции (латеральное, краниокаудальное и т. д.) или ангуляцию, точку центрирования и область коллимации луча. в некоторых случаях необходимо также учитывать правильную проекцию суставных пространств.

6.2.3. Влияние геометрии проекции

6.2.3.1. Суперпозиция

Как отмечалось в Разделе 6.2.2, рентгенограммы представляют собой двухмерное изображение трехмерного объекта. Такое наложение приводит к значительной потере контрастности изображения, что послужило одной из главных причин разработки компьютерных томографов. Наложение также приводит к потере всей информации о глубине и неоднозначности относительных размеров объектов на разных глубинах. более того, оно напрямую накладывает объекты таким образом, что становится трудно или невозможно отличить один от другого или даже идентифицировать некоторые из них.



РИС. 6.2. а) Влияние глубины объектов на их проецируемый размер; б) влияние угла наклона на проецируемой длины объекта, расположенного под углом.

6.2.3.2. Геометрические искажения

Геометрические искажения могут быть значительными и сбивать с толку на проекционных рентгенограммах. Первый эффект заключается в том, что все объекты на снимке увеличиваются. Чем дальше от рецептора изображения расположен объект, тем больше OID и тем больше увеличение. Таким образом, размер изображения объектов зависит от их фактического размера, а также от OID и направления проекции, что приводит к неоднозначности. Этот эффект проиллюстрирован на рис. 6.2(а). Три сферы А, В и С имеют одинаковый размер, но проецируются с разными размерами из-за их OID. Кроме того, проецирование приводит к искажению формы. На рис. 6.2(б) показан наклонный объект, спроецированный под разными углами, что иллюстрирует увеличение степени искажения формы по мере увеличения угла.

6.2.3.3. Закон обратного квадрата

Для изотропного точечного источника интенсивность пучка рентгеновских лучей обратно пропорциональна квадрату расстояния от источника. Рентгеновская трубка с присоединенным коллиматором является хорошим приближением к точечному источнику на расстояниях более 50 см от фокусного пятна и почти точно подчиняется закону обратного квадрата (ISL) на расстояниях больше этого. Только при низких значениях kV, таких как типичные для маммографии, ослабление воздуха влияет на зависимость обратного квадрата. Это показано на рис. 6.3, где показана воздушная керма на единицу mAc в диапазоне FID 50-250 см. На рис. 6.3 также представлена расчетная кривая в предположении ISL.



РИС. 6.3. Отклонение от ISL из-за затухания в воздухе для пучка рентгеновских лучей вольфрамовой мишени с фильтрацией 0,5 мм Al при напряжении 30 кВ и отсутствии компрессионного лепестка.

ISL приводит к необходимости увеличения силу тока при увеличении FID для поддержания одинаковой воздушной кермы в плоскости изображения. Необходимое увеличение определяется следующим образом:

$$\frac{mAs_2}{mAs_1} = \left(\frac{d_{FID_2}}{d_{FID_1}}\right)^2 \tag{6.6}$$

Кроме того, воздушная керма на поверхности входа пациента больше, чем на рецепторе изображения (пренебрегая затуханием), на коэффициент:

$$\left(\frac{d_{FID}}{d_{FSD}}\right)^2 \tag{6.7}$$

В этих выражениях d_{FID} – это FID, а d_{FSD} – расстояние от фокуса до кожи (FSD). Легко показать, что при увеличении FID можно уменьшить керму падающего воздуха (K_i), сохраняя ту же керму в плоскости изображения; формула для этого имеет вид:

$$K_{i_2} = K_{i_1} \left(\frac{d_{FID_2}}{d_{FID_1}} \frac{d_{FSD_1}}{d_{FSD_2}}\right)^2$$
(6.8)

Это соотношение можно использовать для предотвращения чрезмерных доз облучения кожи; обычно достаточно FID 100 см или больше. Однако это не приводит к аналогичному снижению общей дозы облучения пациента, поскольку при увеличении FID требуется увеличение размера пучка рентгеновских лучей на входной поверхности, чтобы предотвратить отсечение области, представляющей клинический интерес. Эффективная доза приблизительно пропорциональна произведению дозы на площадь. Согласно уравнению (6.8), при увеличении ФИД доза уменьшается, но площадь увеличивается. Поэтому эффективная доза практически не изменяется [6.1].

6.2.3.4. Геометрическая нечеткость

Идеальная резкость изображения обеспечивается точечным источником, а пространственное разрешение в этом случае ограничивается факторами рецептора изображения, такими как толщина слоя люминофора, боковое распространение света в сцинтилляторах и матрица изображения. Однако из-за ограничений на допустимую температуру фокусного пятна и фокусной дорожки анода типичные размеры фокусного пятна составляют 0,6-2,0 мм. Большинство рентгеновских трубок также имеют тонкое фокусное пятно для получения изображений высокого разрешения мелких частей тела; обычно тонкие фокусные пятна имеют размер 0,3-1,0 мм, но должны работать при более низких силу тока для защиты рентгеновской трубки от нагрева.

Пространственное разрешение зависит от размера фокусного пятна и рецептора изображения, и оба эти фактора необходимо учитывать. Для размагниченного изображения ширина полутени, или, правильнее сказать, краевого градиента, вызванного фокусным пятном размера XF, определяется геометрической нерезкостью (U_g) , деленной на увеличение, где U_g определяется как:

$$U_g = X_F \frac{d_{OID}}{d_{FID}} \tag{6.9}$$

где d_{OID} - OID. Поскольку увеличение m объекта на рецепторе изображения определяется:

$$m = \frac{d_{FID}}{d_{FID} - d_{OID}} \tag{6.10}$$

тогда уравнение (6.9) эквивалентно:

 $U_{g} = X_{F}(m-1)/m$ (6.11)

Если FID будет изменен, то для сохранения того же разрешения фокусного пятна можно определить новый размер фокусного пятна, используя уравнение (6.9) для старого и нового случаев и приравнивая их. Из этого следует:

$$X_{F_{new}} = X_{F_{old}} \frac{d_{FID_{new}}}{d_{FID_{old}}}$$
(6.12)

Однако изменение FID приведет к изменению увеличения, что повлияет на общую резкость изображения из-за эффекта размытия рецепторов изображения. Общая нерезкость как:

$$U = F\left[\frac{1}{m^2} + \frac{\left(1 - \frac{1}{m^2}\right)FS^2}{F^2}\right]^{1/2} \quad U = U_r \sqrt{\left(\frac{1}{m^2} + \left(1 - \frac{1}{m^2}\right)^2 \left(\frac{X_F}{U_r}\right)^2\right)}$$
(6.13)

В этом выражении Ur – собственная нерезкость рецептора изображения. Предполагается, что геометрическая и рецепторная нерезкость могут быть добавлены в квадратурах. Общая нерезкость U масштабируется до увеличения 1.

Оптимизация проекционных рентгенограмм включает в себя выбор подходящего размера фокусного пятна. Это требует компромисса между временем экспозиции и разрешением. Например, очень маленькое фокусное пятно обеспечит хорошее пространственное разрешение, но позволит использовать только низкий ток трубки, поэтому потребуется длительное время экспозиции, что приведет к повышенному риску размытия изображения при движении. Хотя можно считать, что квантовый шум ограничивает возможность обнаружения мелких деталей, есть некоторые свидетельства того, что фокусные пятна меньшего размера, чем В настоящее время, могут привести к улучшению используются пространственного разрешения. Это связано с тем, что на детективную квантовую эффективность системы (см. главу 4) влияет функция передачи модуляции фокусного пятна (MTF).

МТF фокального пятна может быть измерена с помощью отверстия для определения функции распространения точечного излучения или щели для определения функции распространения линейного излучения и вычисления нормированного модуля преобразования Фурье функции распространения. На рисунке 6.4 показано изображение фокусного пятна через отверстие и двумерное представление MTF.



РИС. 6.4. Типичное распределение интенсивности рентгеновских лучей в фокусном пятне диаметром 2,0 мм (слева) и соответствующая двумерная MTF (справа).

Обратите внимание, что MTF фокального пятна условно дается для коэффициента увеличения 2,0, чтобы скорректировать MTF для истинного увеличения, частотную ось необходимо масштабировать следующим образом (где символы имеют очевидные значения):

$$f_{new} = f_{old} \left(\frac{m_{old} - 1}{m_{old}} \times \frac{m_{new}}{m_{new} - 1} \right)$$
(6.14)

6.2.4. Визуализация с увеличением

Увеличение – относительно редкая техника. Вероятно, наиболее важным примером его использования является маммография с увеличением (см. раздел 9.3.5). Однако есть случаи, когда значительное увеличение неизбежно присутствует в стандартных рентгенографических проекциях. К ним относятся боковые проекции бедер и боковые проекции шейного отдела позвоночника. Увеличение достигается путем увеличения OID, что обычно требует увеличения FID. Фактическое достигаемое увеличение зависит от глубины расположения пациента. Например, если толщина пациента составляет 20 см, FID – 140 см, а FSD – 80 см, то увеличение варьируется между 1,4 на выходе из пациента и 1,75 на входе. Увеличение требует использования большего рецептора изображения. Для больших участков тела это может оказаться невозможным. Использование увеличения влияет на дозу, пространственное разрешение и соотношение сигнал/шум ("signal-to-noise-ratio" - SNR).

6.2.4.1. Доза

При увеличении OID возникает ряд эффектов. Происходит значительное уменьшение доли рассеянного излучения на рецепторе изображения, поскольку рассеянные лучи обычно направлены в сторону от рецептора. Чтобы сохранить дозу на рецепторе изображения, необходимо увеличить силу тока и, следовательно, дозу пациента, в основном из-за потери рассеяния, а также из-за увеличения FID вследствие ISL. Благодаря уменьшению доли рассеянного излучения увеличение обычно можно проводить без использования антирассеивающей сетки. Это приводит к уменьшению силы тока пропорционально коэффициенту Баки, который представляет собой отношение силы тока с методом уменьшения рассеяния к силе тока без метода уменьшения рассеяния (см. разделы 6.3.4 и 6.3.5). Этот коэффициент обычно составляет 3-6.

6.2.4.2. Резкость

Любое увеличение OID приводит к снижению резкости изображения из-за геометрического размытия фокусного пятна, как следует из уравнений (6.9, 6.11). Следовательно, использование методов увеличения требует значительного уменьшения размера фокусного пятна по сравнению с контактными методами. Любое улучшение общей резкости всей системы, как правило, связано с увеличением размера изображения по сравнению с нерезкостью рецептора изображения из-за таких эффектов, как распространение света для пленочных систем с экраном и размер пикселя для цифровых систем. Таким образом, увеличение может улучшить пространственное разрешение по сравнению с результатом простого увеличения цифрового изображения, при котором увеличиваются как пиксели, так и само изображение.

6.2.5. Контрастные вещества

Контрастность объекта при многих рентгеновских исследованиях низкая, что обусловлено схожести атомных номеров и плотности мягких тканей и крови. На сайте Контрастность органов и кровеносной системы может быть значительно повышена при использовании контрастных веществ с более высоким атомным номером. Для исследования желудочно-кишечного тракта обычно используют соединения бария, а для мягких тканей и кровеносной системы - соединения йода. Эти два элемента обладают значительным фотоэлектрическим ослаблением, поскольку их К-края находятся в диапазоне энергий диагностических рентгеновских лучей - йод при 33 кэВ, а барий при 37 кэВ. Максимальный контраст может быть достигнут при энергии фотонов чуть выше К-края этих элементов (см. раздел 2.2.1). Это, в свою очередь, требует выбора такого значения напряжения, при котором на выходе получаются спектры с большинством энергий фотонов в соответствующей области спектра. Оптимальные значения напряжения составляют от 60 до 70 кВ для йодного контрастирования и до 80 кВ для бария. При обследовании желудочно-кишечного тракта иногда используется не только барий, но и воздух.

Следует отметить, что существует небольшая, но неизбежная частота побочных реакций на контрастное вещество, которые обычно незначительны, но иногда бывают серьезными или даже с летальным исходом.

Недавно были разработаны целевые контрастные средства на основе наночастиц золота, которые по контрастности превосходят традиционные средства на основе йода, при этом обладают минимальной токсичностью и незначительными негативными реакциями.

6.2.6. Двухэнергетическая визуализация

Альтернативным, а иногда и дополнительным методом повышения контрастности изображения является использование двух квазиодновременных изображений тела с использованием различных спектров рентгеновских лучей и их обработка в отдельные изображения, одно из которых отражает фотоэлектрический процесс, а другое - эффект Комптона. Комбинируя эти изображения с использованием определенных весовых коэффициентов, можно выявить различия между костной и мягкой тканью или между воздухом и мягкой тканью (подробности см. в разделе 10.4, посвященном двухэнергетической рентгеновской абсорбциометрии). Чтобы провести такое разделение, необходимы рентгеновские изображения, полученные при различных напряжениях трубки и/или фильтрации.

6.2.7. Выбор техники

При использовании пленочных систем выбор техники относительно прост. Выбор напряжения основывается в основном на требуемом контрасте, а сила тока выбирается для получения подходящего OD для области клинического интереса, обычно около 1,0 чистого OD. С появлением цифровых систем прямая связь между настройками техники и внешним видом изображения была утрачена, что значительно усложняет правильный выбор техники.

6.2.7.1. Влияние напряжения трубки на контраст, шум и дозу

Чтобы определить, будет ли деталь различима на изображении, необходимо учитывать шум. Основным источником шума обычно является случайное поступление фотонов на рецептор изображения, которое можно рассматривать как пуассоновский процесс. Из выражения Роуза [6.3] следует, что для получения изображения детали размером d и контрастом C с SNR k требуется количество обнаруженных фотонов на единицу площади:

$N^2 = k^2 / C^2 d^2 \tag{6.15}$

Значение k, необходимое для уверенности в том, что наблюдаемая деталь реальна, а не обусловлена случайными колебаниями числа фотонов, часто принимается равным пяти. Таким образом, при увеличении С необходимых рецептора количество фотонов, для изображения, уменьшается, поэтому уменьшение напряжения позволяет получить изображение удовлетворительного качества при меньшей дозе облучения рецептора изображения, при условии, что диапазон контрастности не превышает динамический диапазон рецептора изображения. Однако такое снижение напряжения потребует увеличения силы тока, что приведет к увеличению дозы облучения пациента. Доза на рецептор изображения зависит приблизительно от напряжения и линейно зависит от силы тока. Доза облучения пациента (K_i) пропорциональна силе тока и приблизительно равна U^2 . Таким образом, общее влияние на дозу пациента примерно пропорционально U⁻³.

Например, рассмотрим настройку 60 кВ при 40 мАс. Используя правило 15% (см. раздел 6.2.7.3), это значение можно изменить на 69 кВ при 20 мАс. Тогда доза облучения пациента снизится до (69/60)-3 = 66%. Однако увеличение напряжения приведет к снижению соотношения контраст/шум (CNR), что может быть приемлемо, и в этом случае будет достигнуто достойное снижение дозы. Если считать дозу на рецепторе изображения переменной величиной, то существует широкий диапазон комбинаций напряжения и силы тока, которые позволят получить диагностически приемлемое изображение, но при широком диапазоне уровней дозы облучения пациента. Для управления цифровыми системами визуализации все производители таких систем определили подходящие уровни дозы облучения рецептора изображения, выраженные в различных запатентованных индексах экспозиции для представления дозы облучения рецептора изображения. Как правило, существует выбор индексов, подходящих для визуализации конечностей, туловища и грудной клетки. Для

156

КТ они примерно соответствуют скоростям пленочных систем¹ 100, 200 и 400, соответственно. Прямые и непрямые цифровые системы несколько быстрее, что позволяет использовать более высокие номинальные скорости. Для всех цифровых систем выбор подходящих комбинаций напряжения и силы тока требует, чтобы для каждой проекции напряжения и силы тока давали правильное значение индекса экспозиции и чтобы было выбрано максимальное значение напряжения, обеспечивающее диагностически приемлемый CNR. Это легко продемонстрировать на практике. Если провести рентгенографию подходящего фантома при низком напряжения и подходящей силе тока, а затем получить ряд других изображений при повышенных значениях напряжения и тех же сил тока, то изображения будут очень похожими. Это объясняется тем. что снижение выглялеть контрастности при увеличении напряжения компенсируется увеличением количества регистрируемых фотонов, что приводит к одинаковому CNR для каждого изображения. Каждое увеличение напряжения приводит к увеличению дозы облучения пациента на U², поэтому такая процедура является явно клинически неприемлемой. Если же каждое увеличение напряжения сопровождается уменьшением силы тока для поддержания дозы на рецептор изображения и индекса экспозиции, то качество изображения будет неуклонно ухудшаться по мере увеличения напряжения, пока не будет достигнута точка, в которой качество изображения перестанет быть приемлемым. Следствием что изображения, этого является то. экспонированные при напряжения ниже оптимального уровня и силы тока выше оптимального уровня, выглядят лучше, что приводит к явлению «ползучей экспозиции».

6.2.7.2. Подбор методики к исследованию

С учетом процедуры, установленной в предыдущем разделе (6.2.7.1), выбор подходящего значения напряжения для любой области тела включает два этапа. Первый заключается в выборе подходящей дозы и скорости движения приемника изображения для получения приемлемого уровня шума изображения. Например, для рентгеновского снимка запястья может потребоваться номинальная скорость 100, в то время как для задне-переднего снимка грудной клетки может потребоваться скорость 400. Области с низким контрастом, такие как живот, требуют относительно низких значений

¹ Скорость определяется как обратная величина экспозиции, необходимой для получения ОD пленки 1,0 над основой + туман. Скорость в диапазоне 100-1000 типична для большинства радиографических процедур.

напряжения, в то время как области с высоким контрастом, такие как грудь, требуют высоких значений напряжения. Широко распространены рекомендации по настройке напряжения, например, приведенные в документах по критериям качества Европейского союза. Настройку напряжения следует постепенно увеличивать, снижая силу тока для поддержания CNR или OD пленки, пока потеря качества изображения не станет терпимой.

Для экранных пленочных изображений это также требует согласования динамического диапазона системы рецепторов изображения с диапазоном входного сигнала. Это показано на рис. 6.5 и 6.6 для двух крайних случаев: рентгенографии грудной клетки, которая характеризуется высоким контрастом объекта при использовании системы рецепторов изображения с широким диапазоном, и маммографии, которая характеризуется низким контрастом объекта при использовании системы рецепторов изображения с узким диапазоном.



РИС. 6.5. Подбор напряжения и силы тока в соответствии с динамическим диапазоном приемника изображения для исследования высококонтрастной области тела (рентгенограмма грудной клетки).



РИС. 6.6. Подбор напряжения и силы тока в соответствии с динамическим диапазоном рецептора изображения для исследования малоконтрастной области тела (маммограмма).

6.2.7.3. Взаимосвязь между напряжением и силой тока

Учитывая, что доза на рецепторе изображения пропорциональна силе тока и напряжению, можно вывести несколько простых правил облучения. Во-первых, увеличение напряжения на 15 % приводит к увеличению дозы на рецепторе изображения в два раза – отсюда так называемое «правило 15 %», согласно которому увеличение напряжения на 15 % эквивалентно удвоению силы тока, а уменьшение на 15 % – уменьшению силы токав два раза. Более того, увеличение напряжения на 5% приводит к увеличению дозы на рецепторе изображения на 30%, что приводит к «правилу 5%», согласно которому увеличение напряжения на 5% эквивалентно увеличению силы тока на 30%, а уменьшение напряжения на 5% эквивалентно уменьшению силы тока на 30%. Наконец, поскольку увеличение напряжения на 15 % составляет примерно 10 кВ между 60 и 80 кВ, еще одно часто используемое правило гласит, что увеличение напряжения на 10 кВ эквивалентно удвоению силы тока, а уменьшение напряжения на 10 кВ – уменьшению силы тока вдвое. Ни одно из этих правил не является точным, но их использование является удовлетворительным, поскольку допускаются небольшие ошибки экспозиции из-за широты систем экранной пленки, а также из-за очень широкого динамического диапазона цифровых систем.

6.2.7.4. AEC

Даже у самых опытных специалистов ручная настройка технических факторов приводит к непоследовательности экспозиций, поэтому ОД варьируются при съемке на экранную пленку, а уровни шума изображения варьируются в цифровых системах. Кроме того, неизбежны многочисленные отбраковки и повторов неизбежны из-за ошибок экспозиции. Системы AEC призваны повысить согласованность экспозиции и снизить количество брака и повторов. Принцип работы заключается в измерении потока рентгеновских лучей на рецепторе изображения и прекращении экспозиции при поглощении достаточного количества энергии (см. раздел 5.4.3).

Однако преимущества систем AEC могут быть достигнуты только в том случае, если системы правильно откалиброваны и правильно используются. Калибровка необходима по ряду причин, включая зависимость от энергии и упрочнение пучка. Энергетическая зависимость обусловлена различной чувствительностью детекторов AEC и системы рецепторов изображения при различных настройках напряжения. В систему управления включены поправочные коэффициенты, позволяющие регулировать напряжение. Упрочнение пучка, вызванное пациентом, является более сложной задачей. Система не в состоянии измерить величину закалки луча и, следовательно, не может скорректировать ошибки закалки луча. Поэтому в системах AEC предусмотрены элементы управления для ручной коррекции рентгенологом. Обычно они включают такие настройки компенсации, как -3, -2, -1, 0, +1, +2 и +3; каждая настройка увеличивает силу тока на постоянный коэффициент, например $\sqrt{2}$. Также имеется кнопка выбора размера пациента, с настройками для худого пациента, среднего пациента и крупного пациента.

6.3. РАССЕЯННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ В ПРОЕКЦИОННОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

Часто утверждается, что рассеяние фотонов не приносит пользы в рентгенографии, проекционной приводя лишь к затуманиванию изображения. Однако это неверно, поскольку соответствующий контраст для каждой проекции выбирается путем установки подходящего напряжения для обеспечения правильной пропорции фотоэлектрического и рассеянного взаимодействий. При низких значениях напряжения контрастность высокая преобладания фотоэлектрического эффекта, из-за при а высоких напряжениях – низкая из-за преобладания взаимодействия рассеяния (см. главу 2). Эти эффекты проиллюстрированы на рис. 6.7, где показан вклад фотоэлектрических и рассеивающих взаимодействий в первичный контраст 1 мм сферы кальция, помещенной в воду, в диапазоне энергий от 20 кэВ до 100 кэВ, рассчитанный с помощью уравнения (6.1).



РИС. 6.7. Рассчитанный первичный контраст для 1 мм сферы кальция, помещенной в воду, от 20 кэВ до 100 кэВ

6.3.1. Происхождение рассеянного излучения

Как некогерентное, так и когерентное взаимодействие приводят к появлению рассеянного излучения, попадающего на рецептор изображения. Первое, безусловно, более значимо. Например, при толщине пациента 10 см и поле рентгеновских лучей 20 см × 20 см только 19 % доли рассеянного излучения обусловлено когерентным рассеянием при 50 кВ и 9% при 120 кВ.

6.3.2. Величина рассеяния

Величина рассеяния зависит от многих переменных. Зависимость от процедуры рентгенографии, размера пучка рентгеновских лучей, толщины пациента и его положения в трех измерениях описана в следующих разделах. Также широко распространено утверждение, что величина зависит от настройки кВ, но, как показано в разделе 6.3.2.5, это справедливо только для очень неэффективных приемников изображения.

6.3.2.1. Зависимость от радиографической процедуры

Сама процедура рентгенографии оказывает сильное влияние на долю рассеяния, в зависимости от того, является ли объект исследования областью, состоящей в основном из костей, мягких тканей или некоторой промежуточной комбинации. Это связано с тем, что взаимодействие рассеяния преобладает для мягких тканей, а фотоэлектрическое взаимодействие преобладает для костей в большей части диагностического диапазона энергий (за исключением маммографии).

6.3.2.2. Зависимость от размера поля

По мере увеличения размера поля от узкого пучка с почти полным отсутствием рассеяния до очень большого, доля рассеяния увеличивается до достижения уровня насыщения, после которого дальнейшее увеличение доли рассеяния практически не происходит. на рисунке 6.8(а) показан этот эффект для фантомов толщиной 5, 10, 20 и 30 см.



РИС. 6.8. а) Зависимость доли рассеяния от кажущейся толщины для четырех размеров поля рентгеновских лучей при 80 кВ. В обеих частях рисунка показана доля рассеяния в центре изображения. б) Зависимость доли рассеяния от площади пучка для четырех толщин фантома при напряжении 80 кВ.

6.3.2.3. Зависимость от толщины

На рисунке 6.8(b) показано влияние толщины ткани на фракцию рассеяния для толщины ткани, которая варьирует от 5 см до 30 см, и четыре размера поля рентгеновского луча. доля рассеяния быстро увеличивается с толщиной пациента, но имеет тенденцию к насыщению для очень крупных пациентов. эти данные также демонстрируют необходимость применения методов уменьшения рассеяния, особенно для крупных пациентов.

6.3.2.4. Зависимость от положения (в 3D)

Хотя до сих пор рассматривалась фракция рассеяния (на рецепторе изображения). Знание уровней рассеяния необходимо для определения соответствующих уровней радиационной защиты. Также полезно учитывать долю обратного рассеяния на входной поверхности пациента, поскольку это может внести значительный вклад в дозу на коже и усложнить измерение дозы пациента при использовании свободных измерений в воздухе. Рассеяние можно разделить на прямое рассеяние, влияющее в основном на рецептор изображения, и боковое и обратное рассеяние, влияющее на дозу облучения персонала.

Если рассматривается небольшой объем мягких тканей, и мы делаем упрощающее предположение, что угловое распределение рассеяния задается формулой Клейна-Нишиной (уравнение (2.16)), то можно увидеть, что доли рассеяния вперед и рассеяния назад одинаковы для фотонов В диагностическом диапазоне энергий, причем доля рассеяния вперед мере увеличения энергии увеличивается по фотона. При 90° дифференциальное сечение $\frac{d\sigma}{d\alpha}$ примерно в два раза меньше, чем при 0° и 180°. Однако при больших объемах тканей, типичных для проекционной рентгенографии, наблюдается значительное ослабление, поэтому обратное рассеяние может быть значительным. Для больших участков тела доля фотонов, подвергающихся более чем одному рассеянию, значительна, что приводит к более изотропному распределению рассеяния, чем предсказывает формула Клейна-Нишиной.

Экспериментально установлено, что с близким приближением величина рассеянного излучения следует за ISL на расстояниях более 500 см от пациента, и что величина прямо пропорциональна размеру рентгеновского поля. Эмпирическое правило для уровней рассеянного излучения заключается в том, что доза рассеянного излучения на расстоянии 1 м от пациента составляет 1/1000 от дозы в первичном пучке на поверхности входа пациента.

В зависимости от положения на изображении доля рассеянного излучения оказывается наибольшей в центре, уменьшается по краям и еще больше уменьшается в углах поля. Это показано в таблице 6.1, где приведены фракция рассеянного излучения (SF) и отношение рассеянного излучения к первичному (SPR) с интервалом 2,5 см вдоль оси и диагонали рентгеновского поля размером 30 см × 30 см.

6.3.2.5. Зависимость от энергии

В мягких тканях при увеличении энергии фотоэлектрическое сечение уменьшается, примерно, как $\frac{1}{E_3}$, в то время как сечение рассеяния уменьшается как $\frac{1}{E}$. Следовательно, вероятность событий рассеяния увеличивается по сравнению с фотоэлектрическими событиями при увеличении энергии, но общая вероятность событий рассеяния уменьшается. И наоборот, энергия рассеянных фотонов возрастает с увеличением энергии, так что они с меньшей вероятностью будут ослаблены в теле и с большей

вероятностью улетят. Общий эффект заключается в том, что боковое, обратное и прямое рассеяние увеличивается при увеличении энергии. Однако ослабление первичного пучка также уменьшается при увеличении энергии. Следовательно, доля рассеянного излучения, достигающая детектора, слабо зависит от энергии. В случае эффективных рецепторов изображения почти весь первичный пучок и рассеяние поглощаются, поэтому доля рассеяния для рецептора аналогична доле, достигающей Однако неэффективные рецепторы изображения более рецептора. чувствительны к рассеянным фотонам, чем к первичным. Это связано с тем, что первичный луч падает примерно перпендикулярно рецептору, поэтому длина пути равна толщине люминофора. Однако рассеянные фотоны падают под углом, в результате чего длина пути в среднем больше, а вероятность поглощения выше. Они также могут иметь более низкую энергию, что, как правило, также увеличивает вероятность поглощения. Этот эффект с увеличением становится более значительным энергии, поэтому обнаруженная доля рассеяния также увеличивается с ростом энергии. На рис. 6.9 показаны доли рассеяния для экрана Kodak Lanex Regular и скоростного экрана из тунгстата кальция (CaWO₄) в диапазоне настроек напряжения от 50 кВ до 120 кВ. Доля рассеяния для Kodak Lanex Regular, эффективного редкоземельного экрана, не зависит от настройки напряжения, в то время как доля рассеяния увеличивается с увеличением энергии для (устаревшего) скоростного экрана СаWO₄.

ТАБЛИЦА 6.1. ЗАВИСИМОСТЬ SF И SPR ОТ ПОЛОЖЕНИЯ В ПОЛЕ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

(Фантом	PMMA	30	СМ	×	30	СМ,	толщина	20	СМ,	при	80	κВ,	3	$\mathcal{M}\mathcal{M}$	Al-
эквивален	та, полн	ая (фил	ьтр	paų	ия, 1	00 см FID (и 5 с	см О	ID, no	оле ј	ренп	іге	еновс	жих
лучей 30 с	м × 30 с	см н	а эк	pa	не)										

Расстояние до	По	оси	По диагонали				
центра (см)	SF	SPR	SF	SPR			
0	0,856	5,93	0,856	5,93			
2,5	0,854	5,84	0,854	5,87			
5,0	0,845	5,47	0,848	5,56			
7,5	0,831	4,92	0,834	5,04			
10,0	0,806	4,17	0,824	4,68			
12,5	0,781	3,57	0,794	3,85			
15,0	_	—	0,750	3,00			
17,5	-	-	0,697	2,30			
20,0	_	—	0,671	2,04			

6.3.3. Эффект рассеяния

Рассеянное излучение, как показано в предыдущих разделах, составляет большую часть излучения, регистрируемого системами приемников изображения при исследовании больших участков тела. В этом разделе рассматривается влияние рассеянного излучения на контраст и шум, а также методы уменьшения рассеянного излучения.



РИС. 6.9. Зависимость доли рассеяния от напряжения для двух систем при толщине фантома 20 см и размере поля 30 см × 30 см для эффективной редкоземельной системы Kodak Lanex Regular и неэффективной системы на основе тунгстата кальция.

6.3.3.1. Снижение контраста

Влияние рассеяния на контрастность оценивается коэффициентом снижения контрастности (CDF), который, исходя из уравнения (6.5), определяется следующим образом:

$$CDF = \frac{1}{1+SPR} \tag{6.16}$$

6.3.3.2. Шум

Квантовый шум в изображении возникает как от первичных, так и от рассеянных фотонов, и оба эти вклада в изображение, следовательно, влияют на SNR. Например, Ullman и др. [6.4] рассчитали SNR и SNR на пиксель (SNR_p) для цифровой визуализации грудной клетки с сеткой и показали, что SPR изменяется от примерно 2 в области средостения до примерно 0,6 в легочных полях, что приводит к значению SNR_p за средостением около 20 и около 60 в легочных полях.

6.3.4. Методы уменьшения рассеяния – антирассеивающие решетки

Компонент рассеяния изображения можно рассматривать как первичное изображение, свернутое с «функцией разброса рассеяния», которая дает сильно размытую версию изображения. Результирующее изображение можно рассматривать как сумму этих двух изображений. В настоящее время предпринимаются попытки использовать эту идею для компьютерного удаления рассеяния вместо использования сеток или других методов. Этот подход сложен, поскольку функция рассеяния не является инвариантной к сдвигу (см. раздел 6.3.2.4).

компьютеризированных В отсутствие методов использование антирассеивающих сеток является рутинным для подавляющего большинства рентгенографических проекций, за исключением проекций конечностей. Сетки сильно различаются по степени отклонения рассеянного излучения и по увеличению дозы облучения пациента, которого требует их использование. Все они разработаны таким образом, чтобы большая часть первичных фотонов достигала рецептора изображения, при этом удаляя из поля излучения значительную часть рассеянных фотонов.

6.3.4.1. Конструкция решетки

За исключением специальных ячеистых решеток, используемых в некоторых маммографических системах, решетка обычно состоит из массива тонких свинцовых полосок, выровненных так, чтобы обеспечить прохождение первичного пучка, как показано на рис. 6.10. Свинцовые полоски разделены межслойным материалом и имеют защитные крышки сверху и снизу (на рисунке не показаны). Число линий свинцовых полос на сантиметр называется частотой полос, а отношение высоты свинцовых полос к ширине межпространственного материала - отношением сетки г, которое определяется следующим образом:

$$r = \frac{h}{d} \tag{6.17}$$

где расстояния *h* и *d* показаны на рис. 6.10.

Из рассмотрения этого рисунка видно, что все рассеянные фотоны, угол падения которых меньше $tan^{-1}r$, попадут на свинцовую полоску, поэтому отбраковка рассеяния будет увеличиваться с ростом коэффициента решетки. С другой стороны, пропускание первичных фотонов через решетку уменьшится из-за увеличения толщины межполоскового пространства. Если

свинцовые полоски слишком тонкие, они могут быть пронизаны рассеянными рентгеновскими фотонами, а если они слишком толстые, они будут задерживать слишком много первичных фотонов. Таким образом, конструкция решетки является компромиссом между требованиями хорошего рассеяния и высокого пропускания первичных фотонов.

Обычно свинцовые полоски наклонены так, чтобы соответствовать расходимости первичного луча, на выбранном расстоянии от фокуса, называемом фокусным расстоянием решетки, и решетка называется сфокусированной. Такие решетки должны использоваться на правильном фокусном расстоянии в пределах допустимого отклонения. Если решетка используется на неправильном расстоянии, наклон ведущих полос не будет соответствовать углу расходимости первичного луча. Первичный луч будет ослабляться все больше к краю изображения. Это называется отсечкой решетки. Некоторые типы решеток имеют параллельные полосы и известны как параллельные решетки. Они всегда имеют некоторую степень отсечки решетки и не должны использоваться на коротких расстояниях.



РИС. 6.10. Конструкция и принцип работы решетки сфокусированного антирассеивателя (не в масштабе).

Материал межпространственного пространства решетки – пластик, углеродное волокно или другой материал с низким атомным номером. В старых решетках использовался алюминий. Материал крышек решетки также должен быть с низким атомным номером. Поскольку взаимодействие рентгеновских лучей со свинцовыми полосками будет в основном фотоэлектрическим, для фотонов с энергией выше края *k*, равной 88 кэВ, при проектировании решетки необходимо учитывать излучение флуоресцентных рентгеновских лучей *k*. В таблице 6.2 приведены геометрические детали конструкции для ряда типичных решеток.

Коэффициент Период		h (and)	d(and	t (vor)
решётки	решётки (см ⁻¹)	п (мм)	u (mm)	t (MM)
10:1	33	2,5	0,25	0,050
10:1	40	2,0	0,20	0,050
12:1	57	1,56	0,13	0,045

ТАБЛИЦА 6.2. ТИПОВЫЕ ДАННЫЕ ПО СТРОИТЕЛЬСТВУ ДЛЯ АНТИРАССЕИВАТЕЛЕЙ

Внешний вид изображения линий сетки на рентгенографических снимках, как правило, неприемлем для диагностики. Кроме того, в цифровых системах изображение линий сетки может мешать матрице пикселей, создавая узоры Муаре на изображении. Поэтому обычно предусматривается механизм для колебания сетки в направлении, перпендикулярном линиям сетки, чтобы размыть их во время экспозиции.

6.3.4.2. Показатели производительности сети

Характеристики решетки определяются параметрами, которые относятся к необходимому увеличению дозы и достигаемому улучшению контрастности. Хорошая решетка устраняет 80-90% рассеяния, передавая при этом не менее 75% полезного пучка. Используются следующие величины:

- Первичное пропускание, Т_р, представляет собой узконаправленное измерение отношения интенсивности рентгеновских лучей при наличии и отсутствии решетки.
- Вторичное пропускание, T_s, это измерение интенсивности рассеянного излучения в широком пучке с решеткой и без нее.
- Общее пропускание, T_t, это измерение общей интенсивности рентгеновских лучей с решеткой и без нее.
- Фактор решетки или фактор Баки это фактор увеличения дозы, связанный с использованием решетки:

Фактор Баки = $\frac{\text{необходимая экспозиция (мАс)с решеткой}}{\text{необходимая экспозиция (мАс)без решетки}} = \frac{1}{T_t}$ (6.18)

• Селективность – это мера эффективности решетки, которая определяется следующим образом:

$$\Sigma = \frac{T_p}{T_s} \tag{6.19}$$

• Коэффициент улучшения контрастности CIF определяется следующим образом:

$$CIF = \frac{\text{контраст с сеткой}}{\text{контраст без сетки}} = \frac{T_p}{T_t}$$
(6.20)

Следует отметить, что решетка не только устраняет рассеяние, но и упрочняет пучок рентгеновских лучей, и расчеты СІF должны, в принципе, учитывать этот эффект. Обычно, однако, поправка составляет не более нескольких процентов, и, с хорошим приближением, СІF можно рассчитать как:

$$CIF = \frac{1 - SF_g}{1 - SF_{ng}} \tag{6.21}$$

где SF_g и SF_{ng} - доли рассеяния с сеткой и без нее.

В таблице 6.3 приведены коэффициент Баки и СІГ для ряда сеток для широко используемых фантомов LucAl, эквивалентных пациентам.

6.3.4.3. Выбор сетки

Из данных, приведенных в табл. 6.3, ясно, что для каждой рентгенографической проекции существует оптимальное соотношение сеток, которое обеспечивает адекватное уменьшение рассеяния при приемлемом увеличении дозы облучения пациента. Например, для проекций грудной клетки и живота у взрослых потребуется соотношение 10:1 или 12:1. Однако на практике сетка постоянно устанавливается на устройство для удержания кассеты в рентгенографических столах и настенных устройствах, а они обычно имеют соотношение не менее 10:1. Следовательно, использование решетки обычно далеко не оптимально.

6.3.4.4. Артефакты сетки и выравнивание

Существует несколько возможных смещений, которые приводят к появлению артефактов на проекционных изображениях. Кроме того, поврежденная сетка приводит к появлению артефактов и должна быть заменена. На рисунке 6.11 показаны возможные смещения сетки. На практике возможно одновременное наличие нескольких из них. Обратите внимание, что во время работы движущаяся сетка смещается вбок, хотя степень смещения в среднем невелика.

6.3.5. Другие методы уменьшения рассеянного излучения

Хотя использование сетки эффективно для уменьшения рассеянного излучения, качество изображения может быть дополнительно улучшено за счет тщательной коллимации и компрессии пациента. Альтернативой антирассеивающим решеткам является использование воздушных зазоров и систем щелевого сканирования.

ТАБЛИЦА 6.3. ФАКТОР БАКИ И СІГ В ЦЕНТРЕ РЕЦЕПТОРА ИЗОБРАЖЕНИЯ ДЛЯ НЕСКОЛЬКИХ РАДИОГРАФИЧЕСКИХ ГРИДОВ, ИСПОЛЬЗУЯ РЕНТГЕНОВСКОЕ ПОЛЕ РАЗМЕРОМ 25,4 см × 25,4 см С ЭКВИВАЛЕНТНЫМИ ФАНТОМАМИ ЛУКАВОЙ ГРУДИ И АБДОМЕННОГО ПАЦИЕНТА, 120 кВ ДЛЯ ДАННЫХ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ И 70 кВ ДЛЯ ДАННЫХ БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ.

Коэффициент	SF	SPR	Фактор	CIF				
решётки	51	SIR	Баки ^а	en				
Фантом грудной клетки LucAl								
Без решётки	0,390	0,640	-	1,0				
6:1	0,188	0,231	1,53	1,33				
8:1	0,155	0,176	1,62	1,39				
10:1	0,123	0,141	1,69	1,44				
12:1	0,103	0,115	1,75	1,47				
16:1	0,076	0,082	1,85	1,51				
Фантом брюшной полости LucAl, область								
мягких тканей								
Без решётки	0,712	2,472	-	1,0				
6:1	0,371	0,588	2,79	2,18				
8:1	0,302	0,433	3,20	2,42				
10:1	0,256	0,345	3,53	2,58				
12:1	0,221	0,283	3,81	2,71				
16:1	0,174	0,211	4,27	2,87				
Фантом брюшной полости LucAl, область								
позвоночника								
Без решётки	0,837	5,155	-	1,0				
6:1	0,472	0,894	-	3,25				
8:1	0,388	0,636	-	3,76				
10:1	0,327	0,486	-	4,14				
12:1	0,276	0,382	-	4,45				
16:1	0,203	0,254	-	4,91				

^а Низкий коэффициент Баки обусловлен низким уровнем рассеяния при рентгенографии грудной клетки, так как легкие представляют собой большой воздушный зазор, а толщина других тканей относительно невелика. Коэффициент Баки для брюшной полости постоянен для каждой сетки.


РИС. 6.11. Перекосы сетки, приводящие к отсечению.

6.3.5.1. Коллимация

В разделе 6.3.2.2 описывается влияние размера поля рентгеновских лучей на долю рассеяния. Поскольку меньшие размеры поля уменьшают фракцию рассеяния, эффективная практика заключается в коллимации пучка рентгеновских лучей на как можно меньшую площадь для каждой проекции, тем самым улучшая качество изображения и снижая дозу облучения пациента. Это требует от рентгенологов хорошего знания анатомии и хорошей оценки широкого спектра пациентов, чтобы обеспечить включение области клинического интереса в каждое изображение, не облучая без необходимости ткани, не представляющие интереса. необходимо следить за тем, чтобы не проводить коллимацию слишком плотно, что увеличит вероятность отсечения области клинического интереса, что приведет к повторной экспозиции и повышенной дозе.

6.3.5.2. Сжатие

Данные, приведенные в разделе 6.3.2.3, наглядно демонстрируют увеличение фракции рассеяния с толщиной пациента. поэтому, если толщина пациента может быть уменьшена во время экспозиции, например, путем применения компрессионной ленты, то количество рассеяния будет уменьшено. это имеет дополнительные преимущества, поскольку можно использовать более короткое время экспозиции, уменьшая размытость движения и дозу облучения пациента. в качестве альтернативы можно уменьшить напряжение, улучшая контраст или SNR изображения. по этим и другим причинам компрессия регулярно используется в маммографии (см. раздел 9.3.2).

6.3.5.3. Воздушный зазор

Как описано в разделе 6.2.4, использование увеличенного OID или воздушного зазора приводит к увеличению и уменьшению доли рассеяния. Это происходит потому, что при увеличении OID вероятность попадания расходящихся рассеянных лучей в рецептор изображения возрастает, и поэтому вероятность попадания в рецептор изображения значительно ниже, чем у первичных лучей.

Влияние OID на долю рассеянных лучей показано на рис. 6.12.



РИС. 6.12. Влияние воздушных зазоров (OID) на долю рассеяния для ряда ФИД. X_P - расстояние между источником и пациентом. Фантом из РММА толщиной 20 см, размер рентгеновского поля 20 см × 20 см, напряжение 90 кВ.

6.3.5.4. Сканирующая щель

Как объяснялось в разделе 6.3.2.2, доля рассеяния зависит от размера рентгеновского поля. системы щелевого сканирования используют это преимущество для минимизации доли рассеяния, используя рентгеновское поле очень малой площади со щелевой апертурой, которое должно быть просканировано поперек пациента для получения изображения. Такие системы обычно в цифровых системах зональный детектор может быть заменен кремниевыми или аналогичными полосковыми детекторами.

В цифровых системах площадной детектор может быть заменен кремниевыми или аналогичными полосковыми детекторами, и в этом случае коллимация после пациента не требуется.

Эти системы могут иметь один веерный луч, сканирующий интересующую область, или несколько веерных лучей. последний вариант позволяет ускорить сканирование и сократить время экспозиции. основной принцип показан на рис. 6.13. эти системы способны хорошо отсеивать рассеянное излучение без необходимости использования сетки, но требуют плавного и точного перемещения коллиматорных систем и стабильной работы генератора рентгеновских лучей. вероятность появления артефактов выше, чем при использовании обычных методов, а требуемое более длительное время экспозиции увеличивает риск размытия изображений при движении и сокращает срок службы рентгеновской трубки.



РИС. 6.13. Принцип работы системы многощелевого сканирования для уменьшения рассеяния. В цифровых системах приемник изображения и коллиматор за пациентом могут быть заменены полосовыми детекторами.

ссылки

- [6.1] Poletti, j.l., Mclean, i.D., the effect of source to image-receptor distance on effective dose for some common X ray projections, br. j. Radiol. 78 (2005) 810–815.
- [6.2] Dance, D.R., eVans, s.h., skinneR, c.l., bRaDley, a.g., "X-ray transmission computed tomography", the Physics of Medical imaging (Webb, s., ed.), adam hilger ltd, bristol (1988).
- [6.3] ROSE, A., Vision: Human and Electronic, Plenum Press, New York (1974).
- [6.4] ULLMAN, G., SANDBORG, M., DANCE, D.R., HUNT, R., ALM CARLSSON, G., Distributions of scatter-to-primary and signal-to-noise ratios per pixel in digital chest imaging, Radiat. Prot. Dosim. 114 (2005) 355–358.

БИБЛИОГРАФИЯ

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

DOI, K., et al., Physical and clinical evaluation of new high-strip-density radiographic grids, Radiology 147 (1983) 575–582.

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for DiagnosticRadiographic Images, Rep. EUR 16260 EN, Office for Official Publications of theEuropeanCommunities,Luxembourg(1996),ftp://ftp.cordis.lu/pub/fp5-euratom/docs/eur16260.pdf (accessed on 23 August 2012).

FETTERLY, K.A., SCHUELER, B.A., Experimental evaluation of fiber-interspaced antiscatter grids for large patient imaging with digital X ray systems, Phys. Med. Biol. 52 (2007) 4863–4880.

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Diagnostic X-ray Imaging Equipment: Characteristics of General Purpose and Mammographic Anti-scatter Grids, IEC-60627, IEC, Geneva (2001).

MILNE, E.N.C., "The role and performance of minute focal spots in roentgenology with special reference to magnification", CRC Crit. Rev. Radiol. Sci. 2 (1971) 269–310.

Глава 7

РЕЦЕПТОРЫ ДЛЯ ПРОЕКЦИОННОЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ

ДЖ. А. РОУЛЭНДС

Региональный научно-исследовательский институт Тандер-Бей, Тандер-Бей, Канада

У. НАЙТЦЕЛЬ Филипс Хелскеа, Гамбург, Германия

7.1. ВВЕДЕНИЕ

Рентгеновские изображения формируются как тени внутренних частей тела. Поскольку фокусировка рентгеновских лучей пока нецелесообразна, рецептор рентгеновских лучей должен быть больше, чем часть тела, которая должна быть изображена. Таким образом, первой проблемой при создании рецептора рентгеновских лучей является необходимость получения изображения большой площади. Второй проблемой является создание системы, качество изображения которой было бы настолько хорошим, насколько это допускается физикой, то есть позволяло бы обнаруживать объекты, размер и контраст которых ограничены только квантовой статистикой (см. раздел 4.6). Это означает поглощение большей части квантов рентгеновского излучения и их эффективное использование, т.е. ограничение квантового шума, при одновременном обеспечении достаточного пространственного разрешения.

Получение рентгеновского изображения концептуально можно разделить на три этапа. Первый – взаимодействие рентгеновских лучей с подходящей средой обнаружения для получения измеряемого отклика. Второй - временное хранение этого отклика в записывающем устройстве. Третий - измерение этого сохраненного отклика. В качестве примера, этапы для системы экранного кино включают в себя: (i) взаимодействие рентгеновских лучей с люминофорным материалом с последующей генерацией фотонов видимого света, (ii) последующее создание скрытого изображения в фотопленке этими фотонами, и, наконец, (iii) формирование фиксированного фотографического изображения. Четвертый этап. необходимый для многоразовых систем (т.е. систем, не требующих

расходных материалов, таких как пленка), – это (iv) стирание всех предыдущих изображений в системе обнаружения для подготовки к получению нового изображения.

Цифровая плоскопанельная система формирования изображений с прямым преобразованием состоит из четырех этапов: (i) поглощение рентгеновских лучей с последующим высвобождением множества вторичных электронов в фотопроводнике, (ii) дрейф электронов и дырок к отдельным электродам, где они сохраняются, и (iii) этап считывания, когда заряды передаются на усилители, где они оцифровываются построчно.

Цифровая плоскопанельная система формирования изображений с прямым преобразованием состоит из четырех этапов: (i) поглощение рентгеновских лучей с последующим высвобождением множества вторичных электронов в фотопроводнике, (ii) дрейф электронов и дырок к отдельным электродам, где они сохраняются, и (iii) этап считывания, когда заряды передаются на усилители, где они оцифровываются построчно.

Этот подход интересен тем, что при считывании одновременно и без дополнительных усилий выполняется важнейший этап (iv) стирания. разбиение получения Подобное этапов помогает понять физику изображения, что само по себе является ключевым для оптимизации конструкции рецептора и понимания фундаментальных ограничений на качество изображения. также Это важно для понимания преимуществ взаимодополняющих различных подходов, которые использовались в прошлом и в настоящее время и которые, вероятно, будут использоваться в будущем.

7.2. ОБЩИЕ СВОЙСТВА РЕЦЕПТОРОВ

Перед тем как более подробно описать свойства различных типов приемников изображения, используемых для проекционной радиографии, необходимо рассмотреть различные физические свойства и величины, которые используются для определения их характеристик. Некоторые из них уже обсуждались в главе 4.

7.2.1. Чувствительность рецептора

Начальная операция получения изображения одинакова во всех рентгеновских рецепторах. Для получения сигнала кванты рентгеновских лучей должны взаимодействовать с материалом рецептора. Вероятность взаимодействия или эффективность квантового обнаружения A_Q для рентгеновского луча с энергией *E* определяется следующим образом:

$$A_0 = 1 - exp(-\mu(E,Z)T)$$

где

µ – линейный коэффициент ослабления материала рецептора;

Z – атомный номер материала;

и Т – его толщина.

Поскольку практически все источники рентгеновских лучей для радиографии излучают рентгеновские лучи в спектре энергий (см. главу 5), квантовая эффективность обнаружения должна быть задана либо как функция энергии, либо как эффективное значение в спектре рентгеновских лучей, падающих на рецептор. На рисунке 7.1 показана зависимость AQ от энергии для различных значений Т выбранных рецепторных материалов. A_Q , как правило, будет наибольшим при низких значениях E, уменьшаясь с увеличением E. При диагностических энергиях рентгеновских лучей основным процессом взаимодействия является фотоэлектрический эффект из-за относительно высокого Z большинства рецепторных материалов. Если материал имеет атомный край поглощения K, то E_K , в интересующей нас области энергий, то A_Q резко возрастает при E_K , вызывая локальный минимум A_Q при $E < E_K$.

При фотоэлектрическом взаимодействии кванта рентгеновского излучения с рецептором генерируется высокоскоростной фотоэлектрон. При последующей потере кинетической энергии электрона в рецепторе происходит возбуждение и ионизация, порождающие вторичный сигнал (оптические кванты или электронный заряд). Поэтому чувствительность любой системы формирования изображений зависит как от А₀, так и от эффективности первичного преобразования (эффективности преобразования энергии взаимодействующих рентгеновских лучей в более легко измеряемую форму, такую как оптические кванты или электрический заряд). Эффективность преобразования можно выразить в виде коэффициента преобразования, то есть в виде количества вторичных частиц (фотонов света в люминофоре или электронно-дырочных пар ("electron-hole plair" - EHP) в фотопроводнике), высвобождаемых на один рентгеновский луч. Для удивительного числа материалов и систем это ~1000 квантов или EHP на 50 кэВ рентгеновского излучения. Коэффициент преобразования тесно связан с внутренней полосовой структурой твердого тела, из которого изготовлен рецептор, как показано на рис. 7.2.



РИС. 7.1. Квантовая эффективность обнаружения, A_0 , и фактор Сванка, AS, для репрезентативных примеров рентгеновского фотопроводника a-Se, экранного люминофора, Gd_2O_2S , и сцинтиллятора, CsI. Кривые приведены для первичного взаимодействия с использованием только фотоэлектрического коэффициента; другие компоненты, добавляющие к фактору Сванка, обсуждаются в тексте. Толщины указаны для предполагаемой 100-процентной доли упаковки материала, что реалистично для а-Se и должно быть увеличено на ~2 для порошкового экрана, такого как Gd_2O_2S , и на ~1,1 – 1,2 для испаренного структурированного слоя CsI.

Во всех рецепторных материалах валентная полоса почти полностью заполнена электронами, а полоса проводимости практически пуста. Запрещенный энергетический зазор E_g определяет шкалу энергий, необходимую для высвобождения подвижной ЕНР, то есть для продвижения электрона из валентной полосы в полосу проводимости. Хотя E_g является минимумом, допускаемым принципом сохранения энергии, это может быть

достигнуто только для фотонов с энергией Eg. Для заряженных частиц, высвобождающих энергию (например, за счет замедления электронов высокой энергии, созданных в результате первоначального взаимодействия с рентгеновскими лучами), требования сохранения энергии и импульса кристалла, а также наличие конкурирующих процессов потери энергии требуют $\sim 3E_{\sigma}$ для высвобождения ЕНР. Так, на рис. 7.2(а) для фотопроводника (обычно это материал с $E_g \sim 23B$ – минимальной энергией, при которой термически возбуждаемый темновой ток пренебрежимо мал) максимальное число ЕНР составляет $\frac{50\,000}{2\,9B\times3}$ ~ 8000 ЕНР. Это возможно для хороших фотопроводников, единственного практического для но фотопроводника, используемого в коммерческих системах в настоящее время (a-Se), существуют другие потери (в основном на геминатную рекомбинацию, т.е. созданные ЕНР рекомбинируют до разделения приложенным электрическим полем), которые ограничивают его до ~1000-3000 EHP, в зависимости от приложенного электрического поля.



РИС. 7.2. Полосовая структура фот9опроводников, активированных люминофоров и фотостимулируемых люминофоров.

В люминофорах (сцинтилляторах – другое название люминофоров, обычно используется, когда они находятся в кристаллической или плотной массе) полосовая щель обычно намного выше (~8 эВ), поэтому собственный коэффициент преобразования обычно ниже - высвобождается только ~2000 EHP (50 000/8 $3B \times 3$), что, однако, в активированном люминофоре приводит к испусканию лишь немного меньшего количества (1800) световых фотонов. Дополнительные оптические потери из-за поглошения света в люминофорном слое (иногда с намеренно включенным красителем) и/или неотражающей подложке, мертвого пространства между фоторецепторами (коэффициент заполнения) и неидеальной квантовой эффективности

обнаружения фоторецепторов еще больше снижают количество света на рентгеновский луч. Это обычно приводит к тому, что для нашего прототипичного рентгеновского луча с энергией 50 кэВ в фоторецепторе собирается ~1000 ЕНР.

7.2.2. Шум рецептора рентгеновских лучей

Все изображения, генерируемые квантами, являются статистическими по своей природе, т. е. хотя картину изображения можно предсказать на основе свойств ослабления пациента, она будет случайным образом колебаться относительно среднего предсказанного значения. Колебания интенсивности рентгеновского излучения соответствуют статистике Пуассона, так что дисперсия σ^2 относительно среднего числа квантов рентгеновского излучения на рецепторный элемент данной области, равна N₀. Взаимодействие с рецептором можно представить как биномиальный процесс с вероятностью успеха A_Q, а распределение взаимодействующих квантов по-прежнему пуассоновское, с дисперсией:

$$\sigma^2 = N_0 A_Q \tag{7.2}$$

Если за этапом обнаружения следует процесс, обеспечивающий средний коэффициент усиления *g*, то распределение не будет пуассоновским, даже если g распределено пуассоновски. Также возможно, что на разных этапах работы системы формирования изображения будут присутствовать другие независимые источники шума. Их влияние на дисперсию будет аддитивным. Полный линейный анализ распространения сигнала и шума в рецепторной системе должен также учитывать зависимость от пространственной частоты как сигнала, так и шума.

Важно, чтобы количество вторичных квантов или электронов на каждом этапе получения изображения было значительно больше N_0 , чтобы избежать доминирования шума рецептора за счет вторичного квантового поглощения. Рассмотрение распространения шума значительно облегчается при рассмотрении диаграммы квантового учета, примеры которой показаны на рис. 7.3. Концепция заключается в том, что шум от каждого этапа системы формирования изображения связан с количеством вторичных квантов или электронов на каждом этапе; поэтому в идеале на всех этапах должно быть гораздо больше (по возможности больше 1000) таких вторичных квантов или частиц, представляющих каждый первичный квант (т. е. рентгеновский луч). Точка, в которой это число наименьшее, является поглотителем вторичных квантов. Как видно из приведенных примеров, все



РИС. 7.3. Диаграммы квантового учета для экранной пленки, CR (компьютерной радиографии - computer radiography - CR) с летающим точечным сканером и плоскопанельной цифровой радиографии. Вертикальная ось представляет собой среднее число квантов или отдельных частиц (электронов или зерен пленки), представляющих собой первоначально поглощенный рентгеновский луч (предполагается, что с энергией 50 кэВ) на каждом этапе в системе формирования изображения. Критической точкой для каждой модальности является то место, где минимальное количество квантов или ЕНР представляет собой один рентгеновский луч. Для плоскопанельных систем это ~1000, в то время как для пленочных экранов - 20, а для CR - всего 5. Это самое слабое звено.

из которых используются в коммерческих целях, имеют по меньшей мере пять вторичных квантов на каждый первичный, но очень легко найти системы, в которых это не так, например, неинтенсивная рентгеноскопия или некоторые оптически (линзовые) связанные рентгенографические рентгеновские системы.

Шум рентгеновских изображениях связан количеством В с лучей на пиксель изображения и, рентгеновских следовательно, с воздействием рентгеновских лучей на рецептор. Однако относительный шум может быть увеличен из-за отсутствия поглощения рентгеновских лучей, а также из-за флуктуаций в реакции рецептора на те рентгеновские лучи, которые были поглощены. Существуют также неизбежные флуктуации сигнала, генерируемого в детектирующей среде, даже когда рентгеновские лучи одинаковой энергии взаимодействуют и вызывают отклик. Они вызваны статистической природой конкурирующих механизмов, которые

возникают по мере того, как рентгеновские лучи накапливают энергию в среде. Вместе они приводят к появлению категории шумов, известной как флуктуации усиления или шум Сванка. Шум флуктуации усиления может быть определен экспериментально с помощью спектра высоты импульса (PHS). Из него можно получить коэффициент Сванка, A_S, как комбинацию нулевого, первого и второго моментов (M_N) PHS по формуле:

$$A_{\rm S} = \frac{{M_1}^2}{{M_0}{M_2}} \tag{7.3}$$

Идеальная PHS, полученная, когда все поглощенные рентгеновские лучи дают одинаковое количество сигнала, приводит к дельта-функции и коэффициенту Сванка, равному единице. Однако на практике существует ряд эффектов, которые могут расширить этот спектр, в результате чего коэффициент Сванка будет меньше единицы. На рисунке 7.1 показаны значения As для различных материалов и толщин рецепторов, выбранных таким образом, чтобы охватить диапазон, который технологически возможен и, следовательно, может встречаться на практике. Эти значения рассчитаны только для фотоэлектрического эффекта, что фактически означает, что учитывается только утечка К. Выход К – это испускание флуоресцентного рентгеновского луча К после фотоэлектрического взаимодействия, который затем выходит из рецептора, не вкладывая дальнейшую энергию. Поскольку энергия флуоресцентного рентгеновского луча К ниже края К, он имеет меньшую вероятность взаимодействия, чем исходный фотон падающего рентгеновского луча (см. раздел 2.2.1). Диапазон значений А_S варьируется от 0,7 до 1,0. Дальнейшие потери из-за оптических эффектов будут наблюдаться в экранах, а другие потери в фотопроводниках из-за захвата заряда. Свонк продемонстрировал, что для многих ситуаций комбинация факторов может выполнена простым перемножением составляющих факторов. быть Например, коэффициент Сванка для побега К можно умножить на оптический коэффициент Сванка, чтобы получить общий коэффициент Сванка. Теоретически, для экспоненциального PHS, который может иметь место для экранов с очень высоким оптическим поглощением, оптическое значение может быть не более 0,5, что приводит к диапазону 0,5-1,0 для оптических эффектов. Таким образом, в целом возможный диапазон коэффициентов рецептора Сванка для экранов составляет 0,35-1,0.

Шум, вызванный квантовым поглощением и флуктуациями усиления, может быть объединен для создания нулевой пространственной частоты детективной квантовой эффективности (Детекторная квантовая эффективность - "Detective quantum efficiency" - DQE)(0), которая задается:

$$DQE(0) = A_Q A_S \tag{7.4}$$

Ввиду его важности стоит повторить, что DQE(0) – это эффективная квантовая эффективность обнаружения, полученная, когда шум в измеренном изображении сравнивается с тем, каким он был бы, если бы это был идеальный (совершенный) поглотитель и не было бы шума флуктуаций усиления.

7.2.3. Отклик шкалы серого и динамический диапазон

Отклик шкалы серого, используемый в системе формирования изображений, связан с физикой обнаружения рентгеновских лучей, задачей формирования изображений и, что самое сложное, с реакцией человеческой системы «глаз-мозг» на оптические изображения. На практике многие решения, принимаемые разработчиками систем, являются эмпирическими, а не полностью вытекают из теоретического анализа. Однако некоторые эмпирические правила могут оказаться полезными.

Что касается человеческого зрения. то существует диапазон пространственных частот, в котором человеческий глаз чувствует себя наиболее остро. Это промежуточный диапазон частот, не слишком низкий и не слишком высокий. Что касается интенсивности, то, как и все человеческие органы чувств, он имеет логарифмическую характеристику, то есть он достаточно хорошо видит дробные различия, если они непосредственно сопоставлены. В остальном человеческий глаз довольно плохо справляется с количественной оценкой интенсивности. Чтобы отделить субъективную реакцию глаза и мозга от более количественных вопросов, обычно не учитывают (в случае изначально нелинейных систем, таких как кино) или корректируют оптическую часть системы, которая имеет нелинейную (например, мониторы катодно-лучевой трубкой реакцию с или жидкокристаллические плоские дисплеи). Только после этого большинство систем можно моделировать как линейные для практических целей.

Реакция серой шкалы обычно выражается в виде характеристической кривой - графика реакции системы на стимул; например, в рентгеноскопии это может быть оптическая интенсивность на видеомониторе, построенная как функция облучения датчика в соответствующей точке изображения.

Диапазон интенсивностей, которые могут быть представлены системой формирования изображений, называется динамическим диапазоном и зависит от размера используемого пикселя, который зависит от функции передачи модуляции ("Modulation Transfer Function" - функция передачи модуляции, или частотно-контрастная характеристика - MTF). Однако при любом размере пикселя динамический диапазон для задачи формирования рентгеновского изображения можно разделить на два компонента. Первая описывает соотношение между ослаблением рентгеновских лучей в наиболее радиопрозрачных и наиболее рентгеноконтрастных участках пациента, отображаемых на одном и том же изображении. Вторая – это требуемая точность рентгеновского сигнала, измеренного в части изображения, представляющей наиболее рентгеноконтрастную анатомию. Если, например, ослабление по всему полю изображения имеет коэффициент 10, а точность измерения сигнала в наиболее ослабленной области должна составлять 10 %, то требование к динамическому диапазону рецептора будет равно 100.

Динамический диапазон, который может быть достигнут практической линейной системой формирования изображений, может быть определен в терминах отклика на выходе, отнесенного к входу в терминах экспозиции рентгеновских лучей:

Динамический диапазон =
$$\frac{X_{max}}{X_{\text{шум}}}$$
 (7.5)

где X_{max} – экспозиция рентгеновских лучей, обеспечивающая максимальный сигнал, на который рецептор может отреагировать до насыщения (т.е. до момента, когда выход рецептора перестает реагировать на дальнейший вход), а X_{шум} – среднеквадратичный шум рецептора в темноте (т.е. без воздействия рентгеновских лучей).

Рентгеновские лучи ослабляются экспоненциально; таким образом, дополнительная десятая толщина слоя ткани ослабит луч на 10, а недостаток такой же десятой толщины увеличит экспозицию рентгеновских лучей на 10. Таким образом, когда среднее значение экспозиции, X_{cp} , для системы установлено путем облучения однородного фантома, нас интересуют мультипликативные факторы выше и ниже этого среднего значения; т.е. X_{cp} – это геометрическое, а не арифметическое среднее. Для динамического диапазона 100 правильным будет диапазон, определяемый средним геометрическим значением 10 * Xcp и 0,1 * Xcp, а не средним арифметическим, которое будет $\sim 2 * Xcp$ и 0,02 * Xcp.

7.2.4. Размытие рецептора

Пространственное разрешение в радиографии определяется как характеристиками рецептора, так и факторами, не связанными с рецептором. К последним относится нерезкость (размытие), возникающая из-за геометрических факторов, таких как: (i) полутень (частичная тень рентгеновских лучей), обусловленная эффективным размером источника рентгеновских лучей и увеличением между интересующей анатомической структурой и плоскостью рецептора изображения (см. раздел 6.2.3.4), и (ii) размытость движения, обусловленная относительным движением пациента относительно рецептора и фокусного пятна рентгеновских лучей. При проектировании системы формирования изображений важно учитывать эти другие физические источники нерезкости при выборе размера апертуры и интервала дискретизации. Если, например, МТF ограничена нерезкостью изза фокусного пятна, то попытки улучшить систему путем создания рецептора с гораздо меньшими по размеру элементами рецептора будут бесполезны.

Основные проблемы, связанные с размытием рецепторов, кратко изложены на рис. 7.4. Они включают фундаментальные проблемы, возникающие в любом материале, а именно: (i) геометрическое размытие изза косого падения рентгеновских лучей, которое особенно заметно вдали от центрального луча (т.е. (ii) дальность действия первичного электрона первичный электрон обычно отдает свою энергию в небольшом количестве, ~100 - 200 эВ за раз, но этого достаточно для рассеяния электрона под любым углом, поэтому путь первичного луча обычно представляет собой случайную прогулку, и он не уходит так далеко от начальной точки взаимодействия, с расстоянием ~1 мкм для 10 кэВ электронов и ~50 - 100 мкм для 100 кэВ электронов, в зависимости от среды, в которой они поглощаются, и (iii) повторное поглощение рентгеновских лучей флуоресценции К на некотором расстоянии от первичного фотоэлектрического взаимодействия, что вероятно из-за общего правила, что материал относительно прозрачен для своей собственной флуоресценции К, из-за минимума в затухании ниже края К. Кроме того, существуют эффекты, зависящие от материала, характерные для рецепторов прямого и непрямого преобразования, показанные на рис. 7.4(г)-(е) и (ж)-(и), соответственно. В цифровых системах также необходимо учитывать влияние апертуры и интервала дискретизации.



РИС. 7.4. Механизмы потери разрешения в слоевых рецепторах. Изображения: (a)-(в) общие для всех рецепторов; (г)-(е) для слоев прямого преобразования (фотопроводники); (ж)-(м) типы непрямого преобразования - порошковые люминофорные экраны и структурированные люминофоры (обычно называемые сцинтилляторами).

7.2.5. Шум фиксированного изображения

чтобы рентгенографической Важно. система визуализации обеспечивала равномерность, т. е. постоянную чувствительность по всей площади изображения. Если это не так, то возникнут паттерны, которые могут нарушить интерпретацию изображения. Это и есть фиксированный шум. аналоговых системах формирования изображений В при проектировании и изготовлении рецепторов необходимо приложить немало усилий, чтобы обеспечить их равномерный отклик. В цифровых системах для смягчения производственных ограничений в отношении однородности часто используется постобработка.

В линейной системе формирования изображений шум фиксированного изображения, который может быть выражен как изменение усиления и смещения от пикселя к пикселю (часто из-за темнового тока в соответствующем датчике), в принципе, можно скорректировать и полностью устранить этот эффект. Процедура заключается в коррекции изображений пациента с использованием изображений темного поля (необлученных) и яркого поля (равномерно облученных).

7.3. ПЛЕНОЧНЫЕ И ЭКРАННО-ПЛЕНОЧНЫЕ СИСТЕМЫ

При использовании пленочного рецептора для получения рентгеновского изображения рентгенолог должен загрузить пленку в кассету, отнести кассету в комнату для обследования, вставить кассету в рентгеновский стол, расположить пациента, сделать рентгеновскую экспозицию, отнести кассету обратно в процессор для проявления пленки, дождаться проявления пленки и, наконец, проверить обработанную пленку на наличие явных проблем, чтобы убедиться, что пленка пригодна для постановки медицинского диагноза, прежде чем вернуться в рентгеновский кабинет.

7.3.1. Системы

7.3.1.1. Комбинация экран-пленка и кассета

Комбинация экран-пленка состоит из люминофорного(-ых) экрана(-ов) и пленки, предназначенных для совместной работы, заключенных в кассету. Кассету можно открыть (в темном помещении), чтобы вставить пленку. Когда кассета закрыта, пленка находится в тесном контакте с экраном или, чаще всего, с парой экранов, обращенных к пленке, как показано на рис. 7.5. Падающие рентгеновские лучи сначала проходят через переднюю часть кассеты, а затем попадают на экраны. Когда они взаимодействуют в экране, часть полученной энергии преобразуется в свет, который может попасть из внутренней части экрана на его поверхность, где он попадает в оптически чувствительную часть пленки, называемую эмульсией, и переносит свою информацию в скрытое изображение на пленке. Затем пленка извлекается из кассеты и проявляется, в результате чего скрытое изображение преобразуется в постоянное в виде серебра, осажденного в эмульсионном слое пленки.



РИС. 7.5. Пленочный приемник с экраном: (а) открытая кассета, показывающая размещение пленки и расположение экранов, и (б) вид в поперечном сечении двухэкранной системы, используемой в рентгенографии общего назначения, с пленкой, помещенной между двумя экранами.

На рис. 7.5(а) показана пленка в открытой кассете. В большинстве случаев, как показано на рис. 7.5(б), к пленке обращены два экрана, на которых расположены две эмульсии – по одной с каждой стороны основы пленки, а между ними находится светопоглощающий слой. Во время рентгеновского облучения светопоглощающий слой непрозрачен и препятствует переходу света из одной эмульсии в другую, что уменьшает «перекрестные помехи» и, следовательно, размытие. Непрозрачный светопоглощающий слой удаляется во время проявки пленки, делая ее прозрачной для последующего просмотра. Для самого высокого разрешения (например, при маммографии) может использоваться один экран в задней части кассеты, контактирующий с одной эмульсионной пленкой (см. раздел 9.4.1).

Пленочные эмульсии могут использоваться в качестве прямых рецепторов для рентгеновских изображений. Самые ранние рентгеновские снимки были сделаны только с помощью пленки. Фактически, пленка использовалась таким образом для маммографии вплоть до 1960-х годов. Единственное оставшееся клиническое применение пленки без экранов – это стоматологическая рентгенография с использованием интраоральных пленок. Однако эффективность поглощения рентгеновских лучей такими пленками относительно низкая (~1 – 5%). Таким образом, в настоящее время все диагностические рентгеновские снимки получают с использованием экрана (экранов) вместе с пленкой.

7.3.2. Экран

7.3.2.1. Структура экрана

Структура экрана показана на рис. 7.5(б). Зерна люминофора соединяются с полимерным связующим и осаждаются на подложку или основу. Отношение объема связующего к объему люминофора в смеси контролирует долю объема слоя люминофора, занятого воздушными карманами или пустотами. Обычно связующим является нитроцеллюлоза, полиэстер, акрил или полиуретан, а пластиковая основа или подложка также является полимером, например, полиэтилентерефталатом, толщиной 200-400 мкм. Использование черной или белой подложки позволяет регулировать отражательную и поглощательную способность на границе раздела люминофора. В большинстве экранов типичный размер зерна люминофора составляет 3-8 мкм. Обычно для завершения структуры экрана впоследствии наносится очень тонкий прозрачный защитный слой.

7.3.2.2. Фосфор

В системах экранной пленки на начальном этапе используется люминофор для поглощения рентгеновских лучей и получения света. Как показано на рис. 7.2(б), люминофоры работают путем возбуждения электронов из валентной полосы в полосу проводимости, создавая таким образом ЕНР, которые могут свободно перемещаться внутри люминофора. Некоторые из них рекомбинируют, не выделяя при этом никакой лучистой энергии. Однако в активированном люминофоре большинство (>90%) ЕНР рекомбинируют в центре активации (созданном атомными примесями, называемыми активаторами) и при этом излучают свет. Конкретный цвет излучаемого света связан с оптическими переходами в активаторе. Меняя активатор, можно изменить цвет света. Поскольку каждый фотон света обладает лишь небольшой энергией ($\sim 2 - 3$ эВ), при поглощении одного рентгеновского луча может быть создано множество фотонов света, что приводит к значительному квантовому усилению.

Это квантовое усиление и есть коэффициент преобразования люминофора. Первоначально, до 1970-х годов, в качестве люминофора тунгстат кальшия (CaWO₄). использовался который активируется естественным образом и, следовательно, не особенно эффективен и излучает свет в глубоком синем и ультрафиолетовом диапазоне. В последнее время редкоземельные люминофоры с явными центрами для излучения света в месте активатора привели к созданию наиболее часто используемого материала – оксисульфида гадолиния (Gd₂O₂S:Tb с Tb в разбавленных количествах (0,1-1% в качестве активатора)). Для Gd₂O₂S энергия рентгеновского фотона в 50 кэВ эквивалентна ~20 000 квантов зеленого света (E = 2,4 эВ), хотя из-за потерь на практике обычно получается только 1800. Зеленое излучение редкоземельных люминофоров также потребовало от обычной пленки изменений в двух аспектах. Во-первых, обычная пленка чувствительна только к синему цвету и требует дополнительной сенсибилизации, чтобы стать чувствительной к зеленому; в этом случае ее называют ортохроматической. Во-вторых, зеленый свет гораздо более проникающий, чем синий, поэтому для предотвращения перехода изображения с одной эмульсии на другую требуется светопоглощающий слой.

7.3.2.3. Толщина

При выборе толщины рентгенографического экрана необходимо соблюдать баланс между (i) увеличением A₀ с толщиной, что благоприятно для толстого экрана, и (ii) эффективным выходом света и, что обычно более важно, размытием из-за распространения света, что благоприятно для тонкого экрана. Для создания четкого рентгеновского изображения прозрачный люминофорный экран был бы неэффективен, поскольку свет мог бы перемещаться на большие расстояния внутри люминофора и вызывать чрезмерное размытие, как показано на рис. 7.4(ж). Вместо этого экраны для рентгеновских лучей делают сильно рассеивающими (мутными). Для этого используются зерна люминофора с высоким коэффициентом преломления, помещенные в связующее вещество с низким коэффициентом преломления. Как только фотон света выходит из зерна, он отражается от соседних поверхностей зерна, а не проходит сквозь них. Таким образом, боковое распространение света ограничивается за счет диффузии (многократного помогает сохранить пространственное разрешение рассеяния). что люминофорного слоя. Пункты (з) и (и) рис. 7.4 схематически иллюстрируют влияние толщины люминофора на пространственное разрешение мутного люминофорного экрана.

Из-за присутствия связующего материала количество люминофора, присутствующего в сите, обычно указывается в терминах загрузки сита или ареальной плотности, которая представляет собой массу люминофора на единицу площади сита. Типичные значения для фосфорных экранов Gd₂O₂S или пар экранов составляют от 20 до 200 мг/см2, в зависимости от области применения.

7.3.2.4. Оптическая конструкция

Возможные варианты оптического дизайна экранной структуры показаны на рис. 7.4(ж)-(к), которые иллюстрируют зависимость разрешения от дизайна. Комбинации экранных пленок не очень эффективны при рентгеновских лучей, поскольку существует поглощении жесткий компромисс между разрешением и эффективностью квантового детектирования. Только если допустимо иметь относительно размытое изображение, можно использовать экран достаточной толщины, чтобы эффективно поглощать рентгеновские лучи. Комбинации пленок для экранов высокого разрешения поглощают не более ~10 – 20 % рентгеновских лучей, в то время как экраны общего назначения могут поглощать ~30 - 40 %. Поскольку рентгеновские лучи проходят и через пленку, в результате прямого взаимодействия рентгеновских лучей с эмульсией пленки образуется некоторое потемнение. Обычно оно настолько мало, что им можно пренебречь.

Оптическая конструкция люминофорного экрана оказывает решающее влияние на качество изображения. Такие факторы, как размер зерна люминофора, его распределение по размерам, объемное поглощение и отражательная способность поверхности, а также намеренно введенные пузырьки для увеличения рассеивания, мелкие могут оказывать значительное влияние на качество изображения. Толщина защитного слоя также может влиять на пространственное разрешение экрана. Оптические эффекты используются для изменения свойств изображения на экране. Например, как показано на рис. 7.4(и), поглощающая подложка помогает уменьшить размытие за счет преимущественного поглощения фотонов с большой длиной пути, но ценой снижения общей эффективности преобразования. При использовании отражающей подложки большая часть света проходит через переднюю часть экрана и становится доступной для экран записи. Для повышения разрешения в можно лобавить светопоглощающий краситель, как показано на рис. 7.4(к). Это похоже, но не идентично по действию поглощающей подложке.

7.3.3. Фотографическая пленка и фотографический процесс

Фотографическая пленка – это уникальный материал, чувствительный к очень немногим квантам света. При нормальной температуре окружающей среды она может записывать скрытое оптическое изображение, полученное в результате экспозиции в доли секунды, сохранять это скрытое изображение в течение нескольких месяцев и в итоге быть проявленной без существенной потери информации. Он также используется в качестве носителя информации и архива.

7.3.3.1. Структура пленки

В фотографическом процессе используется тонкий слой (называемый эмульсией) кристаллов галогенида серебра (называемых зернами), взвешенных в желатине и расположенных на прозрачной пленочной основе, как показано на рис. 7.5(б). Зерна состоят в основном из бромида серебра (~95%), остальное – йодид серебра и иногда следовые количества хлорида серебра. Зерна имеют различный размер (микрометр) и форму (кубическую или табличную, т.е. плоскую), в зависимости от области применения. Толщина основы пленки стандартизирована до 180 мкм, чтобы обеспечить беспрепятственную транспортировку через автоматические устройства обработки пленки; эмульсия обычно имеет толщину 3-5 мкм и может быть нанесена на одну (односторонняя) или обе (двухсторонняя) стороны основы. В процессе производства зерна сенсибилизируются путем нанесения на них чувствительных пятен в результате реакции с сернистыми соединениями.

7.3.3.2. Фотографический процесс

Ключевая особенность, обеспечивающая длительный срок хранения неэкспонированной пленки, заключается в том, что для создания стабильного скрытого изображения на отдельное зерно кристалла галогенида серебра должно попасть более одного фотона света. Один фотон света создает электрон, который на короткое время (около секунды) задерживается в уникальной точке на зерне, называемой пятном чувствительности. Если другие фотоны не будут поглощены этим зерном, то электрон покинет его. Однако если за это время в том же зерне освободится еще несколько электронов (точное число зависит от различных факторов), электроны стабилизируют друг друга в точке чувствительности и образуется скрытое изображение (т.е. квазипостоянный предшественник оптического изображения). Многоэлектронный процесс является ключом к пониманию не только длительного срока хранения и нелинейной реакции пленки на свет, но и других особенностей поведения, описанных далее, таких как нарушение взаимности.

7.3.3.3. Проявление скрытого изображения

После экспонирования пленки на свету формируется скрытое изображение на отдельных зернах пленки. При обработке пленки скрытое изображение преобразуется в видимое постоянное изображение. Обработку пленки можно разделить на три этапа - проявка, фиксаж и промывка. Эти облегчаются благодаря суспензии зерен в тонком слое процессы водопроницаемого желатина на гибкой подложке. При погружении пленки в химические растворы химические вещества переносятся к кристаллам, не нарушая их положения. В процессе проявки сенсибилизированный прозрачный кристалл зерна галогенида серебра превращается в пятнышко металлического серебра, которое поглощает свет и, следовательно, является непрозрачным. Поскольку эти зерна очень малы (<1 мкм), поглощение света преобладает над отражением из-за многократного рассеяния, и они кажутся черными так же, как и любой мелкодисперсный металл. Коэффициент усиления системы, выражающийся в количестве молекул галогенида серебра, превращенных в металлическое серебро на один поглощенный фотон света, чрезвычайно велик (>108), что и является основой ее уникально высокой чувствительности.

7.3.3.4. Фиксация изображения

После проявления латентного изображения в желатиновом слое остаются неэкспонированные и, следовательно, непроявленные прозрачные кристаллы галогенида серебра. Таким образом, эмульсия по-прежнему чувствительна к свету и при дальнейшем экспонировании сенсибилизирует зерна, которые могут саморазвиться и изменить изображение. На этапе закрепления эти неразвившиеся кристаллы галогенида серебра растворяются и удаляются химическим путем, тем самым закрепляя изображение.

7.3.3.5. Промывка - придание архивного вида

Далее после фиксации следует промывка водой, в ходе которой удаляются химикаты и остатки растворенного галогенида серебра, оставляя только нерастворимые зерна серебра, вкрапленные в чистый желатин. Сушка удаляет избыток водного растворителя из желатина, в результате чего получается абсолютно постоянный архивный материал, известный как фотопленка.

7.3.3.6. Автоматизированная конструкция процессора

Хотя процесс проявки можно выполнять вручную, используя лотки с химическими растворами для нескольких изображений в день или глубокие резервуары для большего количества изображений, это очень трудоемкие процессы, которые трудно контролировать. Поэтому используются автоматизированные процессоры, которые работают гораздо быстрее (обычно 90с с момента ввода экспонированной пленки до получения высушенного изображения) и позволяют поддерживать постоянное качество изображения за счет постоянства не только точки скорости, но и всей характеристической кривой (см. раздел 7.3.4.3).

Основная концепция заключается в использовании глубоких баков для обработки, поддерживаемых при постоянной температуре, и роликов, погруженных в баки для транспортировки пленки и обеспечения постоянных условий обработки. Ключевым дополнительным процессом является этап сушки, который означает, что пленку можно просматривать сразу после ее выхода из процессора. На практике простейшая схема заключается в том, что процессор встраивается в стену темной комнаты, пленка из кассеты извлекается техником темной комнаты, а окончательное изображение помещается в лоток за пределами темной комнаты. Кассета вносится в темную комнату с помощью блокировки прохода или светового замка, что позволяет техникам темной комнаты держать глаза в темноте и снижает риск случайного облучения. В более продвинутых отделениях темная комната может быть полностью ликвидирована, а пленка извлекается из кассеты и перезагружается автоматизированной системой. Артефакты, связанные с автоматической обработкой пленки, включают в себя сбор нежелательного мусора, что приводит к появлению пыли на проявленной пленке, и периодические изменения интенсивности пленки (следы от роликов), которые возникают в основном из-за колебаний скорости в баках, обусловленных сложностью изготовления и поддержания роликов в точно круглом гладком состоянии. В некоторых сухих условиях И электростатические разряды могут вызывать характерные артефакты.

194

7.3.4. Характеристики серого цвета пленочных изображений

7.3.4.1. Оптическая плотность

Пленочная рентгенограмма – это изображение падающего рентгеновского излучения, в котором распределение числа проявленных зерен связано с распределением числа рентгеновских лучей, падающих на рецептор. При просмотре на просмотровом боксе (источник обратного освещения) проявленные зерна уменьшают светопропускание через пленку, так что просматриваемое изображение является негативом. Пропускание света через пленку, или, точнее, его обратная величина, ослабление, выражается оптической плотностью (OD), которая определяется следующим образом:

$$OD = lg \frac{l_I}{l_T} \tag{7.6}$$

где I_T - интенсивность света, проходящего через пленку, обусловленная интенсивностью падающего на нее света I_l , а lg – десятичный логарифм (основание 10). Таким образом, для $\frac{II}{IT} = 10$ соответствующее значение OD = 1. Пропускание двух поглотителей, расположенных последовательно в оптическом тракте, мультипликативно, так что логарифмы аддитивны. Таким образом, две пленки, каждая из которых имеет OD = 1, будут иметь общее OD = 2.

Хотя причина появления негативного изображения чисто историческая и обусловлена природой фотографического процесса, отображение изображений на цифровых системах, где есть возможность вносить изменения, обычно очень похоже на то, что получается на пленке. Это не случайно, поскольку внешний вид рентгенографической пленки на протяжении многих лет подбирался таким образом, чтобы он был оптимальным для наиболее эффективного отображения изображения для человеческого наблюдателя.

7.3.4.2. Денситометрия, сенситометрия

В радиологическом отделении, работающем на пленке, нестабильность систем обработки пленки является единственным наиболее проблематичным аспектом. Поддержание соответствия характеристик пленок, обработанных в один день, с утра до обеда и от одного кинопроцессора к другому, является важной задачей, называемой контролем качества пленки (см. также главу 19).

Для этого требуется ежедневный контроль процессора с экспонированием пленки из стандартной партии с использованием стандартного ступенчатого клина с сенситометром и измерением проявленной пленки с помощью денситометра. Важным условием такого подхода является последовательное тестирование в одно и то же время каждый день, измерение температуры растворов и поддержание их химической свежести. Также важно установить заранее определенные количественные точки действия и принять соответствующие меры для устранения любых недостатков.

7.3.4.3. Кривая Хартера и Дриффилда

Кривая, связывающая OD пленки с логарифмом экспозиции, известна как характеристическая кривая или кривая H&D (кривая Хёртера и Дриффилда), в честь Хёртера и Дриффилда, которые впервые ввели ее в употребление. На рисунке 7.6 показана кривая H&D для рецептора экранной пленки. Форму кривой можно объяснить следующим образом. Для фотопленок существует некоторая плотность пленки, известная как база плюс туман, даже при отсутствии экспозиции. Базовый компонент – это пропускание подложки или основы пленки. Туман - это поглощение в эмульсиях, вызванное, прежде всего, нежелательным саморазвитием зерен, не подвергавшихся воздействию света. Вместе основа и туман в свежих пленках составляют ~0,3 OD или меньше. При небольшом количестве света какое-либо проявляемое изображение трудно создать из-за одноэлектронных возбуждений. Таким метастабильности образом, небольшое количество света приводит к незначительному потемнению пленки. При попадании достаточного количества света пленка начинает проявляться (палец), затем она реагирует быстрее, и появляется приблизительно прямая часть кривой. Градиент или гамма кривой (т. е. ее наклон) на самом деле непрерывно меняется в зависимости от OD. Когда света становится достаточно для развития большинства зерен, наступает насыщение, что приводит к появлению плеча кривой, т.е. уплощению при высокой экспозиции. Характеристическая кривая может быть изменена различными способами. Разработчик пленки может изменять наклон и/или чувствительность кривой, что позволяет адаптировать ее к различным типам пленки и процессу проявки. Широта пленки - это диапазон экспозиций, при которых происходит чувствительный отклик ОD. На практике она измеряется между концом пальцев ног и началом плеч. Желательно, чтобы гамма была как можно больше, чтобы показать малоконтрастные объекты и максимизировать Удовлетворение одновременно широту. этих противоречивых требований и есть искусство создания удовлетворительного

дизайна пленки. Типичные значения гаммы для радиографии находятся в диапазоне 2-3.

Когда рентгеновские лучи используются для прямого облучения пленки, рентгеновские лучи, взаимодействуя с серебряным зерном в эмульсии, может выделить достаточно энергии для создания первичного электрона, который, в свою очередь, выделит свою энергию в непосредственной близости. Это потенциально создаст достаточно электронов в каждом из 10-100 зерен вблизи первичного взаимодействия, чтобы сенсибилизировать каждое из них до такой степени, что оно станет пригодным для проявки. Таким образом, оптическая реакция H&D обходится стороной, а начальная реакция на поглощение рентгеновских лучей линейна по экспозиции. Кроме того, риск выцветания изображения или нарушения взаимности невелик, что объясняет его полезность в качестве дозиметра радиации для визуализации.

7.3.5. Взаимность

Рецептор изображения, который дает одинаковый отклик при заданной экспозиции, не зависящий от времени экспозиции, считается обладающим взаимностью. Пленка обладает удивительно хорошей взаимностью в диапазоне экспозиций, обычно используемых в фотокамерах, т. е. от ~0,001 до 0,1 с. Это также охватывает большинство экспозиций, встречающихся в медицинской радиографии. Однако при очень больших временах экспозиции (2-5 с), используемых в обычной пленочной томографии и маммографии, нарушение взаимности может иметь большое значение. Причина нарушения взаимности кроется в самом процессе фотографирования: фотографическое зерно не сенсибилизируется, если на него не попадает достаточное количество света за короткое время. Хотя это спасает его от запотевания в темноте, побочным продуктом является нарушение взаимности при длительных выдержках. В частности, это означает, что для длинной экспозиции потребуется больше времени, чем можно было бы предположить при экстраполяции по взаимности из более коротких экспозиций. Это может быть порядка 30-40 % увеличения времени для экспозиций 2-5 с.

7.3.6. Характеристики изображения на экранной пленке

Существует зависимость скорости (т. е. соотношения между потемнением пленки и излучением) и качества луча для систем с экранной пленкой, которая обычно компенсируется тем, что фототаймер «знает» настройки генератора. Таким образом, на хорошо откалиброванной системе

она обычно не проявляется. Например, для экрана Gd₂O₂S с K-краем ~50 кэВ и поглощением ~40% в его «сладком месте» при 80 кВ и обычной скорость максимальна. Скорость несколько палает фильтрации с увеличением напряжения, но более значительно при более низких напряжения. Аналогичные результаты получены для большинства комбинаций пленок экрана, причем «сладкая точка» зависит от К-края первичного поглотителя рентгеновских лучей в экране.





РИС. 7.6. Характеристические кривые, МТF, спектр мощности шума (Спектр мощности иума (NPS) - модуль преобразования Фурье автокорреляционной функции шума – NPS (он же – «спектр Винера») и DQE для экранной пленки, компьютерной радиографии (CR), систем плоских панелей прямого преобразования и систем плоских панелей непрямого преобразования.

Ключевыми факторами в конструкции кассеты с пленкой для экрана являются, во-первых, отличный контакт между экраном и пленкой для предотвращения размытия или потери света и, во-вторых, передняя поверхность кассеты должна легко проникать в рентгеновские лучи и не вызывать их рассеяния. Часто на задней стороне кассеты имеется свинцовый слой для контроля обратного рассеяния рентгеновских лучей от внешних объектов, на которые в противном случае может быть наложено сильно размытое изображение. Пленке требуется 3-10 фотонов на зерно, чтобы создать проявляемое зерно, что соответствует эффективному DQE (см. раздел 4.6.2) для света в несколько процентов. К счастью, коэффициент усиления экрана в терминах фотонов света, высвобождаемых при полном поглощении фотона рентгеновского излучения, составляет порядка 800 (для маммографии ~20 кэВ) и 2000 (для диагностических энергий ~50 кэВ). Таким образом, эффективное квантовое усиление рентгеновских лучей на проявляемые зерна в пленке составляет 800 – 2000 × 1 – 2% или 8-16 зерен на рентгеновский луч для маммографии и 20-40 зерен на рентгеновский луч для общей рентгенографии. Именно на основе этой информации была построена диаграмма квантового учета для экранной пленки (рис. 7.3).

Каждый рентгеновский луч, взаимодействующий с экраном, создает множество световых фотонов, но из-за малого размера зерен пленки (<1 мкм) по сравнению с размытием экрана ($\sim 100 - 500$ мкм), обычно только один или, самое большее, несколько фотонов света от одного и того же рентгеновского луча взаимодействуют с каждым отдельным зерном. Таким образом, корреляция между отдельными рентгеновскими лучами и отдельными зернами практически отсутствует, что приводит к такой же форме кривой отклика для системы экран-пленка при облучении рентгеновскими лучами, как и для пленки при облучении светом (т.е. оптическая кривая H&D, измеренная с помощью сенситометра, цвет которого согласован с излучением люминофора). Это ключевой момент в обосновании пленочной сенситометрии для радиографии.

Вероятность взаимодействия рентгеновских лучей с глубиной люминофорного экрана изменяется экспоненциально, поэтому число взаимодействующих квантов и количество создаваемого света будет пропорционально больше вблизи поверхности входа рентгеновских лучей. Поэтому системы пленочных экранов с самым высоким разрешением обычно состоят из одного экрана, расположенного таким образом, что пленку перед попаданием на проходят через рентгеновские лучи люминофор. Такая конфигурация заднего экрана улучшает пространственное разрешение конечного изображения по сравнению с альтернативной конфигурацией переднего экрана. (Можно отметить, что изза толщины (~0,7 мм) стандартной стеклянной подложки, используемой в настоящее время для изготовления активных матриц, и ее значительного поглощения рентгеновских лучей, все плоскопанельные системы имеют ориентацию переднего экрана). Однако для всех требований к разрешению,

кроме самых высоких, используются двойные экраны, поскольку они позволяют найти оптимальный компромисс между высокой эффективностью квантового детектирования и высоким разрешением. Номенклатура экранов всегда подчеркивает положительное значение. Экран с высоким разрешением и низким A_Q называется экраном с высоким разрешением; экран с низким разрешением имеет высокий A_Q.

7.3.6.1. MTF, NPS и DQE систем экранной пленки

МТF экранной пленки в первую очередь зависит от потребностей конкретного приложения. Она может быть превосходной, особенно по единственному критерию - предельному разрешению (обычно определяемому на частоте f, для которой MTF(f) падает до 4 %). Изменение MTF в зависимости от толщины/нагрузки экрана очень значительно.

зависимости Ha рис. 7.6 показано изменение MTF R от пространственной частоты f для двух систем с двойным экраном для различных применений (Lanex Fine для высокого разрешения - костей - и Lanex Regular для общей рентгенографии) и, соответственно, различной толщины экрана и оптической конструкции. Цифровые системы только недавно смогли приблизиться к их возможностям. В течение многих лет велись споры о том, нужна ли в маммографии высокочастотная информация, доступная только на экранных пленках. Ответ на этот вопрос можно получить, рассмотрев NPS для экранной пленки, также показанный на рис. 7.6, который демонстрирует, что шум на высоких пространственных частотах достигает асимптоты, где шум становится белым, а квантовый шум пренебрежимо мал, из-за незначительной МТГ экранов на этих частотах. Видно, что эта величина примерно в 20 раз меньше мощности шума, экстраполированного на нулевую пространственную частоту.

Этот результат можно было предсказать на основе диаграммы квантового учета (рис. 7.3), которая показывает, что вторичный квантовый сток составляет 20 зерен серебра на поглощенный рентгеновский луч. Серьезным следствием для DQE экранной пленки, также показанным на рис. 7.6, является чрезвычайно быстрое падение DQE с ростом f, что приводит к слиянию экранов стандартного и высокого разрешения выше $f = 2,5 \text{ мм}^{-1}$, до практически пренебрежимо малого значения, несмотря на то, что экран высокого разрешения демонстрирует заметную MTF даже при $f = 10 \text{ мм}^{-1}$.

7.4. ЦИФРОВЫЕ РЕЦЕПТОРЫ

7.4.1. Цифровые системы формирования изображений

В цифровой системе формирования изображений на определенном этапе падающее рентгеновское изображение должно быть дискретизировано как в пространственном измерении, так и в измерении интенсивности. В пространственном измерении выборки получаются как средние значения интенсивности по элементам рецептора или делям. Обычно они имеют квадратную форму и расположены через равные промежутки времени в плоскости рецептора. Пиксель – это соответствующая элементарная область изображения. В измерении интенсивности сигнал оцифровывается в один из конечного числа уровней, которые выражаются в двоичной системе счисления как биты. Чтобы избежать ухудшения качества изображения, необходимо, чтобы размер матрицы и битовая глубина n (когда n равно 2ⁿ) соответствовали требованиям задачи визуализации. Размер матрицы или охват массива зависит от области применения, размера части тела, подлежащей визуализации, и увеличения.

Доля активной площади матрицы имеет верхний предел, равный единице, но часто может быть меньше этого значения из-за уменьшения коэффициента заполнения. Линейный размер активной части каждой дель определяет апертуру. Апертура определяет пространственную частотную характеристику рецептора. Если апертура квадратная с размером d, то MTF рецептора будет пропорциональна $|sinc(\pi f d)|$ умноженному на внутреннюю MTF эквивалентного аналогового рецептора, где f пространственная частота вдоль направления x или y, а MTF будет иметь первый ноль на частоте $f = \frac{1}{d}$, выраженной в плоскости рецептора.

Например, рецептор с d = 200 мм будет иметь МТF с первым нулем при f = 5 циклов/мм. Также большое значение имеет интервал дискретизации р рецептора, т.е. шаг в плоскости рецептора между соответствующими точками на соседних матрицах. Теорема о дискретизации гласит, что достоверное изображение может быть получено только на частотах f в объекте, меньших $<\frac{1}{2p}$ (частота Найквиста, f_N). Таким образом, если шаблон содержит более высокие частоты, возникает явление, известное как алиасинг, при котором частотный спектр изображения за пределами f_N зеркально отражается или складывается вокруг f_N «гармошкообразно» и добавляется к спектру более низких частот, увеличивая видимое спектральное содержание изображения ниже f_N (см. раздел 4.2.3).

Важно понимать, что как сигнал, так и шум могут проявлять эффекты алиасинга. В рецепторе, состоящем из дискретных элементов, наименьший возможный интервал дискретизации при получении одного изображения составляет p = d. Даже в этом наиболее благоприятном случае $fN = \frac{1}{2}d$, в то время как апертурный отклик падает до нуля только при $2f_N$. Если размерность *del* меньше интервала дискретизации, то ноль будет при $>2f_N$, что еще больше увеличивает алиасинг.

На рис. 7.7 явление алиасинга продемонстрировано на примере изображения рентгенографического штрихового рисунка. Сглаживания можно избежать, ограничив полосу изображения перед дискретизацией, т. е. ослаблением высоких частот таким образом, чтобы не было заметного содержимого изображения за пределами f_N . Это может быть достигнуто с помощью других эффектов размытия, присущие рецептору. Эти механизмы могут оказывать различное влияние на шум и сигнал и не обязательно уменьшают шум и сигнал и не обязательно уменьшат шум и сигнал одинаково.

7.4.2. Компьютерная радиография

В компьютерной рентгенографии (CR) (рис. 7.8) пластина для формирования изображения (экран, изготовленный с использованием фотостимулируемого люминофора) помещается в светонепроницаемую кассету, на которую подается рентгеновское изображение пациента, а затем формируется цифровое изображение в системе, которая извлекает экспонированную пластину из кассеты, защищая ее от внешнего света, считывает ее, стирает изображение и возвращает его пользователю в кассете, готовой к повторному использованию. СR относится к классу систем, которые можно назвать технологиями многоразовых пластин, и напрямую экранную В настоящее заменяет пленку. время не существует конкурирующих технологий для многоразовой пластины несмотря на то, что качество изображения CR хуже, чем у цифровой радиографии (DR) (см. раздел 7.4.3), и для получения приемлемых изображений требуется более длительная экспозиция.



РИС. 7.7. Эффект сглаживания на изображении штрихового узора. Вверху: оригинал. В центре: шаг пикселей достаточно мал, и все штриховые узоры разрешаются правильно, несмотря на некоторое размытие. Внизу: шаг пикселей слишком велик, чтобы разрешить самый мелкий штриховой узор, и возникает алиасинг.



РИС. 7.8. Система CR, основанная на использовании многоразовых фотостимулируемых люминофорных пластин, помещенных в кассеты. (а) Считывание пластины в лазерном сканере с фотостимулированным светом, собираемым в световод и детектируемым фотоэлектронным умножителем. (б) Основной источник размытия света в CR; свет, выходящий из зерен люминофора, как показано на рис. 7.4, не имеет значения и не вносит вклад в потерю разрешения, но скорее распространение за счет рассеяния падающего возбуждающего света приводит к размытию.

7.4.2.1. Метод формирования скрытого изображения

Фотостимулируемый люминофорный экран в пластине формирования изображения очень похож на обычный рентгеновский экран, за исключением того, что в нем используется люминофор, содержащий ловушки для возбужденных электронов, как показано на диаграмме полосовой структуры на рис. 7.2. Большинство фотостимулируемых люминофоров относятся к семейству фторогалогенидов бария. обычно BaFBr:Eu. Механизмы поглощения рентгеновских лучей идентичны механизмам поглощения обычных люминофоров. Фотостимулируемые люминофоры отличаются тем, что полезный оптический сигнал формируется не из света, испускаемого в ответ на падающее излучение, как в обычных системах экранных пленок, а из последующего стимулированного излучения света при высвобождении ЕНР из ловушек. Первоначальное взаимодействие рентгеновских лучей с кристаллом люминофора приводит к генерации ЕНР. Некоторые из этих электронов производят синий/зеленый свет в люминофоре обычным образом, но это не используется для формирования изображений. Вместо люминофор разработан этого специально так, чтобы содержать метастабильные ловушки EHP, которые хранят скрытое изображение в виде пространственного распределения захваченных электронов и дырок. При стимулировании люминофора облучением красным светом эти ЕНР освобождаются из ловушек и могут свободно перемещаться в валентной полосе (дырки) и полосе проводимости (электроны). Эти подвижные ЕНР впоследствии вызывают излучение света с более короткой длиной волны (синего). Экраны CR экспонируются в кассете только с одним экраном. Это снижает эффективность поглощения по сравнению с комбинацией из двух экранов, и это является неотъемлемым недостатком CR по сравнению с визуализацией с помощью экранной пленки.

7.4.2.2. Считывание изображения

В системе считывания. показанной на рис. 7.8(a) лля люминофорных пластин, фотостимулируемых используется система точечного сканирования красным лазерным лучом для точечной стимуляции экрана, возбуждая фотостимулированный свет (обычно синий) от экрана пропорционально предыдущему облучению этой точки рентгеновскими лучами. На практике, в зависимости от интенсивности лазера, считывание фотостимулируемой люминофорной пластины дает лишь часть сохраненного сигнала. Синий свет собирается световодом, который является критически важным компонентом для предотвращения вторичного

квантового поглощения, т.е. свет направляется на фотоумножитель, который детектирует и усиливает сигнал. Обратите внимание, что в отличие от ситуации с экранной пленкой, рассеяние синего света не ухудшает разрешение изображения, в отличие от рассеяния красного света на пути к фотоцентрам, как показано на рис. 7.8(б). Наконец, пластину с изображением заливают светом, чтобы стереть остатки изображения, после чего она готова к повторному использованию. Преимущество систем с фотостимулируемым люминофором заключается в том, что они являются цифровыми системами с очень высоким динамическим диапазоном.

Рассмотрение диаграммы квантового учета на рис. 7.3 для сканированного считывания лазерного считывания летящего пятна CR показывает, что падающий поглощенный рентгеновский луч, хотя первоначально представлен множеством квантов, на критическом этапе цепочки представлен примерно пятью электронами только в фотоумножителе. Этого недостаточно для того. чтобы пренебречь дополнительным шумом системы, если учесть еще и относительно плохую МТГ. Это видно на примере NPS для CR на рис. 7.6.

7.4.2.3. Свойства изображения

Физическое явление, лежащее в основе процесса фотолюминесценции, должно быть линейным, и это показано на рис. 7.6 в диапазоне экспозиции, важном для медицинской визуализации. Изменение сигнала с экспозицией, по существу, линейно в четырех порядках величины, имеющих значение для диагностической рентгенографии. На практике сигнал фотоумножителя в большинстве считывающих устройств CR обрабатывается логарифмически перед выводом, как показано на рис. 7.6. На первый взгляд кажется, что характеристическая кривая CR радикально отличается от всех других систем визуализации. Это связано с тем, что изображения, получаемые как с помощью экранной пленки, так и с помощью CR, предназначены для рентгенографии, а в ней принято использовать негативные изображения (иногда называемые белой костью). Традиционный способ отображения кривой H&D скрывает это. В зависимости от области применения и типа используемой пластины, зависимость может быть различной, но постоянной. Можно установить различные значения широты и скорости, чтобы имитировать поведение систем экранной пленки.

На рис. 7.6 показана МТF для пластин с высоким и нормальным разрешением. Видно, что они сопоставимы с таковыми для соответствующих систем экранных пленок, также представленных на рис. 7.6. Это неудивительно, поскольку они основаны на схожих концепциях, что
и экраны, и производители могут получить любое разрешение, просто изменив толщину. Настоящий тест на эквивалентность будет проведен только при сравнении DQE.

Общее качество изображения для CR можно оценить по DQE, показанному на рис. 7.6 для пластины с нормальным разрешением. Однако интересно отметить, насколько близко к результатам для CR соответствуют системы экранных пленок. Это связано с высоким уровнем вторичного квантового шума, очевидного в NPS CR, который на самом деле хуже, чем для экранной пленки, но не является неожиданным, если сравнить диаграммы учета квантов для двух модальностей, как на рис. 7.3, где видно, что обе имеют вторичные квантовые поглотители в диапазоне 5-20 квантов на рентгеновский луч.

Все экраны изготавливаются одинаковыми способами, и сделать их полностью однородными по свойствам невозможно, несмотря на все усилия. Поэтому, помимо квантового шума, изображение, полученное при абсолютно однородной экспозиции, будет содержать шум, обусловленный неоднородностью и зернистостью основной структуры. Как это проявляется в изображениях? Предположим, что эффективная толщина пластины изменяется на 1 %, тогда все изображения будут отражать это изменение, что даст эффективное отношение сигнал/шум (SNR) в 1 %. С другой стороны, SNR из-за квантовой крапинки уменьшается как квадратный корень из экспозиции. Таким образом, мы приходим к удивительному на первый взгляд выводу, что структурный шум будет наиболее важен при высокой экспозиции. Это показано экспериментально для системы CR на рис. 7.6, где DQE уменьшается по мере увеличения экспозиции. Тот же эффект будет присутствовать и в системах с экранной пленкой, хотя здесь будут задействованы вариации однородности экрана и зернистости пленки. В системах с экранной пленкой невозможно скорректировать структурный шум, хотя, возможно, это можно было бы сделать для CR, если бы были предприняты усилия, чтобы пластина для формирования изображения всегда располагалась точно в пределах считывающего устройства. Однако этого не делается и, вероятно, в этом нет необходимости, поскольку потеря DQE изза структурного шума происходит при относительно высоких уровнях экспозиции, как правило, за пределами клинически важных областей изображения.

7.4.3. Цифровая рентгенография

Ключевой цифровой технологией, позволяющей продвинуться в области медицинской рентгенографии, является плоская панель с активной матрицей, первоначально разработанная для дисплеев портативных компьютеров. Уникальная технология, лежащая в основе плоскопанельных дисплеев с активной матрицей, представляет собой интегральные схемы большой площади, называемые активными матричными массивами, поскольку они включают активное переключающее устройство тонкопленочный транзистор.

Активные матричные массивы являются примером важного класса считывания, которые называются самосканирующимися. методов Самосканирующаяся структура считывания может быть определена как структура, в которой изображение, созданное в определенной плоскости, считывается в той же самой плоскости. Преимущество таких структур в том, что они тонкие в третьем измерении. В массивах активных матриц в качестве полупроводника используется гидрогенизированный аморфный кремний, осажденный на тонкую (~0,7 мм) стеклянную подложку, что облегчает изготовление больших площадей. В настоящее время размеры подложки превышают несколько метров по одной стороне, что позволяет изготавливать несколько датчиков на одной подложке и облегчает массовое производство монолитных устройств. Несмотря на давние обещания, пока не удается сделать все компоненты считывания на стеклянной подложке; например, драйверы затвора. vсилители считывания И аналого-цифровые преобразователи по-прежнему изготавливаются отдельно и приклеиваются к подложке. Полная система формирования изображения на стекле остается недостижимой. Другой большой класс самосканирующихся рецепторов приборы с зарядовой связью (ПЗС) и комплементарные металлооксидные полупроводниковые сенсоры ("Complementary metal-oxide-semiconductor" комплементарная структура металл-оксид-полупроводник (КМОП) - КМОП) - хотя и широко используются в оптических системах с размагничиванием, например, в усилителях рентгеновского изображения (ПЗС), должны быть изготовлены из монокристаллического кремния. Последние достижения в области КМОП делают возможным экономичное производство устройств большой площади (в масштабе пластины), которые заменяют некоторые системы XRII/камеры во флюороскопических приложениях.

Технология активных матриц позволяет осаждать полупроводники на подложки большой площади под четким контролем, благодаря чему физические и электрические свойства получаемых структур могут быть изменены и адаптированы для различных применений. Соединение традиционных материалов для обнаружения рентгеновских лучей, таких как люминофоры или фотопроводники, с активной матричной структурой считывания большой площади составляет основу плоскопанельных рентгеновских сканеров.

На рис. 7.9 показано расположение группы пикселей на активной матрице. Все переключатели, расположенные в определенном ряду, соединены одной управляющей линией (линией затвора). Это позволяет внешней схеме изменять состояние всех переключающих элементов в ряду с помощью одного управляющего напряжения. Для каждого ряда пикселей требуется отдельная линия управления переключением. Сигнальные выходы пикселей, расположенных в определенном столбце, подключаются к одной линии данных с собственным усилителем считывания. Такая конфигурация позволяет считывать изображение по одной горизонтальной линии за раз. В отличие от метода считывания с переносом заряда, используемого во многих современных ПЗС, в активных матричных матрицах сигнал передается не от пикселя к соседнему пикселю, а от элемента пикселя непосредственно к усилителю считывания через линию данных; это похоже на комплементарные полупроводниковые устройства формирования изображений на основе оксида металла.

Различают плоскопанельные устройства для формирования рентгеновских изображений, в которых используется фотопроводник для создания электрических зарядов при обнаружении рентгеновских лучей (прямое преобразование), и устройства, в которых используется люминофор для создания фотонов видимой длины волны при обнаружении рентгеновских лучей (непрямое преобразование).

В подходе прямого преобразования, показанном на рис. 7.9(a), фотопроводник испаряется непосредственно на массив активных матриц. Заряд, высвобождающийся в основной части фотопроводника, собирается большим приложенным полем, которое приводит электроны и дырки к соответствующим электродам. Те из них, которые достигают верхнего постоянно смещенного электрода, нейтрализуются источником питания, обеспечивающим смещение, эффективно восполняя потери поля, которые могли бы возникнуть в противном случае. Заряд, достигающий электрода считывающего пикселя, временно сохраняется на емкости пикселя до момента считывания. Величина заряда сигнала от различных пикселей изображении, присущую содержит информацию об изменениям интенсивности падающего рентгеновского луча.

209



РИС. 7.9. Концепция массива активных матриц большой площади, применимая как для (а) систем прямого преобразования (с использованием слоя фотопроводника), так и для (б) систем косвенного преобразования (с использованием слоя люминофора), в зависимости от того, используется ли на массиве активных матриц пиксельный электрод или фотодиод. В обоих случаях для изготовления тонкопленочных транзисторов используется полупроводниковый гидрогенизированный аморфный кремний (a-Si:H).

В подходе непрямого преобразования, показанном на рис. 7.9(б), слой люминофора (например, структурированного сцинтиллятора, такого как CsI:Tl) помещается в тесный контакт с массивом активных матриц. Интенсивность света, излучаемого определенным участком люминофора, является мерой интенсивности пучка рентгеновских лучей, падающего на поверхность рецептора в этой точке. Каждый пиксель на активной матрице имеет светочувствительный элемент, который генерирует электрический пропорциональна интенсивности заряд. величина которого света. излучаемого люминофором в области, близкой к пикселю. Этот заряд сохраняется в пикселе до тех пор, пока массив активной матрицы не будет считан.

В принципе, существует два преимущества прямого преобразования по сравнению с непрямым: (i) меньшее количество стадий преобразования позволяет получить значительно более высокую эффективность преобразования энергии рентгеновских лучей в ЕНР на активной матрице (~8000 прямых против 1000-2000 непрямых) и (ii) значительно более высокое разрешение за счет устранения размытия на этапе сбора заряда (прямое) или фотонов (непрямое). Предлагаемые фотопроводники для этой цели включают HgI₂, CdTe и PbO. Однако в настоящее время существует только один практичный фотопроводник – a-Se; его эффективность преобразования фактически сопоставима с люминофорами, а технические проблемы ограничивают его толщину, поэтому он используется в основном

в маммографии, где его низкое Z идеально соответствует требованиям к поглощению и достигается высокое разрешение (см. раздел 9.4.2). Таким образом, в настоящее время доминирующие подходы к цифровой общей рентгенографии (т.е. использующей диагностические энергии рентгеновского излучения в диапазоне 40-150 кэВ) используют подход непрямого преобразования из-за более высокого удельного поглощения имеющихся люминофоров по сравнению с а-Se. Однако в маммографии а-Se превосходит другие люминофоры из-за необходимости использования рентгеновского излучения с низкой энергией, что повышает эффективность квантового детектирования по сравнению с люминофором и одновременно увеличивает разрешение.

Одной из главных проблем при разработке экранов с порошковым люминофором является баланс между пространственным разрешением и эффективностью обнаружения рентгеновских лучей. Поскольку люминофор делается толще, чтобы поглощать больше рентгеновских лучей, излучаемый свет может распространяться дальше от точки производства, прежде чем покинуть экран. Этот конфликт значительно облегчается при использовании структурированного люминофора, такого как CsI. При испарении в правильных условиях слой CsI конденсируется в виде игольчатых, плотно упакованных кристаллитов (см. также раздел 8.2.1). В таком виде разрешение лучше, чем у экрана из порошкового люминофора. Однако разрешение может быть еще больше увеличено за счет разрушения на тонкие столбчатые структуры под воздействием теплового удара. При этом эффективная плотность структурированного слоя снижается примерно до 80-90 % от плотности монокристалла CsI. Такая столбчатая или колончатая структура показана на рис. 7.4(л). Предполагалось, что эти колонны будут работать как оптоволоконные световоды благодаря разнице в показателе преломления п между CsI (n = 1,78) и инертным газом или воздухом ($n \sim 1$), заполняющим промежутки между колоннами.

Если воспринимать эту модель буквально, то фотоны света, образующиеся при поглощении падающего рентгеновского излучения, будут направляться к любому концу колонны, если они испускаются в диапазоне углов, удовлетворяющих условиям полного внутреннего отражения. Теоретические расчеты предсказывают, что ~83% изотропно испущенного света подвергнется внутреннему отражению в идеально однородном столбе. Остальные ~17% будут рассеиваться между столбами и вызывать снижение пространственного разрешения. Фактические слои CsI обладают несколько меньшей способностью к коллимации света из-за неизбежной неоднородности поверхности столбов, неизбежных контактов между соседними столбами в различных точках слоя и дефектов в трещинах.

Кроме того, на практике слои формируются с начальным слоем, который не является столбчатым, и столбцы развиваются после определенной толщины (~50 мкм). Тем не менее, при заданной толщине люминофора они обеспечивают значительно более высокое разрешение, чем порошковые экраны. Как правило, они имеют вдвое большее разрешение, чем порошковые люминофорные экраны той же физической толщины и оптического дизайна (например, наличие или отсутствие отражающей подложки). Это соответствует 3-4-кратному увеличению массы слоя структурированного люминофора, если учитывать плотность упаковки и атомный номер.

Для увеличения светособирающей способности слоя на входную поверхность CsI можно добавить отражающую подложку, чтобы перенаправить фотоны света, излучаемые в этом направлении, обратно к выходной поверхности. Это значительно увеличивает светоотдачу слоя, но ценой уменьшения пространственного разрешения.

7.4.3.1. MTF, NPS и DQE систем DR

МТГ прямой и непрямой систем имеют четкие качественные различия. Общая МТГ каждой системы представляет собой произведение МТГ среды детектирования рентгеновских лучей и апертурной функции дель, которая для равномерного отклика является функцией *sinc*. Собственное пространственное разрешение фотокондуктора чрезвычайно велико, а это значит, что МТГ системы для рецептора прямого преобразования будет, по сути, функцией *sinc*, поскольку все остальные компоненты близки к единице.

В системе, использующей люминофор в качестве среды обнаружения рентгеновских лучей, пространственный отклик люминофора намного хуже, чем у синфазной функции. В этом случае ЧКХ комбинации будет практически эквивалентна МТF люминофора. Другими словами, для системы a-Se именно апертурная функция определяет МTF предварительной выборки, в то время как для системы на основе люминофора (даже столбчатого CsI) размытие люминофора доминирует и определяет общую МTF. Более того, при параметрах, обычно выбираемых в практических медицинских системах, МTF на f_N составляет ~60% для прямой системы и ближе к 10% для непрямой. Это означает, что в целом шумовое алиасинг будет сильным для прямого и почти незначительным для непрямого подходов к обнаружению.

Степень алиасинга, допустимая разработчиком системы, может быть определена на основе оценки, предварительно дискретизированной MTF и расчета области выше f_N по сравнению с областью ниже. На рис. 7.6 приведены примеры ЧКХ для хорошо согласованных систем с использованием пикселей размером 200 мкм и шагом дискретизации 200 мкм для систем прямого и непрямого преобразования при одинаковой энергии падающего излучения.

NPS прямых и непрямых рецепторов показаны на рис. 7.6 и демонстрируют поразительные различия. NPS прямого рецептора из-за минимальной пространственной фильтрации перед дискретизацией в сочетании с алиасингом частот выше f_N практически белый (т. е. не зависит от пространственной частоты). Напротив, непрямой рецептор демонстрирует заметное падение NPS с ростом частоты, что объясняется большим размытием перед дискретизацией, присущим люминофорному слою, что видно из сравнения MTF. NPS для более высоких частот демонстрирует линейную зависимость от экспозиции, но не обращается в ноль при нулевой экспозиции - это электронный шум, который на уровне пикселя составляет порядка нескольких тысяч среднеквадратичных значений электронов. Этот шум следует сравнивать с сигналом на рентгеновский луч, который составляет порядка 1000.

Наконец, комбинируя MTF и NPS, можно получить DQE(f) (см. рис. 7.6). В конкретном рецепторе прямого преобразования, показанном на рисунке, DQE(0)несколько меньше из-за относительно низкой эффективности поглощения рентгеновских лучей фотопроводником, в то время как DQE очень мало падает с пространственной частотой из-за очень высокой MTF (которая близка к идеальной функции sinc). Напротив, DQE(0) системы непрямого преобразования выше из-за лучшей эффективности поглощения рентгеновских лучей, но DQE падает быстрее с увеличением пространственной частоты из-за более низкой МТГ (что в некоторой степени смягчается уменьшением NPS с частотой из-за падения MTF).

7.4.4. Другие системы

7.4.4.1. Системы с оптической связью

Плоскопанельные системы непрямого преобразования используют оптическую связь экрана формирования изображения с массивом активных матриц. В более ранних системах использовались более мелкие рецепторные массивы в сочетании с оптоволокном или линзой для передачи изображения на другие оптические устройства, такие как ПЗС или видеокамеры (рис. 7.10(а) и (б)). Однако при этом происходят значительные потери света, зависящие от угла сбора оптической системы по сравнению с широким углом, под которым свет излучается экранами.

Поэтому эти методы имеют значительные проблемы с поддержанием хороших шумовых характеристик. Это связано с тем, что эффективность сбора света с экрана устройством формирования изображения обычно довольно низкая. Например, даже в самой лучшей оптически связанной системе линз с парой релейных объективов с одинаковым фокусным расстоянием, расположенных спина к спине, эффективность связи практически не может превышать 20 %, и это возможно только при использовании объективов с очень высокой апертурой ($\frac{f}{0.75}$).

Это относится к съемке 1:1. При размагничивании М (отношение стороны экрана к соответствующему размеру датчика изображения), превышающем единицу, эффективность связи падает на М2. Так, для часто встречающегося размагничивания 20 эффективность связи составляет 0,05 %. При таких условиях на взаимодействие каждого рентгеновского луча приходится в среднем ~1 фотон света. Это серьезный вторичный квантовый сток. Это может проявляться двумя общими способами: первый – неспособность полностью представить положение рентгеновского луча, что приводит к уменьшению DQE(0) и гораздо более быстрому уменьшению DQE с ростом f, а второй – из-за очень малого коэффициента усиления, в результате чего шум усилителя становится доминирующим при гораздо более высоких уровнях экспозиции, чем это было бы в противном случае.

При наличии таких вторичных квантовых поглотителей передача света от экрана к рецептору становится лимитирующим этапом в цепи формирования изображения И значительно ухудшает общую производительность системы. Использование волоконно-оптического сужающего устройства может смягчить, но не устранить потери из-за размагничивания, поскольку угол приема света уменьшается так же, как и у линз. Таким образом, основным техническим преимуществом плоскопанельного рецептора (в конфигурации косвенного обнаружения) является то, что он может быть размещен в непосредственном контакте с эмиссионной поверхностью экрана, как показано на рис. 7.10(в). Следовательно, эффективность сбора излучаемого света значительно выше (~50 % и приближается к 100 % для специальных конфигураций), чем при использовании размагничивающих подходов.

Интересно сравнить ситуацию с усилителем рентгеновского изображения (рис. 7.10(г)). Здесь, преобразуя фотоны света от люминофора в электроны в фотокатоде, находящемся в непосредственном контакте с люминофором, способность искривлять путь электронов, что невозможно для света, является критической для поддержания гораздо более высокой эффективности сбора и, таким образом, избежания вторичного квантового поглощения. Это важнейшая причина, по которой усилители рентгеновского изображения были важны так долго, несмотря на другие их проблемы (см. главу 9).

7.4.4.2. Подсчет фотонов

Рецепторы для подсчета фотонов и их близкие родственники – рецепторы, различающие энергию фотонов, взаимодействуют с падающими фотонами по одному и «сообщают» системе, что фотон был обнаружен (подсчет), или был обнаружен фотон в определенном диапазоне энергий (подсчет с дискриминацией по энергии). Потенциальное преимущество этих систем в качестве изображения очень велико.



РИС. 7.10. Оптическая связь через (a) линзы, (б) размагничивающий волоконнооптический конус, (в) прямой контакт и (г) электронно-оптическое размагничивание в усилителе рентгеновского изображения.

Это объясняется двумя причинами; первая - они могут полностью устранить влияние шума усилителя. Это связано с тем, что сигнал от одного рентгеновского луча возникает за очень короткое время и поэтому может быть в >5 раз больше шума. Это преимущество позволяет работать при очень низких скоростях облучения, когда в других системах шум усилителя доминировал бы. Вторая причина заключается в том, что, зная размер

сигнала, можно оценить энергию падающего рентгеновского луча и, таким образом, сделать поправку на шум Сванка, а в контексте всей системы можно лучше взвесить важность высокоэнергетических (высокопроникающих, низкоконтрастных) и низкоэнергетических (менее проникающих, более контрастных) рентгеновских лучей. Это может увеличить SNR на коэффициент порядка двух. К сожалению, эти улучшения меркнут по сравнению с увеличением сложности схемы, необходимой для каждого пикселя, которая обычно может быть порядка 1000-100 000 раз. Этот практический фактор до сих пор ограничивал применение в маммографии, но совершенствование микроэлектронных схем достигает той точки, когда в ближайшем будущем возможно более широкое применение.

7.4.4.3. Геометрия сканирования

Ответ на вопрос о том, какую геометрию рентгеновских лучей следует использовать, является первым фундаментальным решением, с которым системы формирования сталкивается разработчик рентгеновских изображений. Обычно получение рентгеновского изображения предполагает одновременное облучение всей интересующей области и ее обнаружение с помощью зонного датчика, как в пленочной рентгенографии. Возможны и другие подходы, но самый простой заключается в получении карандашного пучка излучения (достигается путем коллимации широкого потока из рентгеновской трубки с помощью свинцового блокатора с небольшим отверстием) и сканировании его над пациентом, по одной точке за раз. Один датчик, совмещенный с карандашным пучком, создает изображение пациента.

Другие вариации между карандашными и площадными пучками можно увидеть на рис. 7.11. Щелевое облучение достигается с помощью веерного пучка излучения и выровненного по одной линии рецептора, который сканируется перпендикулярно линии поперек пациента. Как карандашный пучок, так и щелевое сканирование крайне неэффективны с точки зрения использования рентгеновских лучей. Большая часть рентгеновских лучей удаляется коллиматором, а полное сканирование создает огромную тепловую нагрузку на трубку. Повысить эффективность таких систем можно, используя многолинейный или щелевой рецептор, в котором пучок рентгеновских лучей распространяется на все поле изображения в одном измерении и имеет ширину в несколько линий в другом (см. также раздел 6.3.5.4). Существует два типа щелевых рецепторов. В первом случае щель перемещается прерывисто по ширине, делается одна экспозиция и считываются несколько линий. Этот процесс повторяется до тех пор, пока не будет покрыта вся область. Во-вторых, при интегрировании во временной области щелевой приемник перемещается непрерывно, и изображение считывается по одной линии за раз.

Зачем использовать эти сложные методы сканирования для получения изображений, если облучение рецептора статичной области гораздо проще? Необходимо уравновесить несколько концепций. Первая - относительная простота конструкции. В системе рентгеновского сканирования, предназначенной для получения изображений пациентов, не должно быть значительных потерь излучения, что означает необходимость очень точной предварительной коллимации пучка рентгеновских лучей. Это усложняется требованиями к сканированию системы. На заре развития цифровых рентгенографических систем технически возможным было создание только линейных массивов рецепторов, а практических площадных массивов не существовало; поэтому механические сложности были приемлемы, так как альтернатив не было.

Однако история показывает, что при возможности использования зональных рецепторов предпочтение отдается именно им. Каждый метод имеет преимущества и недостатки в качестве изображения, но наиболее важным моментом является рассеянное излучение. Рецептор уменьшенной площади может быть гораздо эффективнее, чем площадные рецепторы, в устранении рассеянного излучения. Однако кратчайшая экспозиция и минимальная нагрузка на трубку – огромные преимущества зонального рецептора, которые делают его предпочтительным вариантом, если контроль рассеянного излучения не имеет первостепенного значения. Существующие системы, использующие сканирующие системы, представляют собой: (i) узкоспециализированные устройства, где контроль рассеяния лля обеспечения количественной визуализации крайне важен, например, двухэнергетическая визуализация для денситометрии костей, где полное и точное устранение рассеяния преобладает над другими проблемами (см. раздел 10.4), и (ii) устройства, позволяющие использовать подходы с подсчетом фотонов, где технические требования дополнительных счетчиков и дискриминаторов, необходимых на основе каждого пикселя, в настоящее время запредельны для площадного рецептора, но выполнимы, например, при использовании нескольких кремниевых рецепторов в конфигурации edge-on.



РИС. 7.11. Геометрия излучения, возможная в рентгенографии в дополнение к карандашному пучку (не показан). (а) Щелевой луч; (б) щелевой луч; (в) зональный луч; (г) практическая сканирующая система ДР.

7.4.5. Артефакты цифровых изображений

Необработанное изображение, полученное с помощью современного поколения плоскопанельных рецепторов, непригодно для немедленного вывода на экран. Для получения рентгенограммы диагностического качества она должна быть обработана для удаления ряда артефактов.

7.4.5.1. Myap

Особенно визуально неприятным эффектом, которого следует избегать любой ценой, является окаймление Муаре, возникающее в результате пространственной интерференции между периодической структурой плоских панелей рецепторов и неподвижной сеткой. Перемещение сетки перпендикулярно линиям сетки во время экспозиции при использовании сетки Поттера-Баки должно устранить эту проблему.

7.4.5.2. Призрачность и запаздывание

Иногда могут потребоваться поправки на перенос или запаздывание изображения (эти эффекты наблюдаются при экспозиции в темном поле после предыдущей экспозиции) или на приведение (эти эффекты вызывают изменение усиления, связанное с предыдущими изображениями, и поэтому наблюдаются на изображениях в залитом поле). Эти явления могут быть особенно проблематичными после больших экспозиций устройства или когда устройство используется в смешанном режиме (т. е. рецептор предназначен для рентгеноскопической и радиографической визуализации) и система переводится в режим рентгеноскопии после большой рентгенографической экспозиции.

7.4.6. Сравнение цифровых и аналоговых систем

Преимущества цифровых систем перед аналоговыми для рентгенографии включают:

Преимущества, связанные с качеством изображения и дозой облучения:

- Как правило, требуется меньшая доза облучения;
- Более высокое разрешение в некоторых ситуациях;
- больший динамический диапазон.

Преимущества, связанные с удобством использования:

- Отсутствие необходимости переносить и перевозить кассеты;
- Немедленная оценка изображений на предмет качества и позиционирования;
- Передача цифровых изображений;
- Цифровое архивирование, поиск изображений в системах архивирования и связи;
- Устранение уникального изображения (пленки);
- Обработка изображений для более оптимального представления информации об изображении читателю;
- Устранение искажений и затенений (ср. рентгеновские усилители изображения);
- Обеспечение возможности применения передовых технологий (например, цифровой томосинтез, конусно-лучевая компьютерная томография, двухэнергетическая визуализация и компьютерная диагностика).

За последние десятилетия качество изображения, получаемого с рентгенографических детекторов, значительно помошью выросло, поскольку стали возможны плоскопанельные устройства формирования изображений. Однако ло сих пор не существует полностью удовлетворительной системы, а ее стоимость очень высока по сравнению с системами, которые они заменили. Предстоит еще многое сделать, чтобы обеспечить квантово-ограниченную производительность для всех рецепторов радиографических изображений при разумной стоимости.

БИБЛИОГРАФИЯ

DAINTY, J.C., SHAW, R., Image Science, Principles, Analysis and Evaluation of Photographic-type Imaging Processes, Academic Press, London (1974).

ROWLANDS, J.A., Topical review: The physics of computed radiography, Phys. Med. Biol. 47 (2002) R123–R166.

ROWLANDS, J.A., YORKSTON, J., "Flat panel detectors for digital radiography", Medical Imaging Vol. 1, Physics and Psychophysics (BEUTEL, J., KUNDEL, H.L., VAN METTER, R.L., Eds), SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2000) 223–228.

Глава 8

СИСТЕМЫ ФЛЮОРОСКОПИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

А.К. ДЖОНЕС

Онкологический центр Техасского университета МД Андерсона, Хьюстон, Соединенные Штаты Америки

8.1. ВВЕДЕНИЕ

Флюороскопия – это использование пучка рентгеновских лучей и соответствующего приемника изображения для просмотра изображений процессов или инструментов в организме в режиме реального времени. Флюороскопическая визуализация использует высокое соотношение сигнал/шум (SNR) рентгенографии для получения высокого временного разрешения, так как необходимо использовать факторы, поддерживающие дозу облучения пациента на приемлемом уровне.

8.2. ФЛЮОРОСКОПИЧЕСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

В флюороскопических системах визуализации используется та же технология, что и в радиографических системах, с некоторыми изменениями и дополнениями. В зависимости от назначения рентгеноскопической системы может потребоваться генератор высокой мощности и рентгеновская трубка с высокой теплоемкостью. Основное различие между рентгенографическим и флюороскопическим оборудованием заключается в приемнике изображения. В ранних флюороскопических системах использовался усиливающий экран, подобный тому, что используется в рентгенографической пленке, на который рентгенолог смотрел непосредственно. Однако системы прямого обзора давали тусклые изображения, требовавшие темной адаптации глаз рентгенолога, и часто приводили к высоким дозам облучения как пациента, так и рентгенолога. Разработка усилителя рентгеновского изображения (XRII) стала залогом успеха современной флюороскопической визуализации.

8.2.1. Цепочка формирования флюорографических изображений

Системы флюороскопической визуализации обычно включают антирассеивающую решетку в качестве первого элемента в цепи визуализации. Сфокусированная антирассеивающая решетка служит той же цели при флюороскопической визуализации, что и при рентгенографической, а именно удаляет рассеянное излучение рентгеновского луча, ухудшающее контрастность (см. главу 6).



рентгеновские лучи \rightarrow свет \rightarrow электроны

РИС. 8.1. Базовая структура XRII.

XRII преобразует флюенс фотонов рентгеновских лучей низкой интенсивности, выходящих из пациента, в высокий флюенс видимых фотонов с помощью нескольких конверсионных слоев и серии электродов внутри вакуумного контейнера (рис. 8.1). Рентгеновские лучи, прошедшие через пациента, антирассеивающую решетку и металлическую опорную конструкцию XRII, попадают на входной люминофор. Йодид цезия (CsI:Tl) – наиболее распространенный материал входного люминофора, используемый для преобразования рентгеновских лучей в свет. Игольчатая структура кристаллического CsI (рис. 8.2) минимизирует боковое распространение света внутри входного люминофора (см. раздел 7.4.3). Фотоны света попадают на очень тонкий двух- или многощелочной

фотокатод¹, где электроны высвобождаются за счет фотоэлектрического эффекта, отталкиваются от фотокатода и ускоряются к положительно заряженному аноду на выходном люминофоре. Электроны преобразуются обратно в свет на выходном люминофоре с помощью тонкого порошкового люминофора, обычно ZnCdS:Ag (P-20). Электронный пучок ускоряется до энергии от 25 до 30 кэВ и фокусируется на аноде с помощью ряда электродов, расположенных по бокам XRII (рис. 8.1). Типичная скорость кермы падающего воздуха (IAKR) для флюороскопической визуализации с полем зрения 30 см составляет от 15 до 40 мГр/мин (8,8-22 нГр/кадр) и может меняться в зависимости от выбранной частоты кадров.



РИС. 8.2. Верхняя часть пленки CsI: Tl толщиной ~750 мкм, демонстрирующая хорошо разделенный столбчатый рост (любезно предоставлено В. Нагаркаром и соавторами из RMD, Inc.).

Усиление рентгеновского изображения происходит по двум механизмам. Первый - электронное усиление или усиление потока, которое является результатом кинетической энергии, приобретаемой электронами при их ускорении между фотокатодом и выходным люминофором (анодом). Электронное усиление имеет типичное значение 50.

¹ Фотокатод (толщиной около 20 нм) очень чувствителен к поверхностному загрязнению, которое медленно уменьшается с потерей вакуума. Это снижение обычно составляет от 5 до 10 % в первый год и постепенно уменьшается до нескольких процентов в год. Эта потеря не зависит от тока фотокатода и происходит независимо от того, используется усилитель изображения или нет.

Вторым источником усиления является усиление минификации. Коэффициент минификации – это результат уменьшения большого рентгеновского изображения на входном люминофоре (например, 40 см) на выходном люминофоре меньшего диаметра, обычно 2,5 см. Например, коэффициент минимизации XRII, использующего 40 см FOV и 2,5 см выходной люминофор, будет равен 402 /2,52 или 256. Коэффициент минификации уменьшается по мере увеличения электронного увеличения.

Коэффициент усиления яркости – это произведение электронного коэффициента усиления и коэффициента минимизации и является показателем общего коэффициента усиления системы. Коэффициент усиления яркости варьируется от 2500 до 7000 в зависимости от FOV (см. раздел 7.4.4.1).

Коэффициент преобразования – это еще одна мера усиления XRII, которая чаще всего используется для определения характеристик XRII. Коэффициент преобразования – это отношение яркости в единицах кандел на квадратный метр (кд/м²), измеренной на выходном люминофоре, к ИАКР рентгеновских лучей в единицах мГр/с, измеренному на входном люминофоре при использовании стандартизированных условий пучка. Коэффициент преобразования варьируется от 9 до 27 кд * м⁻² * мкГр⁻¹ * с⁻¹ в новом XRII. Со временем коэффициент преобразования уменьшается и в итоге может упасть до уровня, требующего замены XRII.

Оптическое изображение с выхода XRII направляется на другие компоненты для вывода на монитор или для записи изображений. В своей простейшей форме оптическая система состоит из трех элементов: (i) коллимирующей линзы для формирования расходящегося света от выходного люминофора в почти параллельный пучок, (ii) диафрагмы для ограничения количества света, попадающего на видео (или TB) камеру и (iii) объектива для фокусировки изображения на видеокамере (рис. 8.1). Диафрагма может быть фиксированной или переменной, причем последняя обычно управляется автоматически. Как и в фотографии, диафрагма регулируется в f-стопах. Уменьшение диафрагмы на один f-стоп позволяет пропускать вдвое больше света, а увеличение на один f-стоп - вдвое меньше.

Для получения выходного изображения с усилителя изображения обычно используется видеокамера. Оптическое изображение захватывается камерой и преобразуется в аналоговый электрический сигнал, соответствующий признанному видеоформату². Первоначально в

² Существует три основных видеоформата, используемых в телевизионных (видео) системах по всему миру. Формат Национального комитета по телевизионным системам (NTSC) используется в Северной Америке, большей части Южной Америки и некоторых странах Азии; система чередования фаз (PAL) широко применяется в Европе, Африке и Азии; французская система SECAM (последовательный цвет с памятью) используется во франкоязычных и русскоязычных странах.

видеокамерах сканирующий электронный использовался луч, опрашивающий фотопроводящую мишень, и они были известны под общим «видиконовые камеры»³. Удельное названием сопротивление фотопроводящей мишени изменяется в зависимости от количества света, попадающего на мишень, создавая скрытое изображение выходного мишени вилиокамеры. При быстром сканировании люминофора на электронного луча по мишени его интенсивность модулируется изображением заряда на мишени. Небольшой ток, проходящий через мишень, интегрируется через большое сопротивление и преобразуется в напряжение, которое усиливается. Таким образом, модуляция интенсивности электронного пучка преобразует двухмерное оптическое изображение в аналоговую форму напряжения. Камеры Vidicon для этих целей все чаще заменяются камерами на основе приборов с зарядовой связью (ПЗС).

Видеокамеры выбираются на основе нескольких фундаментальных характеристик, включая задержку и SNR. Камеры с низким SNR способствуют повышению уровня шума в флюороскопических изображениях, хотя временная интеграция может уменьшить этот эффект. Задержка характеризует скорость реакции видеокамеры на изменение сигнала, и камеры с высокой задержкой будут сохранять остаточный сигнал от текущего кадра в течение нескольких последующих кадров, а также потребуют несколько кадров для формирования полного сигнала. Высокая задержка может привести к размытым изображениям движущихся объектов, но шум будет уменьшен за счет временной интеграции. По этой причине умеренная задержка может быть выгодна, если не требуется съемка быстро движущихся объектов. Максимальный SNR достигается, когда видеокамера работает при максимальном уровне сигнала, поэтому важно, чтобы диафрагма была настроена соответствующим образом.

Аналоговая форма видеосигнала с видеокамеры может быть выведена непосредственно на видеомонитор. Однако для цифровой обработки изображения требуется оцифровать аналоговую форму сигнала с помощью аналого-цифрового преобразователя. Степень соответствия цифрового изображения аналоговому зависит от битовой глубины (см. главу 16) и частоты дискретизации. Для выполнения расширенной обработки изображений, например рекурсивной фильтрации, изображения должны храниться в видеобуфере.

 $^{^3}$ Видиконовая камера использует особый материал мишени — Sb₂S₃. Применяется значительное количество других материалов-мишеней, что дает разнообразные названия таким камерам: плюмбикон (PbO), хальникон (CdSe) и др. Однако все они имеют одинаковый принцип действия и рассматриваются как часть «семейства видиконов».

ПЗС-камера представляет собой твердотельное устройство, состоящее из множества дискретных фотопроводящих элементов. Оптический свет от выходного люминофора преобразуется в электроны в фотопроводящем слое аморфного кремния ПЗС (см. раздел 7.4.3). Электроны хранятся в потенциальных ямах, созданных путем подачи напряжения между рядами и столбцами ячеек. Накопленный за время экспозиции заряд считывается с помощью параллельных и последовательных сдвиговых регистров, которые перемещают заряд из столбца в столбец и из строки в строку по принципу «ведерной бригады», создавая аналоговый сигнал, который усиливается и выводится в виде видеосигнала или непосредственно оцифровывается.

ПЗС-матрица имеет ряд преимуществ перед видиокамерой, в том числе отсутствие лага⁴ и более широкий динамический диапазон. Она также может уменьшить или устранить цветение изображения - искажение, возникающее, когда входной сигнал выходит за пределы динамического диапазона видеокамеры. В ПЗС-матрице это достигается путем включения стоков в каждую ячейку, которые направляют избыточный заряд на землю, предотвращая цветение. Эта модификация происходит за счет коэффициента заполнения и снижает общую квантовую эффективность обнаружения (QDE) камеры.

рентгеноскопических В современных системах используются плоскопанельные рецепторы изображения, которые обладают рядом преимуществ по сравнению с XRII. Эти преимущества включают больший размер, менее громоздкий профиль, отсутствие искажений изображения и более высокий QDE при умеренных и высоких IAKR к рецептору (рис. 8.3), благодаря отсутствию металлической опорной конструкции. Плоскопанельные приемники изображения сегодня позволяют использовать их в новых областях, включая ротационную ангиографию и конуснолучевую компьютерную томографию (СВСТ). Однако плоскопанельные приемники изображения страдают от аддитивных источников шума, включая шум считывания (см. раздел 8.3.2), и поэтому плохо работают по сравнению с XRII при низких IAKR (рис. 8.3). Типичные значения IAKR для флюороскопической визуализации с использованием плоскопанельного рецептора с полным FOV (30 см × 40 см) составляют от 27 до 50 мГр/мин (30-55 нГр/импульс) и могут меняться в зависимости от выбранной частоты кадров.

⁴ Обратите внимание, что отсутствие запаздывания также приводит к изображениям с более высоким уровнем шума. По этой причине часто применяется рекурсивная фильтрация (см. раздел 8.6.3), чтобы искусственно добавить некоторое отставание.

После обработки изображение должно быть преобразовано из цифровой в аналоговую форму для вывода на монитор. Ранние телевизионные стандарты⁵ определяли, что для адекватного отображения движущихся изображений необходимо не менее 525 строк развертки видеоизображения. Поскольку при частоте кадров 60 Гц невозможно отобразить все строки развертки за один цикл из-за ограничений пропускной способности видеополосы и неприемлемого мерцания изображения при более низкой скорости развертки, необходимо было сканировать два кадра или видеополя, каждое из которых содержало половину (2621/2) строк чересстрочном режиме. Это позволило развертки. объелинить в преимущества частот кадров 60 и 30 Гц, и чересстрочная развертка стала телевизионным стандартом. Чересстрочная развертка обеспечивает частоту обновления 60 Гц, требуя при этом только полосы пропускания видео с прогрессивной разверткой 30 Гц.

Разрешение сканирующей видеосистемы ограничено в вертикальном направлении количеством эффективных строк, используемых лля формирования изображения. эффективное количество строк - это количество строк развертки в изображении, умноженное на коэффициент Келла. коэффициент Келла – это эмпирически определенный коэффициент, описывающий деградацию изображения по вертикали и зависящий от конкретного устройства. он варьируется от 0,7 для сканирующих пиксельных видеоприемников (например, камеры vidicon) и устройств отображения (например, катодно-лучевых трубок) до 0,9-0. Причины деградации изображения по вертикали включают в себя конечный размер сканирующего электронного луча, низкочастотную фильтрацию чересстрочных линий развертки в устройствах со сканирующими пикселями, а также тот факт, что как сканирующие, так и фиксированные пиксели могут не выравниваться точно по сканированному сигналу. в горизонтальном направлении разрешение видеосистемы ограничено полосой пропускания видеосистемы. в большинстве систем полоса пропускания настраивается для получения одинакового разрешения в вертикальном и горизонтальном направлениях.

⁵ В данном случае система NTSC.



РИС. 8.3. DQE(0) как функция входной дозы для прототипичных плоских панелей и рецепторов изображения XRII.

8.2.2. Автоматический контроль экспозиции⁶

В рентгенографических системах используются устройства автоматического управления экспозицией (AEC), которые автоматически регулируют коэффициенты радиографической техники (чаще всего мAc) для обеспечения постоянной интенсивности сигнала на рецепторе изображения в ответ на различия в толщине пациента, энергии рентгеновской трубки, расстоянии от фокуса до детектора и другие технические факторы. Аналогично, во флюороскопических системах AEC контролирует IAKR до XRII, чтобы предотвратить колебания яркости изображения и SNR, которые затрудняют диагностику или навигацию по приборам.

Флюороскопический AEC может использовать сигнал от датчика, такого как фотодиод или фотоумножитель, или, что более распространено, сигнал от видеокамеры или непосредственно от плоскопанельного приемника изображения, чтобы определить необходимые корректировки факторов флюороскопической техники, таких как напряжение трубки и ток трубки. Выбор факторов флюороскопической техники осуществляется по заранее определенным кривым, которые хранятся в памяти генератора и обычно позволяют выбрать несколько вариантов, включая стандартную

⁶ Системы АЕС также могут быть известны под другими названиями, включая автоматический контроль дозы, автоматический контроль мощности дозы и автоматический контроль яркости. Автоматическое управление яркостью первоначально описывало автоматическое управление уровнями напряжения видеосигнала от видеокамер, но теперь иногда применяется к общему управлению экспозицией флюороскопических систем.

кривую, кривую низкой дозы и кривую высокого контраста (рис. 8.4). Сложность АЕС для флюороскопии возрастает при расширенном применении, когда АЕС берет на себя контроль над дополнительными параметрами оборудования, такими как длина импульса, дополнительная фильтрация и настройка переменной апертуры.



РИС. 8.4. Некоторые типичные кривые управления для различных задач флюороскопической визуализации.

8.2.3. Электронное увеличение

Электронное увеличение – это использование фокусирующего электрода для деминерализации рентгеноскопического изображения путем выбора меньшей части входного люминофора для проецирования на выходной люминофор. Электронное увеличение улучшает МТF изображения, но при этом снижает коэффициент минимизации и уменьшает шаг дискретизации входного люминофора, увеличивая шум.

На практике повышенный шум в увеличенном флюороскопическом изображении компенсируется регулировкой коэффициентов техники для поддержания постоянного воспринимаемого уровня шума в отображаемом изображении. В аппарате XRII IAKR обычно увеличивается как отношение площадей FOV по мере увеличения изображения. Это не только компенсирует уменьшение потока фотонов на пиксель изображения, но и точно компенсирует уменьшение коэффициента минимизации, а значит, и яркости изображения в системе XRII. Системы на основе плоских панелей также увеличивают IAKR по мере увеличения изображения в ответ на изменение размера матрицы изображения.

8.3. КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ И КОНФИГУРАЦИЯ ОБОРУДОВАНИЯ

Факторы, которые необходимо учитывать при рассмотрении качества изображения (см. главу 5) при флюороскопической визуализации, включают контрастность, шум, резкость, временное разрешение и артефакты или искажения изображения. Хотя на каждую из этих величин влияет и ограничивает конструкция флюороскопического оборудования, они также в значительной степени зависят от конфигурации и использования оборудования.

8.3.1. Контраст

Контрастность объекта при рентгеноскопической визуализации изначально низкая, особенно при высоких значениях напряжения, используемых для поддержания дозы облучения пациента на приемлемом уровне. Контрастность значительно повышается за счет использования рентгеноконтрастных маркеров на катетерах и других инструментах, а также за счет применения экзогенных контрастных веществ. Контрастные вещества для рентгеноскопии выбираются с учетом их химических свойств, токсичности и ослабления рентгеновских лучей. Йод и барий - два контрастных вещества, широко используемых при рентгеноскопии, с Ккраями 33 кэВ и 37 кэВ, соответственно. Гадолиний или диоксид углерода могут быть использованы, если йодный контраст противопоказан из-за аллергии или нарушения функции почек.

8.3.1.1. Формирование спектра

Сигнал от йодного контрастирования сильно зависит от спектра рентгеновских лучей, используемых для получения изображения контрастного вещества. Максимальный контраст достигается, когда полиэнергетический спектр рентгеновских лучей оптимизирован таким образом, что он находится преимущественно чуть выше края К. Однако использование таких низких энергий рентгеновских лучей может привести к чрезмерной дозе облучения пациента, что требует тщательного выбора напряжения и соответствующей фильтрации, как показано на рис. 8.5.

Появление рентгеновских трубок с высокой теплоемкостью и генераторов большой мощности позволило найти другое решение – спектральное формирование. В своей самой простой форме спектральное формирование включает в себя использование металлических фильтров для преимущественного удаления низкоэнергетических рентгеновских лучей из полиэнергетического пучка рентгеновских лучей. Часто используемой методикой является введение небольшого количества медных фильтров для формирования спектра рентгеновских лучей. Медь ослабляет низкоэнергетические рентгеновские лучи (ниже края йода К), которые имеют мало шансов проникнуть в пациента и, следовательно, создать контраст (рис. 8.5). Поскольку многие низкоэнергетические рентгеновские лучи, которые вносят вклад только в дозу облучения пациента, удаляются, можно использовать более низкое напряжение при той же мощности дозы облучения пациента, что приводит к улучшению йодного контраста.

Энергия пучка рентгеновских лучей значительно снижается при добавлении Cu-фильтрации, и ток трубки должен быть увеличен до высоких уровней (50-400 мА), чтобы поддерживать приемлемо короткую длительность импульса (см. раздел 8.6.2). По мере увеличения толщины пациента дополнительная фильтрация меди постепенно уменьшается для поддержания короткой длительности импульсов и приемлемой нагрузки на трубку. Это достигается путем программирования AEC (см. рис. 8.5 и раздел 8.2.2).



РИС. 8.5. Влияние спектрального формирования на йодный контраст.

8.3.2. Шум

Уровень шума на флюороскопических изображениях неизбежно высок, поскольку для поддержания дозы облучения пациента на приемлемом уровне обычно используется низкий IAKR. Флюороскопические системы на основе XRII также характеризуются низким уровнем аддитивного электронного шума (см. раздел 7.2.2). Поэтому при низких значениях IAKR система все еще ограничена по количеству. Однако рентгеноскопические системы на основе плоских панелей страдают от высокого уровня частности, шума считывания), электронного шума (в и их производительность визуализации ограничена этим шумом при низких значениях IAKR. Как следствие, системы, использующие плоские панели, требуют более высокого IAKR, чем системы на основе XRII, для получения флюорографических изображений. И наоборот, плоские панели работают лучше, чем XRII, при высоких значениях IAKR, например, при цифровом получении изображений (см. раздел 8.4.1). На появление шума изображения при рентгеноскопии также влияет человеческое восприятие; например, наблюдатель будет воспринимать меньше шума при высокой частоте кадров, чем при более низкой.

8.3.3. Резкость

На резкость флюороскопического изображения влияет несколько факторов, включая матрицу дисплея, FOV, матрицу видеокамеры, размер фокусного пятна, геометрическое увеличение, шум изображения и движение. Влияние размера фокусного пятна и геометрического увеличения на резкость изображения рассматривается в главе 6. Флюороскопические системы XRII отличаются от пленочных приемников изображения на экране тем, что предельное разрешение изменяется в зависимости от режима работы, как описано в разделе 8.2.3.

Шум изображения влияет на резкость, поскольку он может затушевывать и размывать мелкие детали изображения, которые обычно были бы видны при более высоком IAKR. Большое количество преобразований сигнала, происходящих в XRII, также ухудшает резкость флюороскопического изображения. На четкость флюороскопического изображения, полученного с помощью плоскопанельного рецептора, влияет размер матрицы изображения по сравнению с матрицей дисплея и размер пикселя рецептора, который может меняться, если пиксели разделены на определенные FOV.

8.3.4. Артефакты

Артефакты при рентгеноскопической визуализации обычно возникают из-за искажений изображения, вызванных компонентами цепи изображения. XRII страдают от нескольких распространенных искажений изображения, включая вуалирующий блик, виньетирование, цветение, искажение в виде пинцета и S-образное искажение, в то время как плоские приемники изображения обычно не подвержены искажениям изображения.

Блики – это снижающая контрастность «дымка», не похожая на эффект рассеяния рентгеновских лучей, которая возникает в результате рассеяния носителей информации в XRII, включая электроны в электронно-оптической системе и, что наиболее важно, фотоны света в стекле выходного окна. Для решения последней проблемы используется толстое выходное окно XRII, которое может содержать легирующие элементы для поглощения рассеянного света, и стороны которого покрыты светопоглощающим материалом. В некоторых случаях оптическая система связи между выходным люминофором XRII и видеокамерой заменяется прямой волоконно-оптической связью, что также уменьшает блики.

Виньетирование – это оптическое искажение, которое приводит к снижению интенсивности света или затемнению по краям изображения. Оно может быть вызвано рядом факторов, включая ухудшение качества видеокамеры, а также присуще многоэлементным объективам. Виньетирование в некоторых случаях можно уменьшить, ограничив размер диафрагмы. Блуминг вызывается подачей на видеокамеру сигналов, превышающих ее динамический диапазон. Такие большие сигналы вызывают боковое рассеивание заряда в объективе камеры, что приводит к появлению диффузного изображения, превышающего по размеру исходное. Блуминг можно свести к минимуму с помощью плотной коллимации пучка рентгеновских лучей, и, как отмечалось в разделе 8.2.1, он в значительной степени устранен в ПЗС-камерах.

Искажение в виде пинчушона приводит к увеличению рентгеноскопического изображения вблизи краев (рис. 8.6(а)) и является следствием искривления входного люминофора, который необходим для правильной электронной фокусировки и структурной поддержки. Искажения от пинчушона сильнее проявляются при большом FOV.

S-искажение заставляет прямые объекты казаться искривленными (рис. 8.6(b)) и возникает в результате ускорения электронов в электроннооптической системе XRII в присутствии внешнего магнитного поля. Обычными источниками таких магнитных полей являются Земля (5 × 10⁻⁵ Тл), фронтальные поля от близлежащих магнитно-резонансных томографов (0,1-0,5 мТл), а также стальные несущие конструкции и арматура. Sискажения можно свести к минимуму, правильно спланировав место установки и заключив XRII в металл с высокой восприимчивостью.



РИС. 8.6. Примеры искажений. (а) Искажение в виде подушечки; (б) S-образное искажение.

8.4. ДОПОЛНИТЕЛЬНЫЕ РЕЖИМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

8.4.1. Цифровая съемка

Цифровая визуализация относится к режиму работы, при котором записываются и сохраняются для анализа высококачественные изображения. IAKR, а следовательно, и мощность дозы облучения пациента, в режиме цифровой регистрации по крайней мере на порядок выше, чем в рентгеноскопическом режиме. Чтобы избежать насыщения видеокамеры в системах, использующих XRII, сигнал от усилителя изображения может быть уменьшен с помощью переменной диафрагмы, как обсуждалось в разделе 8.2.1. Цифровые изображения могут быть получены с частотой кадров от 1 до 30 кадров/с или в виде отдельных изображений, которые часто называют «точечными» или «одиночными».

8.4.2. Цифровая субтракционная ангиография

Цифровая субтракционная ангиография (DSA) – это метод, при котором последовательные изображения «заполнения», содержащие контрастное вещество, вычитаются из изображения «маски», включающего только анатомический фон. Такое вычитание уменьшает анатомический шум и повышает контрастность кровеносных сосудов (рис. 8.7) на вычитаемых изображениях. Перед вычитанием изображения маски и заливки подвергаются лог-преобразованию. В результате получается изображение, в котором сигнал в контрастно заполненных сосудах зависит только от количества контраста в сосуде, а не от фона.



РИС. 8.7. Изображение артерий, полученное с помощью DSA.

Поскольку при объединении изображений квантовый шум суммируется в квадратурах, уровень шума в вычитаемом изображении в 1,4 раза выше, чем уровень шума в составляющих изображениях. Такое увеличение шума означает, что для сохранения одинакового уровня шума изображений при DSA потребуется более высокая экспозиция, чем при цифровой съемке. Однако снижение анатомического шума, достигаемое при использовании DSA, может частично или полностью компенсировать увеличение шума изображения, а такие передовые методы, как усреднение по маске, могут быть использованы для снижения требований к экспозиции при DSAизображении.

Основным источником артефактов при DSA является движение пациента в момент получения изображений маски и заполнения (рис. 8.8). Эти артефакты движения могут затушевывать контрастно заполненные сосуды. В некоторых случаях эти типы артефактов можно уменьшить ретроспективно с помощью таких методов обработки, как ручное или автоматическое смещение пикселей на изображении маски или ремаскирование путем выбора другого кадра маски для вычитания.



РИС. 8.8. Артефакт движения в DSA.

Дорожная карта – это дополнительный режим визуализации, используемый для создания карты анатомии сосудов, которая помогает при навигации катетеров в извилистых сосудах. Дорожную карту можно создать очень просто, используя сохраненное изображение сосуда, заполненного контрастом, или более сложным способом, используя пиковое помутнение в каждом пикселе изображения, полученного из серии изображений после инъекции. По сути, это проекционное изображение сосуда, заполненного контрастом, с максимальной интенсивностью, и оно обеспечивает относительно равномерный сигнал по всему сосуду, так как меньше подвержено вымыванию контраста. Дальнейшим усовершенствованием этого метода является вычитание изображения флюороскопической маски из изображений заполнения. Хотя этот метод похож на DSA, он использует Изображение меньшую облучения. дорожной дозу карты может отображаться рядом с живым изображением на другом мониторе или накладываться на живое флюорографическое изображение.

Изображение дорожной карты часто инвертируется в оттенки серого перед наложением на живое изображение. Периферическая стоковая визуализация отслеживает движение болюса контраста от места инъекции в периферические сосуды, чаще всего в ноги. Многие ангиографические системы работают в пошаговом режиме, последовательно перемещаясь вдоль тела пациента и получая изображения на каждом шаге. Изображения накладываются друг на друга на определенную величину, часто на 1/3, чтобы беспрепятственное анатомическое покрытие. обеспечить Этот тип исследования требует использования компенсирующих фильтров для выравнивания экспозиции рецепторов изображения вокруг ног пациента. Компенсирующие фильтры могут быть либо внешними по отношению к системе, например, в виде клиньев или форм, расположенных вокруг ног пациента, либо внутренними в виде клиновидных металлических фильтров, прикрепленных к внешней стороне коллиматора или находящихся внутри него.

Ротационная ангиография – это дополнительный режим визуализации, наиболее часто используемый в сосудистой, интервенционной И базовых нейроинтервенционной радиологии. Серия изображений получается при вращении С-образного манипулятора (см. ниже) вокруг пациента. Во время сканирования может быть выполнена инъекция контраста. Базисные изображения можно просматривать в виде синусоиды, и они часто используются для реконструкции СВСТ-изображений (рис. 8.9). Изображения могут быть реконструированы в аксиальной, корональной и сагиттальной плоскостях, а также в произвольных криволинейных плоскостях. Для улучшения визуализации йодного контраста в мелких

сосудах часто создаются проекционные изображения максимальной интенсивности. Некоторые производители предлагают возможность выполнять трехмерную визуализацию с использованием КТ-изображений и выполнять вычитаемую ротационную ангиографию.



РИС. 8.9. Аксиальное изображение, реконструированное из базовых изображений ротационной ангиографии.

8.5. КОНСТРУКЦИЯ ДЛЯ КОНКРЕТНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

Флюороскопические системы визуализации могут быть сконфигурированы несколькими способами. Наиболее распространенной является конфигурация, в которой рентгеновская трубка расположена под столом пациента, а рентгеновский аппарат XRII и вспомогательное оборудование для визуализации размещены на подвижной «башне» над столом пациента (рис. 8.10). С башни XRII свисают свинцовые шторки, которые защищают оператора от рассеянного излучения, исходящего от пациента. Такая конфигурация обычно используется для визуализации мочеполовой системы и желудочно-кишечного тракта.



РИС. 8.10. Обычная рентгеноскопическая система.

8.5.1. Выносные рентгеноскопические системы

Выносные рентгеноскопические системы обычно используются для проведения процедур в желудочно-кишечном тракте, включая обследования с глотанием бария и бариевой клизмой, и используют конфигурацию, при которой рентгеновская трубка расположена над столом, а блок XRII - под столом (рис. 8.11(a)). Систему можно поворачивать для получения других необходимых проекций или для распределения контрастных веществ внутри пациента. Она также может быть сконфигурирована вертикально для сидячих исследований, таких как глотание бария (рис. 8.11(б)). Расстояние от фокуса до изображения обычно плавно изменяется между двумя крайними значениями, а для манипулирования воздухом и бариевым контрастом в брюшной полости пациента рентгенолог может использовать компрессионный конус с дистанционным управлением. Использование удаленных рентгеноскопических кабинетов имеет определенные преимущества, в частности, в плане радиационной безопасности, поскольку воздействие паразитного излучения на оператора и технический персонал значительно снижается. Увеличив расстояние от фокуса до изображения до максимального, можно также снизить на 15-20 % показатель воздушной кермы поверхности входа пациента (см. главы 20 и 21). Однако удаленные рентгеноскопические кабинеты дороже обычных и часто не подходят для молодых пациентов, требующих тщательного наблюдения. Доза облучения лиц, находящихся в помещении с трудным пациентом, может быть значительно выше, чем в обычном рентгеноскопическом кабинете, из-за расположения рентгеновской трубки и отсутствия встроенной радиационной зашиты.



РИС. 8.11. Дистанционные флюороскопы, сконфигурированные для (а) исследования в положении лежа (например, бариевая клизма) и (б) исследования в положении сидя (например, глотание бария).

8.5.2. Сосудистая и интервенционная радиология

Процедуры сосудистой и интервенционной радиологии обычно проводятся в ангиографических кабинетах, оснащенных С-образными рентгеноскопами. С-образный рентгеноскоп состоит из механически соединенных рентгеновской трубки приемника изображения. И Рентгеновская трубка и приемник изображения вращаются в унисон вокруг точки, называемой изоцентром, которая остается в центре FOV при повороте С-образного манипулятора. Стол часто является консольным, чтобы обеспечить непрерывное и беспрепятственное вращение С-плеча вокруг пациента во время процедур. Сосудистые и интервенционные кабинеты оснащаются более мощными генераторами с высокой теплоемкостью и рентгеновскими трубками с водяным или масляным охлаждением. Кроме того, в комплект часто входят фильтры с изменяемым спектральным формированием, чтобы максимизировать йодный контраст, сохраняя при этом дозу облучения пациента на приемлемом уровне. Типичные размеры XRII для сосудистых и интервенционных лабораторий составляют от 28 до 40 см.

8.5.3. Кардиология

В кабинетах интервенционной кардиологии также используются флюороскопы с С-образной стрелой для удобства позиционирования под различными углами вокруг пациента. Кардиологические кабинеты могут быть как одноплоскостными, так и двухплоскостными. В бипланарных системах используются две С-«руки», которые могут быть независимо расположены вокруг пациента для одновременного получения цифровых изображений во время одного введения контраста. Это важно, поскольку йодированный контраст нефротоксичен, а общий объем контраста, который можно ввести, ограничен массой тела пациента. Это особенно важно в педиатрических катетеризационных лабораториях из-за низкой массы тела педиатрических пациентов, что существенно ограничивает количество контраста, которое можно ввести во время визуализации, и небольшого размера кровеносных сосудов, которые могут требовать более высоких концентраций йода для приемлемой визуализации.

Рецепторы изображения, используемые для визуализации сердца, меньше, чем те, что применяются в сосудистой и интервенционной радиологии, из-за небольшого размера сердца. Типичный размер XRII для кардиологической лаборатории составляет 23 см. В некоторых новых кардиокатетеризационных лабораториях на плоских панелях установлены большие приемники изображения (30 см × 40 см) для основной плоскости или плоскости А, что позволяет использовать дополнительные режимы визуализации, такие как стоковая визуализация или ротационная ангиография. Боковая плоскость или плоскость В имеет размер для нормальной визуализации сердца.

8.5.4. Нейрорадиология

Оборудование для нейрорадиологии очень похоже на оборудование для кардиологии, поскольку требуемые FOV аналогичны.

8.5.5. Мобильные флюороскопы

Мобильные флюороскопы – это флюороскопы на колесах, которые можно перемещать из одного места в другое. Они полезны, когда расходы на постоянную установку не могут быть оправданы, или когда требуется кратковременная визуализация в нескольких смежных помещениях, например, в операционной (см. также главу 10). В передвижных флюороскопах часто используются более короткие расстояния от фокуса до изображения и меньшие FOV, чем в других типах флюороскопов.

8.6. ВСПОМОГАТЕЛЬНЫЕ ТЕМЫ

Передовые флюороскопические приложения и оборудование меняются с быстрым внедрением цифровых устройств получения изображений. Использование пленки сокращается, и во многих случаях специализированные пленки больше не выпускаются. В других случаях устарело прецизионное механическое оборудование, необходимое для смены кассет с пленкой на рентгенографическом экране и высокоскоростных систем смены пленки большого формата.

8.6.1. Устройство для точечной пленки

Точечный пленочный аппарат используется получения для рентгенограмм во время процедуры под флюороскопическим руководством. При включенной рентгеноскопии рентгенографическая кассета втягивается и удерживается в экранированном свинцом корпусе. Когда необходимо получить точечную пленку, нажимается кнопка, и кассета с рентгенограммой антирассеивающей вылвигается перед XRII. за решеткой. После извлекается вручную заменяется экспонирования кассета И на неэкспонированную кассету, которая убирается в свинцовый защитный кожух до тех пор, пока не понадобится. Большинство пленочных устройств предлагают несколько вариантов кадрирования, включая одно полноразмерное изображение, два или четыре изображения на пленку и т. д. Устройства с точечной пленкой по-прежнему широко распространены в обычных и дистанционных флюороскопических системах.

8.6.2. Режимы работы

8.6.2.1. Непрерывная флюороскопия

Непрерывная флюороскопия – это самая основная форма флюороскопической визуализации. Рентгеновский луч включен постоянно, а частота обновления видео 25 или 30 кадров/с дает время интеграции кадров 40 или 33 мс. Это может привести к размытию движущихся объектов.

8.6.2.2. Импульсная флюороскопия

Большинство современного флюороскопического оборудования способно работать в импульсном режиме флюороскопии. При правильной настройке импульсный режим имеет ряд преимуществ перед непрерывным режимом, в том числе:

- Более низкая доза облучения при использовании флюорографических импульсов с частотой менее 30 импульсов.
- Улучшение качества изображения за счет снижения размытости движения из-за уменьшения времени интеграции. Импульсный режим работы «замораживает» движение объектов на изображении, что приводит к получению более четких изображений и улучшению их качества.
- Снижение нагрузки на трубку при низкой частоте импульсов.

Хотя импульсная рентгеноскопия позволяет получать более четкие изображения, снижение временного разрешения при низкой частоте кадров может быть неприемлемым для быстро движущихся органов или инструментов внутри тела. Более высокая частота кадров обеспечивает превосходное временное разрешение в таких случаях.

Рентгеновские трубки с управлением сеткой или с переключением сетки

Импульсная рентгеноскопия может быть выполнена либо при работе генератора в импульсном режиме, либо при использовании рентгеновской трубки с управляемой или переключаемой сеткой. Длинные высоковольтные рентгеноскопических кабели, используемые BO многих кабинетах. характеризуются значительной емкостью. В результате мощность продолжает подаваться на рентгеновскую трубку после выключения генератора между импульсами. Это приводит к излишней дозе облучения пациента и, возможно, к дополнительному размыванию движений. В рентгеновской трубке с сеточным управлением используется отрицательно смещенная сетка рядом с нитью накала, чтобы остановить поток электронов от катода к аноду, предотвращая нежелательное образование рентгеновских лучей между импульсами излучения.

Импульсная флюороскопия и зрительная система человека

Поскольку временная реакция зрительной системы человека имеет типичное время интеграции около 0,1 с (до 0,2 с при низком уровне освещенности), она способна интегрировать несколько кадров импульсной флюороскопии за один цикл интеграции. Следовательно, рентгеноскопические изображения выглядят более шумными по мере уменьшения частоты импульсов при одинаковом IAKR на кадр. При переходе от одной частоты импульсов к другой входная керма воздуха за импульс может быть скорректирована с учетом этого явления.
8.6.3. Рекурсивная фильтрация

Флюороскопическим изображениям свойственны шумы, но увеличение IAKR для уменьшения шума сопряжено с увеличением дозы облучения пациента. Уменьшение шума может быть достигнуто путем обработки изображений, включая усреднение изображений. Рекурсивная фильтрация – это метод обработки изображений, который объединяет части последнего флюорографического кадра и нескольких предыдущих флюорографических кадров для уменьшения шума в результирующем изображении. Процесс рекурсивной фильтрации можно описать математически следующим образом:

кадр_{отображенный} =
$$\sum_{i=N-n}^{N} f_i w_i$$
 (8.1)

где w_i – перспективно определяемый весовой коэффициент, а f_i – это i-й кадр в видеобуфере.

Таким образом, рекурсивный фильтр – это движущийся фильтр, который включает информацию из нескольких кадров в текущий флюороскопический кадр, уменьшая шум в конечном изображении. При этом усредняются как квантовый (рентгеновский) шум, так и аддитивный шум от видеокамеры или приемника изображения. Однако за такое снижение шума все равно приходится расплачиваться. Рекурсивный фильтр хорошо работает, если изменения в изображении от одного кадра к другому незначительны. В анатомических областях, где движение происходит быстро, чрезмерная рекурсивная фильтрация может привести к искусственному неприемлемому запаздыванию. Искусственное запаздывание также может быть заметно при быстром перемещении инструментов или сдвиге стола пациента. Большинство современных рентгеноскопических систем используют алгоритмы обнаружения движения или другие методы для предотвращения искусственного запаздывания. Эти алгоритмы отслеживают изменение пикселей изображения от одного кадра к другому, и, если изменение превышает заранее выбранный порог, сила рекурсивного фильтра уменьшается или обнуляется до стабилизации изображения, после чего который фильтр, также снижает флюороскопический контраст, возвращается к своему нормальному уровню. Сила фильтра, который также снижает флюорографический контраст, связана как с применяемыми весовыми коэффициентами (wi), так и с количеством объединенных флюорографических кадров (N – n).

8.7. ДОЗИМЕТРИЧЕСКИЕ СООБРАЖЕНИЯ ПРИ РЕНТГЕНОСКОПИИ

Дозиметрические величины, используемые для описания дозы облучения пациента при флюороскопической визуализации, описаны в разделе 22.4.5. Важно отметить, что флюороскопия, особенно когда она связана с интервенционными процедурами, может вызывать как стохастические, так и детерминированные (тканевые) эффекты, в первую радиационно-индуцированное повреждение которое очередь кожи, возникает после превышения определенной дозы (см. главу 20). Послелующее обсуждение сосредоточено исключительно на детерминированных эффектах от флюороскопических процедур, а любое упоминание о дозе облучения пациента подразумевает дозу облучения кожи.

8.7.1. Индикаторы дозы облучения кожи

Дозиметрические показатели дозы облучения кожи могут быть прямыми («в реальном времени») или определяться после события облучения. Примерами прямых показателей являются произведение площади кермы (КАР) и керма эталонного воздуха К_{а,r}, а непрямые методы включают использование термолюминесцентных дозиметров (TLD), оптически стимулированной люминесценции или полупроводниковых детекторов, а также радиографической или радиохромной пленки (см. главу 21).

8.7.1.1. Флюороскопические таймеры

Время флюороскопии обычно используется в качестве суррогата дозы облучения пациента при флюороскопии, поскольку это широко доступная функция на флюороскопическом оборудовании. Однако этот показатель далек от идеала, поскольку он не учитывает многие значительные факторы, влияющие на дозу облучения пациента, включая цифровую визуализацию. Цифровая визуализация часто, но не всегда, является самым большим вкладом в дозу облучения пациента во время флюороскопических процедур.

8.7.1.2. KAP

КАР можно измерить непосредственно с помощью КАР-метра или рассчитать по известным рабочим параметрам, что подробно рассматривается в главах 20 и 21. Хотя КАР - идеальная величина для оценки стохастического риска, она имеет ограниченное применение в качестве показателя дозы облучения кожи. Однако при тщательном сочетании с прямыми показателями дозы облучения кожи он используется для определения пусковых уровней для конкретных процедур, чтобы предупредить операторов о возможной опасности повреждения кожи.

8.7.1.3. Керма воздуха в контрольной точке

Воздушная керма в контрольной точке (K_{a,r}) или кумулятивная доза (CD) - это кумулятивная воздушная керма в контрольной точке вмешательства (IRP) в любой момент времени во время процедуры с флюороскопическим наведением. IRP - это точка, расположенная на 15 см назад по направлению к фокальному пятну от изоцентра (рис. 8.12). Расположение IRP не меняется при изменении угла наклона манипулятора или расстояния от фокуса до изображения. К_{а,r} - это величина, наиболее тесно коррелирующая с дозой облучения кожи при процедурах с флюороскопическим наведением, поскольку в Ка,r включаются все вклады в дозу облучения кожи (т. е. как флюороскопическое, так и цифровое получение изображения).

8.7.1.4. Пиковая доза облучения кожи

Пиковая доза облучения кожи (PSD) – это максимальная доза облучения любого отдельного участка кожи пациента. На практике трудно определить PSD с высокой степенью точности. Необходимо учитывать, что CD измеряется в одной точке пространства, которая может не совпадать с поверхностью кожи пациента (рис. 8.12). Даже в том случае, если IRP расположен точно на поверхности кожи, обратное рассеяние увеличит PSD за пределами указанного CD на 30-40 %.



РИС. 8.12. Схема IRP

PSD можно измерить с определенной степенью точности с помощью различных дозиметров. Несмотря на использование массивов TLD и обычной пленки, применение радиохромной пленки является наиболее перспективным подходом.

Наконец, следует отметить, что CD или KAP могут переоценить PSD при использовании нескольких углов наклона C-руки. Рассмотрим процедуру с использованием двух отдельных, не перекрывающихся точек входа пучка рентгеновских лучей на коже пациента. Если бы время облучения было разделено поровну между двумя точками, ожидалось бы, что PSD составит половину общей дозы облучения кожи.

Еще одно предостережение, которое следует учитывать при сравнении CD или KAP с PSD, – это использование кушетки с высокой степенью ослабления. Калибровка CD или KAP по измеренным дозам на коже приведет к наиболее точным оценкам (см. раздел 21.3.1.3).

8.7.2. Соображения радиационной безопасности для защиты пациентов

В главе 24 описаны общие вопросы радиационной защиты, включая контроль дозы облучения и требования к экранированию. Процедуры с флюороскопическим наведением могут приводить к высоким дозам облучения пациента и оператора, поэтому радиационная безопасность является важнейшим компонентом программы флюороскопической визуализации. В целом, использование оператором надлежащей практики приведет к минимальной дозе облучения пациента, необходимой для безопасного завершения процедуры флюорографии. Под надлежащей практикой понимается использование общеизвестных методик для получения наилучшего качества изображения при минимальной дозе облучения. Эти действия включают, но не ограничиваются следующим:

- Перемещение пациента как можно дальше от источника рентгеновского излучения;
- Размещение приемника изображения как можно ближе к пациенту (т.е. без воздушного зазора);
- Использование наименьшего электронного увеличения (наибольшего FOV), необходимого для выполнения процедуры;
- Коллимировать пучок рентгеновских лучей строго на интересующую анатомию.

В дополнение к хорошей практике следует использовать все средства снижения дозы, имеющиеся на рентгеноскопическом оборудовании. Спейсеры, поставляемые производителем, используются для поддержания минимального расстояния между фокусным пятном и пациентом. Операторы часто считают их неудобными, и поэтому спейсеры часто снимают и оставляют на оборудовании. Сокращение расстояния от источника до кожи при снятии спейсера может увеличить максимально возможный уровень воздушной кермы на поверхности входа пациента на 100 %. Антирассеивающие решетки следует снимать при визуализации маленьких пациентов или тонких частей тела.

Большинство современных флюороскопических систем предоставляют дополнительные инструменты, которые можно использовать для снижения лозы облучения паниента и оператора. Удержание послелнего изображения это функция, которая сохраняет послелнее флюорографическое изображение мониторе до возобновления на флюороскопии или съемки. Это позволяет врачу рассматривать статичное изображение без использования дополнительного излучения. Многие системы позволяют оператору архивировать последнее изображение в хранилище вместо получения цифрового изображения. постоянное Некоторые системы расширяют эту возможность, предоставляя возможность архивировать всю предыдущую последовательность флюороскопических изображений вместо получения цифровой серии изображений.

8.7.3. Соображения радиационной безопасности для защиты оператора

Соображения по радиационной защите на рабочем месте часто представляют собой вариации на тему трех основных правил радиационной защиты: время, расстояние и экранирование. Операторы и другой персонал, остающийся в процедурном кабинете во время проведения флюорографических процедур, подвергаются воздействию рассеянного излучения и риску развития как стохастических эффектов, включая рак, так и детерминированных эффектов, а именно катаракты (см. главу 20 для более подробной информации).

Несущественный персонал должен покинуть помещение, пока рентгеновская трубка находится под напряжением, а те, кто остается в помещении, должны носить защитную одежду из свинца или приемлемого материала, не содержащего свинец. Мобильные барьеры полезны для снижения дозы облучения людей, которые остаются неподвижными во время процедур, а подвесные экраны могут использоваться для снижения дозы на лицо, глаза и шею врачей, когда они находятся рядом с пациентом. Следует отметить, что самые высокие поля рассеянного излучения возникают вблизи поля входа пациента, поэтому нахождение ближе к приемнику изображения обычно соответствует более низким уровням профессиональной дозы.

БИБЛИОГРАФИЯ

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Functionality and Operation of Fluoroscopic Automatic Brightness Control/Automatic Dose Rate Control Logic in Modern Cardiovascular and Interventional Angiography Systems, AAPM Rep. 125, AAPM, College Park, MD (2012).

AUFRICHTIG, R., XUE, P., THOMAS, C.W., GILMORE, G.C., WILSON, D.L., Perceptual comparison of pulsed and continuous fluoroscopy, Med. Phys. 21 2 (1994) 245–256.

BALTER, S., Methods for measuring fluoroscopic skin dose, Pediatr. Radiol. 36 Suppl. 2 (2006) 136–140.

BALTER, S., HOPEWELL, J.W., MILLER, D.L., WAGNER, L.K., ZELEFSKY, M.J., Fluoroscopically guided interventional procedures: A review of radiation effects on patients' skin and hair, Radiology 254 2 (2010) 326–341.

COWEN, A.R., DAVIES, A.G., SIVANATHAN, M.U., "The design and imaging characteristics of dynamic, solid-state, flat-panel X-ray image detectors for digital fluoroscopy and fluorography", Clin. Radiol. 63 (2008) 1073–1085.

GEISE, R.A., Fluoroscopy: Recording of fluoroscopic images and automatic exposure control, Radiographics 21 (2001) 227–236.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Avoidance of Radiation Injuries from Medical Interventional Procedures, Publication 85, ICRP, Stockholm (2001).

INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Part 2-43: Particular Requirements for the Safety of X-Ray Equipment for Interventional procedures, IEC 60601-2-43, IEC, Geneva (2010).

KOCH, A., et al., "Detective quantum efficiency of an X-ray image intensifier chain as a benchmark for amorphous silicon flat panel detectors", Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging (ANTONUK, L.E., YAFFE, M.J., Eds), SPIE, Bellingham, WA (2001) 115–120.

MAHESH, M., Fluoroscopy: Patient radiation exposure issues, Radiographics 21 (2001) 1033–1045.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION, Radiation Dose Management for Fluoroscopically-guided Interventional Medical Procedures, Rep. 168, NCRP, Bethesda, MD (2010).

POOLEY, R.A., McKINNEY, J.M., MILLER, D.A., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Digital fluoroscopy, Radiographics 21 (2001) 521–534.

SCHUELER, B.A., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: General overview of fluoroscopic imaging, Radiographics 20 (2000) 1115–1126.

VAN LYSEL , M.S., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: Fluoroscopy — optical coupling and the video system, Radiographics 20 (2000) 1769–1786.

WANG, J., BLACKBURN, T.J., The AAPM/RSNA physics tutorial for residents: X-ray image intensifiers for fluoroscopy, Radiographics 20 (2000) 1471–1477.

Глава 9

МАММОГРАФИЯ

М.Ј. YAFFE Университет Торонто, Торонто, Канада

A.D.A. MAIDMENTУниверситет Пенсильвании,Филадельфия, Соединенные Штаты Америки

9.1. ВВЕДЕНИЕ

Рак молочной железы является одним из главных убийц женщин. По оценкам Международного агентства по изучению рака, в 2008 году рак молочной железы был диагностирован у более чем 1,38 миллиона женщин во всем мире, и более 458 000 из них умерли. Причины заболевания в настоящее время не известны, однако доказано, что смертность можно значительно снизить, если выявить болезнь на ранней стадии.

9.2. РАДИОЛОГИЧЕСКИЕ ТРЕБОВАНИЯ К МАММОГРАФИИ

рентгенографическая Маммография _ это процедура, оптимизированная для исследования молочных желез. Для многих женщин маммография является высокоэффективным средством выявления ранней стадии рака молочной железы. Она используется как для обследования симптоматических пациентов (диагностическая маммография), так и для скрининга бессимптомных женщин в определенных возрастных группах. Типичное маммографическое скрининговое исследование состоит из одного или двух видов каждой молочной железы. Обычные виды включают краниально-каудальный и медиолатеральный косой, пример которых показан на рис. 9.1 (см. также Приложение к этой книге). Хотя маммография используется в основном для выявления и диагностики рака молочной железы, она также имеет значение для предоперационной локализации подозрительных участков и для проведения биопсии.

Рак молочной железы выявляется на основании четырех типов признаков на маммограмме:

- (i) Характерная морфология опухолевого образования, которая может включать неровные края и спикуляции;
- (ii) Некоторые виды минеральных отложений, визуализируемых в виде пятен, называемых микрокальцификатами;
- (iii) Архитектурное искажение нормального рисунка ткани, вызванное заболеванием;
- (iv)Асимметрия между соответствующими областями левой и правой груди.



РИС. 9.1. Медиолатеральная косая маммограмма. В этой проекции грудная мышца визуализируется до уровня соска. На этой маммограмме видны характерные доброкачественные кальцификаты.

На рис. 9.2 показаны коэффициенты ослабления рентгеновских лучей, измеренные в зависимости от энергии на образцах трех типов материалов, встречающихся в молочной железе: жировой ткани, нормальной фиброгландулярной ткани молочной железы и инфильтрирующей протоковой карциномы (один из типов опухоли молочной железы). Как сами коэффициенты ослабления, так и их разность уменьшаются с увеличением энергии, что приводит не только к уменьшению дозы излучения, необходимой для получения изображения, но и к снижению контрастности изображения. Как показано на рис. 9.3, собственный контраст объекта рентгеновского излучения падает при увеличении энергии рентгеновского излучения. Обратите внимание, что предметный контраст даже небольших кальцификатов в молочной железе аналогичен контрасту опухолевого образования из-за большей разницы в коэффициенте ослабления между кальцием и тканью молочной железы.



РИС. 9.2. Зависимость линейного коэффициента ослабления рентгеновских лучей, µ, от энергии рентгеновских лучей.



РИС. 9.3. Зависимость контраста изображения от энергии рентгеновских лучей.

Основные требования к качеству изображения при маммографии представляют собой частный случай общих принципов радиографии, изложенных в главе 6, адаптированных к конкретным задачам визуализации, связанным с обнаружением рентгенологических признаков рака молочной железы. Здесь кратко изложены требования к физике.

Система визуализации должна обладать достаточным пространственным разрешением на высоких пространственных частотах, чтобы очертить края тонких структур в молочной железе. Детали структуры, возможно, до 50 мкм, должны быть адекватно разрешены. Различия в ослаблении рентгеновских лучей в тканевых структурах молочной железы приводят к изменению передаваемого рентгеновского сигнала, что является основным источником контраста изображения.

Как показано на рис. 9.2 и 9.3, ткани молочной железы по своей природе не обладают предметным контрастом, что требует использования низкоэнергетических рентгеновских спектров, которые подчеркивают композиционные различия тканей молочной железы. Вариации физического размера и внутреннего состава молочной железы, а также возрастные изменения в молочной железе требуют широкого динамического диапазона. Использование рентгенографической сетки и сильное сжатие груди обеспечивает некоторую компенсацию рассеяния. Выявляемость структур, обеспечивающих тонкий контраст, еще больше ухудшается из-за случайных колебаний изображения, называемых крапинками или шумом. Однако молочная железа чувствительна к ионизирующему излучению, которое, по крайней мере, при высоких дозах, имеет небольшой риск возникновения рака молочной железы. Поэтому желательно использовать наименьшую поглощенную дозу, совместимую с высоким качеством диагностического изображения. В следующих разделах будут описаны специализированные компоненты маммографической системы визуализации и их конструкция, связанная с вышеупомянутыми факторами эффективности визуализации.

9.3. РЕНТГЕНОВСКОЕ ОБОРУДОВАНИЕ

Маммографический аппарат состоит из рентгеновской трубки и приемника изображения, установленных на противоположных сторонах механического блока. Поскольку молочная железа должна быть визуализирована с разных сторон, блок можно поворачивать вокруг горизонтальной оси, как показано на рис. 9.4. Для удобства пациентов разного роста можно регулировать высоту узла.

В отличие от большинства рентгеновского оборудования общего назначения, конструкция которого такова, что поле изображения

сосредоточено под источником рентгеновских лучей, в маммографии геометрия системы устроена так, как показано на рис. 9.5(а). Здесь вертикальная линия от фокусного пятна источника рентгеновских лучей захватывает грудную стенку пациента и пересекается ортогонально с краем ближайшего к пациенту приемника изображения. Если бы пучок рентгеновских лучей был отцентрирован над молочной железой, как на рис. 9.5(б), некоторые ткани вблизи грудной стенки не были бы отображены.

Излучение, выходящее из рентгеновской трубки, проходит через металлический спектральный фильтр, диафрагму, определяющую пучок, и пластиковую пластину, которая прижимает грудь к опорной платформе. Рентгеновские лучи, проходящие через молочную железу и опору, попадают на специально разработанную антирассеивающую решетку, а затем на рецептор изображения, где они взаимодействуют и отдают большую часть своей энергии локально. В системах цифровой маммографии на основе пленочных экранов и кассет часть рентгеновских лучей проходит через рецептор без взаимодействия, и эти рентгеновские лучи попадают на датчик механизма автоматического контроля экспозиции (AEC) маммографического аппарата. В других цифровых маммографических системах механизм AEC обычно является составной частью рецептора цифрового изображения. Во всех системах все оставшиеся первичные рентгеновские лучи ослабляются ограничителем первичного пучка.



РИС. 9.4. Схема маммографической системы визуализации.

9.3.1. Трубки, фильтры и спектры

В современных маммографических системах источник питания обычно высокочастотного типа (см. раздел 5.4.2.3) и обеспечивает практически постоянную форму потенциальной волны во время экспозиции. В рентгеновской трубке используется конструкция с вращающимся анодом, в которой электроны из катода ударяют в материал мишени анода под небольшим углом от нормального падения (рис. 9.6).



РИС. 9.5. Геометрия системы для получения изображения, показывающая (a) правильное выравнивание и (б) пропущенные ткани, связанные с неправильным выравниванием.

На современном оборудовании типичный номинальный размер фокусного пятна для контактной маммографии составляет 0,3 мм, в то время как меньшее фокусное пятно, используемое в основном для увеличения, составляет 0,1 мм. Номинальный размер фокусного пятна определяется относительно эффективного размера пятна на опорной оси. Как показано на может отличаться у рис. 9.6. эта опорная ось, которая разных производителей, обычно указывается некоторой средней В точке изображения. Эффективный размер фокусного пятна будет монотонно увеличиваться от стороны анода к стороне катода поля изображения, как показано на рис. 5.7. При маммографии рентгеновская трубка расположена таким образом, что катодная сторона трубки прилегает к грудной стенке

пациента, поскольку наибольшая интенсивность рентгеновских лучей доступна на катодной стороне, а ослабление рентгеновских лучей пациентом обычно больше вблизи грудной стенки. Часто при визуализации молочной железы в зависимости от размера фокусного пятна могут быть разные углы цели. Кроме того, угол наклона самой рентгеновской трубки может быть изменен в зависимости от размера фокусного пятна и материала мишени.

В большинстве маммографических трубок используются бериллиевые выходные окна между эвакуированной трубкой и атмосферой, и на пути излучения, выходящего из трубки, нет масла. Масло, стекло или другие металлы, используемые в трубках общего назначения, обеспечивают чрезмерное ослабление полезных для маммографии энергий.



РИС. 9.6. Геометрия рентгеновской трубки (FID: расстояние от фокуса до изображения). Перпендикулярная линия проходит по грудной стенке. Ось отсчета в конкретной системе указывается производителем.

Как и в общей рентгенографии, пытаются определить спектр, который обеспечивает энергию, дающую соответствующий компромисс между дозой излучения и качеством изображения. В маммографии форма спектра контролируется регулировкой напряжения на трубке, выбором материала мишени, а также типом и толщиной металлического фильтра, помещенного между рентгеновской трубкой и молочной железой. Стратегии оптимизации спектра рентгеновских лучей для пленочной маммографии и цифровой маммографии совершенно разные. В пленочной маммографии контрастность отображаемого изображения ограничивается фиксированным градиентом пленки, в то время как в цифровой маммографии качество отображаемого изображения ограничивается соотношением сигнал/шум (SNR).

Ha моноэнергетических моделей маммографической основе визуализации было сделано предположение, что оптимальная энергия для пленочной визуализации лежит в диапазоне от 18 до 23 кэВ, в зависимости от толщины и состава молочной железы. Было установлено, что для молочной железы типичной толщины и состава характерные рентгеновские лучи от молибдена (см. рис. 1.3) и родия (см. табл. 9.1) обеспечивают хорошие характеристики визуализации для пленочной маммографии на экране. По этой причине молибденовые и/или родиевые целевые рентгеновские трубки имеются в большинстве маммографических аппаратов. Поскольку контрастность шифровых изображений можно регулировать во время вывода изображения на экран, более высокие энергии могут быть более оптимальными для цифровой маммографии. По этой причине некоторые цифровые маммографы оснащаются трубками с вольфрамовыми мишенями.

ТАБЛИЦА 9.1 ХАРАКТЕРИСТИЧЕСКИЕ ЭНЕРГИИ Х-ЛУЧЕЙ (кэВ) ДЛЯ МОЛИБДЕНОВЫХ (Мо) И РОДИЕВЫХ (Rh) АНОДНЫХ Х-ЛУЧЕВЫХ ТРУБОЧЕК

Анод	$K_{\alpha 1}$	K _{α2}	$K_{\beta 1}$
Mo	17,48	17,37	19,61
Rh	20,22	20,07	22,72

Как и в обычной радиологии, в маммографии используются металлические фильтры для селективного удаления низких энергий рентгеновских лучей из пучка перед его попаданием на пациента. В маммографии обычно используется рентгеновская трубка с молибденовым анодом и молибденовым фильтром толщиной 30-35 мкм. Этот фильтр действует как энергетическое окно, обеспечивая большее ослабление рентгеновских лучей как при низких энергиях, так и выше края поглощения К при 20 кэВ, в то же время позволяя молибденовым характеристическим рентгеновским лучам от мишени и рентгеновским лучам аналогичной энергии, создаваемым тормозным излучением, проходить через фильтр с относительно высокой эффективностью. Как показано на рис. 9.7(а), получаемые спектры обогащены рентгеновскими лучами в диапазоне 17-20 кэВ.

Хотя молибденовые спектры относительно хорошо подходят для визуализации молочных желез со средним уровнем ослабления, для визуализации толстых и плотных молочных желез желательно использовать несколько более высокие энергии. Поскольку на спектр молибденовой мишени так сильно влияют характерные рентгеновские лучи, увеличение напряжения на трубке само по себе не приводит к существенному изменению формы спектра (см. рис. 9.7(а)). Однако среднюю энергию пучка можно увеличить, используя фильтры с более высоким атомным номером, чем у молибдена. Например, родий (атомный номер 45) имеет край поглощения К при 23 кэВ, что обеспечивает сильное ослабление как рентгеновских лучей выше этой энергии, так и лучей с существенно более низкой энергией. При использовании рентгеновской трубки с молибденовой мишенью и слегка увеличенным кВ получается спектр с повышенной проникающей способностью (уменьшенной дозой) по сравнению с комбинацией Мо/Мо. Спектр рентгеновских лучей Мо/Rh показан на рис. 9.7(б).

Дальнейшее улучшение характеристик изображения может быть достигнуто путем настройки эффективной спектральной энергии с помощью других материалов мишени в сочетании с соответствующими фильтрами К edge. Одним из примеров является использование рентгеновской трубки с родиевой мишенью. С этим материалом мишени используется родиевый фильтр толщиной 25-35 мкм. На рис. 9.7(в) показан спектр, полученный с помощью родиевой мишени и родиевого фильтра. Аналогично, особенно для цифровой маммографии, фильтрация спектров вольфрама по К-краю может быть использована с пользой, так как отсутствие выраженных пиков Кхарактеристик обеспечивает гибкость в формировании спектра с помощью фильтров, как показано на рис. 9.7(г). Обычно для формирования спектра вольфрама используются фильтры из алюминия, родия или серебра.

Для пленочной маммографии фиксированная характеристическая кривая пленки накладывает ограничения на подходящий диапазон энергии; контраст и шум ограничиваются допустимой дозой облучения молочной железы. При цифровой маммографии ограничения, накладываемые пленкой, снимаются, и градиент отображения изображения свободно регулируется на рабочей станции просмотра. Это дает возможность использовать пучки более высокой энергии для улучшения SNR на единицу дозы и потенциального снижения дозы. Например, если типичной методикой облучения средней молочной железы при пленочной маммографии с экраном может быть использование мишени Мо, фильтра Мо и напряжения 26 кВ, то при цифровой маммографии может использоваться либо комбинация Mo/Rh или Rh/Rh при напряжении 28 или 29 кВ, либо вольфрамовая мишень с фильтрацией Ag или Rh при аналогичном напряжении трубки.



9.3.2. Компрессия

Существует несколько причин для сильного (но не болезненного) сдавливания молочной железы во время маммографического исследования. Сдавливание приводит к тому, что различные ткани молочной железы расправляются, минимизируя наложение в разных плоскостях и тем самым улучшая видимость структур. Этот эффект может быть усилен тем, что различные ткани (жировая, фиброгландулярная и раковая) имеют разную эластичность, в результате чего различные ткани раздвигаются на разную величину, и потенциально рак становится легче увидеть.

Как и в других областях рентгенографии, рассеянное излучение контрастность маммограммы. Использование ухудшает компрессии уменьшает соотношение рассеянного и прямого излучения, достигающего рецептора изображения. На рис. 9.8 показано влияние толщины молочной железы на рассеянное излучение. Сжатие также уменьшает расстояние от любой плоскости в молочной железе до рецептора изображения и, таким образом, уменьшает геометрическую нерезкость. Сжатая молочная железа обеспечивает меньшее общее ослабление падающего пучка рентгеновских лучей, что позволяет снизить дозу облучения. Сжатая грудь также обеспечивает более равномерное ослабление по всему изображению. Это уменьшает диапазон экспозиции, который должен регистрироваться системой визуализации, а в пленочной маммографии позволяет использовать пленку с более высоким градиентом. Наконец, сжатие обеспечивает зажим,

который уменьшает анатомические движения во время экспозиции, тем самым уменьшая источник нерезкости изображения.

Важно, чтобы молочная железа сжималась как можно равномернее, а край компрессионной пластины на грудной стенке был прямым и совмещенным с фокусным пятном и рецептором изображения, чтобы максимально увеличить объем ткани молочной железы, попадающей в изображение (см. рис. 9.5). Механические свойства молочной железы нелинейны; после определенного уменьшения толщины применение дополнительного давления дает мало преимуществ с точки зрения улучшения качества изображения и только усиливает дискомфорт пациентки. Ряд производителей разработали специальные механизмы, позволяющие добиться лучшего сжатия одновременно минимизировать И риск чрезмерного сжатия.



Мо/Мо - 50% Железистая ткань

РИС. 9.8. Влияние толщины и диаметра груди рентгеновского поля на SPR при отсутствии антирассеивающей сетки.

9.3.3. Сетки

В отсутствие антирассеивающего устройства 37-50 % всего излучения, падающего на рецептор изображения, будет рассеиваться в молочной железе. Таким образом, как показано на рис. 9.8, отношение рассеянного излучения к первичному (SPR) будет составлять от 0,3 до 1,2 в зависимости от размера молочной железы. Помимо снижения контрастности, регистрация

рассеянного излучения уменьшает полезный динамический диапазон рецептора изображения и добавляет стохастический шум в изображение. Фактический SPR, регистрируемый на изображении, частично определяется материалом детектора; более низкая энергия и косое падение рассеянных рентгеновских лучей приводят к большему ослаблению, чем для первичных рентгеновских лучей (см. главу 6).

Обычно в маммографии используются сфокусированные линейные сетки с соотношением сторон сетки от 3,5:1 до 5:1. В современном маммографическом оборудовании решетка является неотъемлемой частью системы и во время экспозиции рентгеновских лучей перемещается для размытия изображения септ решетки, чтобы избежать отвлекающих артефактов на маммограмме. Важно, чтобы это движение было равномерным и с достаточной амплитудой, чтобы избежать неравномерности изображения, особенно при коротких экспозициях, когда молочная железа относительно прозрачна. По крайней мере, один производитель предлагает скрещенную сетку, состоящую из септ, идущих в ортогональных направлениях. Улучшенное рассеивание достигается при дозах, сравнимых с теми, которые требуются при использовании линейной сетки, поскольку материалом межпространственного пространства скрещенной сетки является воздух, а не твердое вещество. Чтобы избежать артефактов, необходимо очень точно перемещать скрещенную сетку для обеспечения равномерного размытия.

При использовании сетки SPR обычно уменьшается примерно в 5 раз, что в большинстве случаев приводит к значительному улучшению контрастности изображения (рис. 9.9(а)). Как обсуждалось в главе 6, для сохранения качества изображения при использовании сетки необходимо компенсировать потери потока рентгеновских лучей на рецепторе изображения, вызванные поглощением первичного излучения септами сетки и межпространственным материалом, а также устранением рассеяния сеткой. Это отражается в коэффициенте Баки, который может достигать 2-3 в маммографии (рис. 9.9(б)).

Обычно считается, что улучшение контрастности изображения в пленочной маммографии и SNR в цифровой маммографии оправдывает увеличение дозы облучения молочной железы. Между цифровой и пленочной маммографией существуют некоторые различия. В маммографии преимущество сетки очевидно для толстой груди; однако при цифровой маммографии маленькой или тонкой груди улучшение соотношения сигнал/шум (SNR) за счет уменьшения рассеивания может не оправдать увеличение дозы за счет использования сетки. Кроме того, при цифровой маммографии нет необходимости компенсировать удаление рассеянного излучения. Это позволяет снизить коэффициент Баки при цифровой визуализации и соответственно уменьшить дозу.



РИС. 9.9. Влияние использования сетки для экранной пленочной маммографии на (a) коэффициент улучшения контраста и (б) коэффициент Баки. Кривые показаны в зависимости от напряжения трубки для комбинации фильтров-мишеней Мо/Мо с эквивалентными фантомами молочной железы толщиной 4 см и 8 см.

9.3.4. AEC

Трудно оценить ослабление молочной железы путем визуального осмотра, поэтому современные маммографы оснащены системой AEC (см. разделы 5.4.3, 6.2.7 и 19.5.2). Для пленочной маммографии очень важно как для яркости, так и для контрастности изображения достичь целевой оптической плотности (OD) на изображении, в то время как для цифровой маммографии более полезно достичь целевого SNR или, предпочтительно, целевого SNR на изображении.

В пленочной маммографии и в цифровых системах на основе кассет датчик(и) излучения АЕС располагается(ются) за приемником изображения, чтобы не отбрасывать тень на изображение. Датчики измеряют поток рентгеновского излучения, проходящего через молочную железу и приемник изображения, и подают сигнал о прекращении экспозиции, когда приемник изображения получает заданное количество излучения. Расположение датчика регулируется таким образом, чтобы его можно было разместить за соответствующей областью груди для получения надлежащего облучения. Работа АЕС не должна зависеть от изменений в ослаблении молочной железы, напряжения трубки или настроек фильтра, а также от размера поля. современном оборудовании система АЕС обычно основана В на экспозиции микропроцессоре, поэтому во время можно вносить относительно сложные поправки на вышеуказанные эффекты и на нарушение закона взаимности пленки (см. раздел 7.3.5).

Проникновение через молочную железу зависит как от толщины, так и от ее состава. Если грудь толстая или плотная, возможно, что при относительно низком напряжении трубки потребуется очень длительное время экспозиции для достижения достаточного затемнения пленки или цифрового сигнала. Это приведет к высокой дозе облучения молочной железы и возможному размытию из-за анатомического движения, в то время как более проникающий луч позволяет использовать меньшую дозу, но с потерей контрастности изображения. Таким образом, многие маммографические системы AEC также включают автоматическое vправление напряжением трубки или комбинацией напряжения мишени/фильтра/трубки. Эти системы определяют толщину сжатой молочной железы и скорость передаваемой экспозиции и используют алгоритм для автоматического выбора мишени рентгеновских лучей и/или фильтра луча, а также напряжения трубки. Как правило, сначала проводится короткая (обычно < 100 мс) предварительная рентгеновская экспозиция. Записанный сигнал рентгеновского излучения и толщина молочной железы, измеренная по положению компрессионной пластины, используются для определения состава молочной железы и оптимальных условий экспозиции. Для обеспечения большей гибкости в систему могут быть включены несколько алгоритмов, выбираемых пользователем, которые позволяют выбирать коэффициент облучения в пользу более низкой дозы или более высокого качества изображения в зависимости от требований исследования. Во всех системах предусмотрены соответствующие ограничения, чтобы обеспечить соответствие работы оборудования действующим нормативным облучения и функциональным ограничениям ограничениям лозы рентгеновской трубки, генератора и приемника изображения. При определенных обстоятельствах эти требования могут привести к тому, что качество изображения окажется ниже оптимального.

Для цифровой маммографии типично использование концепции предварительной экспозиции, описанной выше, но в этом случае вместо измерения одним датчиком в цифровом детекторе создается целое изображение с низкой дозой облучения. Это изображение может быть проанализировано для определения общего SNR или минимального значения для набора небольших ($\sim 1 \text{ см}^2$) областей, представляющих интерес на изображении. Затем материал мишени, фильтр и напряжение трубки могут быть выбраны автоматически, чтобы попытаться обеспечить желаемое SNR при выполнении основной экспозиции.

Поскольку цифровые детекторы могут работать при различных уровнях входной дозы, можно оптимизировать визуализацию в соответствии с приоритетом SNR, наименьшей дозы или их комбинации. Разные производители решают эту задачу по-разному, и разработки в этой области продолжаются. Например, расположение краев молочной железы можно определить автоматически, чтобы алгоритм был чувствителен только к области изображения внутри молочной железы. Алгоритм можно «обучить», чтобы он автоматически определял критические области, которые будут доминировать при выборе параметров экспозиции. Для таких задач, как получение изображений груди с имплантатами, могут быть разработаны специальные режимы работы. И в этом случае такие системы должны быть ограничены нормами радиационного контроля.

9.3.5. Маммография с увеличением

Маммография с увеличением часто используется намеренно, чтобы улучшить диагностическое качество изображения. Это достигается за счет приподнятия молочной железы над приемником изображения, что уменьшает расстояние от фокуса до объекта и увеличивает расстояние от объекта до приемника изображения. Маммография с увеличением позволяет достичь трех ключевых преимуществ: (i) увеличение SNR, (ii) улучшение пространственного разрешения и (iii) эффективное отсеивание рассеянного излучения. Эти преимущества проиллюстрированы на рис. 9.10.



РИС. 9.10. Подозрительная область видна в нижнем аспекте маммограммы (слева). На увеличенном изображении этой области, полученном с помощью фокальной компрессии, видно явное образование (справа).

При увеличении структуры кажутся более крупными при проецировании на рецептор изображения, что увеличивает эффективную функцию передачи модуляции (МТF) рецептора по отношению к структурам в молочной железе (см. разделы 6.2.3 и 6.2.4). В пленочной маммографии предельное разрешение рецептора изображения уже достаточно высоко и

редко является ограничивающим фактором. Увеличение нерезкости фокусного пятна, возникающее в результате увеличения, даже при небольшом фокусном пятне, обычно нивелирует любое улучшение МТF приемника изображения. Основное преимущество увеличения заключается в увеличении размера проецируемых анатомических структур по сравнению с гранулярностью изображения, что улучшает SNR изображения. Это улучшение может быть ценным, особенно для визуализации мелких кальцификатов и спекуляций.

В цифровой маммографии, где шум зерен пленки устранен, но предельное пространственное разрешение детектора ниже, чем у приемника изображения на экране, преимущества увеличения могут быть иного характера. В этом случае увеличение проецируемого размера анатомических особенностей улучшает эффективное разрешение детектора, которое в некоторых случаях является ограничивающим фактором.

Пространственное разрешение увеличительной маммографии всегда ограничено размером фокусного пятна. Поэтому использование небольшого пятна для увеличительной визуализации (обычно номинальный размер 0,1 мм) имеет решающее значение. Потерю пространственного разрешения можно частично контролировать, используя минимально необходимое увеличение. Обычно используется увеличение от 1,5 до 1,8. При малом фокусном пятне ток рентгеновской трубки должен быть уменьшен, что приводит к увеличению времени экспозиции. В результате возрастает вероятность потери разрешения из-за движения анатомических структур. При увеличении изображения обычно применяется фокусное сжатие молочной железы (рис. 9.10, справа), что уменьшает толщину груди и, следовательно, время экспозиции.

При перемещении молочной железы ближе к источнику рентгеновских лучей при маммографии с увеличением доза облучения тканей молочной железы увеличивается по сравнению с контактной маммографией. Увеличенный воздушный зазор между молочной железой и приемником изображения обеспечивает некоторое рассеивание, поэтому при увеличении не используются антирассеивающие решетки. Это частично компенсирует увеличение дозы и времени экспозиции, возникающее из-за использования малого фокусного пятна.

9.4. РЕЦЕПТОРЫ ИЗОБРАЖЕНИЙ

9.4.1. Экранно-пленочная маммография

При пленочной маммографии используется флуоресцентный усиливающий экран высокого разрешения, который поглощает рентгеновские лучи И преобразует картину рентгеновских лучей, проходящих через молочную железу, в оптическое изображение (см. раздел с 7.3). Эти экраны используются вместе одноэмульсионной радиографической пленкой, заключенной в светонепроницаемую кассету. Пленка обычно выпускается двух размеров: $18 \text{ см} \times 24 \text{ см} \times 24 \text{ см} \times 30 \text{ см}$. Обычно используется пленка наименьшего размера, обеспечивающая полное рентгенографическое покрытие груди; это позволяет добиться оптимального расположения и компрессии груди. У женщин с большой грудью может потребоваться несколько пленок для получения полного изображения груди.



РИС. 9.11. Конфигурация приемника изображения маммографического экрана. Одноэмульсионная радиографическая пленка находится в тесном контакте с флуоресцентным экраном в светонепроницаемой кассете.

Экран и пленка расположены, как показано на рис. 9.11, таким образом, что рентгеновские лучи должны пройти через крышку кассеты и пленку, чтобы попасть на экран. Поглощение происходит по экспоненте, поэтому большая часть рентгеновских лучей поглощается и преобразуется в свет вблизи входной поверхности экрана. Боковое распространение света увеличивается с расстоянием, которое кванты света проходят через люминофор. Благодаря минимизации расстояния, которое свет должен пройти, прежде чем будет собран, такая геометрия уменьшает размытие изза бокового распространения, обеспечивая максимальное пространственное разрешение. Для дополнительной дискриминации световых квантов, проходящих по длинным косым путям, люминофорный материал экрана может быть обработан красителем, который поглощает большую часть этого света, что приводит к более четкому изображению.

Типичным люминофором, используемым для пленочной маммографии, является оксисульфид гадолиния (Gd₂O₂S:Tb). Хотя край поглощения К гадолиния имеет слишком высокую энергию, чтобы быть полезным в маммографии, материал люминофора плотный (7,44 г/см³), поэтому эффективность обнаружения (ODE) квантовая (доля падающих рентгеновских лучей, которая взаимодействует с экраном (см. разделы 7.2.1 и 7.3.2)) достаточно высока (приблизительно 60 % для типичной толщины экрана и спектра рентгеновских лучей), а флуоресценция К (потенциальный источник шума) исключена. Кроме того, эффективность преобразования (доля поглощенной энергии рентгеновских лучей, преобразованная в свет) превышает 10 %, что является высоким показателем для люминофора. Количество света, излучаемого флуоресцентным экраном, линейно зависит от общего количества энергии, вложенной рентгеновскими лучами в экран.

Эмульсия фотопленки для маммографии подбирается таким образом, чтобы быть чувствительной к спектру света, излучаемого конкретным люминофорным экраном, и к диапазону флюенса рентгеновских лучей, выходящих из молочной железы. Поэтому важно изучить общие характеристики комбинации экрана и пленки, а не отдельных компонентов.

При маммографии сжатие молочной железы уменьшает общий диапазон флюенса рентгеновских лучей, выходящих из молочной железы, по сравнению с молочной железой, которая сжата неравномерно. Это позволяет использовать пленки с высоким градиентом для усиления контраста между тонко различающимися структурами мягких тканей (рис. 9.12(а)). Кроме того, маммографическая пленка имеет высокий максимальный OD (D_{max})(4,0-4,8 OD), чтобы максимизировать широту экспозиции, на которой существует высокий градиент (рис. 9.12(б)). Это особенно важно вблизи периферии молочной железы, где ее толщина быстро уменьшается. Тем не менее некоторые участки маммограммы будут недоэкспонированы или переэкспонированы, т. е. отображены с неоптимальным контрастом.

Маммографическая пленка обрабатывается в автоматическом процессоре, аналогичном тому, который используется для обычных рентгенографических пленок. Важно, чтобы температура проявки, время и скорость пополнения химического состава проявителя были совместимы с типом используемой эмульсии пленки и были рассчитаны на поддержание хорошего контраста пленки. Для обеспечения оптимальной работы маммографа необходим ежедневный контроль качества.



РИС. 9.12. Характеристическая кривая пленочной эмульсии, используемой для маммографии.

Существует несколько технических факторов, связанных с пленочной маммографией, которые ограничивают возможность отображения самых тонких или едва уловимых деталей и получения изображений с наиболее эффективным использованием излучения для пациента. В пленочной маммографии пленка должна выполнять функции детектора для получения изображения, а также устройства хранения и отображения. Сигмоидальная форма характеристической кривой приводит к ограниченной широте рентгеновских лучей, диапазону экспозиций в котором градиент отображения пленки является значительным. Если опухоль расположена в области молочной железы, которая либо более светлая, либо более непрозрачная, то контраст, отображаемый рентгенологом, может быть недостаточным из-за ограниченного градиента пленки. Это особенно актуально для пациенток, чья грудь содержит большое количество фиброгландулярной ткани, так называемая «плотная грудь».

Еще одним ограничением пленочной маммографии является эффект фиксированного шума из-за зернистости люминофорного экрана и пленочной эмульсии, используемой для записи изображения. Это ухудшает различимость микрокальцификаций и других мелких структур в молочной железе. Наконец, пленочная маммография страдает от компромиссов между пространственным разрешением и эффективностью квантового обнаружения, которые присущи рецептору пленочного изображения.

9.4.2. Цифровая маммография

Цифровая маммография, появившаяся в продаже в 2000 году, способна преодолеть многие технические ограничения пленочной маммографии. При цифровой маммографии получение, обработка, отображение и хранение изображения осуществляются независимо друг от друга, что позволяет оптимизировать каждый из них. Получение изображения осуществляется с малошумящих рентгеновских детекторов помошью с широким динамическим диапазоном. Поскольку изображение хранится в цифровом виде, его можно выводить на экран с контрастом, который не зависит от свойств детектора и определяется требованиями конкретной задачи визуализации. Любые методы обработки изображения, начиная от простого повышения контрастности и заканчивая модификацией гистограммы и фильтрацией пространственных частот, могут быть удобно применены перед выводом изображения на экран.

Проблемы, связанные с созданием цифровой маммографической системы с улучшенными характеристиками, в основном касаются детектора рентгеновских лучей и устройства отображения. Детектор должен обладать следующими характеристиками:

- Эффективное поглощение пучка падающего излучения;
- Линейный или логарифмический отклик в широком диапазоне интенсивности падающего излучения;
- Низкий уровень собственного шума и практически полное отсутствие шума фиксированной диаграммы направленности, чтобы обеспечить ограничение рентгеновского квантового шума в изображениях;
- Предельное пространственное разрешение порядка 5-10 циклов/мм (дискретизация 50-100 мкм);
- Возможность размещения поля размером не менее 18 см × 24 см и предпочтительно 24 см × 30 см;
- Возможность получения изображения непосредственно рядом с грудной стенкой;
- приемлемое время визуализации и тепловая нагрузка на рентгеновскую трубку (например, в детекторах, которые необходимо просканировать для получения изображения всей молочной железы).

При разработке детекторов использовались два основных подхода зональные и сканирующие детекторы. В первом случае все изображение получается одновременно, а во втором - только часть изображения за один раз, а полное изображение получается путем сканирования рентгеновского луча и детектора (детекторов) по груди. Зональные детекторы обеспечивают быстрое получение изображения и могут использоваться с обычными рентгеновскими аппаратами, оснащенными решеткой для уменьшения рассеивания. По сравнению с этим сканирующие системы имеют большее время получения изображения и более сложны механически, но используют относительно простые детекторы и имеют превосходное внутреннее рассеяние.

В цифровых маммографических системах полного поля, т. е. способных визуализировать всю молочную железу, используются различные технологии детекторов (см. также раздел 7.4.3). В одном из подходов детектор состоит из панели на тонкопленочных транзисторах из аморфного кремния, содержащей прямоугольную матрицу из 2000-3000 столбцов на 3000-4000 детекторных (делей). Каждый строк элементов дель соединен тонкопленочным транзисторным переключателем с электрическими линиями, проходящими вдоль каждой строки и столбца (см. раздел 7.4.3). Эта матрица покрыта люминофором или фотопроводниковым детектором рентгеновских лучей.

В так называемых «непрямых» детекторах каждый дель включает в себя светочувствительный фотодиод, так тонкопленочный как и транзисторный переключатель. Массив покрыт слоем люминофора, обычно изготовленного из таллия, активированного CsI. Рентгеновские лучи, проходящие через молочную железу, поглощаются люминофором, а полученный свет преобразуется в фотодиоде в заряд, который накапливается на его емкости. После экспозиции рентгеновских лучей сигналы считывания, последовательно передаваемые по линиям для каждой строки, активируют соответствующие переключатели, и заряд передается по столбцам на усилители и мультиплексоры считывания, а затем оцифровывается для формирования изображения. Такая система считывания позволяет считывать сигналы со всех матриц за доли секунды. Игольчатые кристаллы люминофора CsI (см. также рис. 8.2) ведут себя подобно волоконной оптике, проводя свет к фотодиодам с меньшим поперечным разбросом, чем в случае гранулированных люминофоров. Это позволяет увеличить толщину люминофора по сравнению с гранулированным люминофором, чтобы улучшить QDE детектора без чрезмерной потери пространственного разрешения.

Вторая система использует аналогичную стратегию считывания, но заменяет люминофор на поглотитель рентгеновских лучей, состоящий из аморфного селена, который является фотопроводником. В этом так называемом «прямом» детекторе энергия поглощенных рентгеновских лучей приводит к освобождению пар электрон-дырка в селене. Заряженные

269

частицы притягиваются к противоположным сторонам детектора внешним электрическим полем. Для сбора сигнала используется массив электродных площадок (а не фотодиодов), образующих дель. В отличие от детекторов на основе люминофора, электрическое поле может быть настроено таким образом, чтобы собирать заряд с минимальным боковым разбросом. Это позволяет использовать относительно толстый детектор для достижения превосходного QDE без существенного снижения разрешения при близком к нормальному падении. Другие материалы, в которых энергия рентгеновских лучей напрямую преобразуется в заряд, находятся в стадии разработки и включают в себя йодид свинца, теллурид цинка-кадмия и бромид таллия. Использование материалов с более высоким атомным номером позволит уменьшить толщину преобразователя рентгеновских лучей. Это уменьшит ухудшение MTF, вызванное косым падением рентгеновских лучей.

В другой технологии, используемой для цифровой маммографии, применяется пластина из фотостимулируемого люминофорного материала, помещенная в светонепроницаемую кассету, более подробно описанную в разделе 7.4.2. При облучении рентгеновскими лучами электроны в кристаллическом возбуждаются материале затем захватываются И ловушками в люминофоре. Количество захваченных электронов пропорционально количеству энергии рентгеновских лучей, поглощенных в определенном месте детектора. После экспозиции пластина помещается в считывающее устройство и сканируется красным лучом гелий-неонового лазера.

Энергия лазерного излучения стимулирует ловушки к высвобождению электронов. Переход этих электронов через энергетические уровни в кристалле люминофора приводит к образованию синего света. Свет собирается эффективной оптической системой, измеряется фотоэлектронным умножителем, а сигнал оцифровывается. Соотнеся время измерения сигнала с положением сканирующего лазерного луча, сигнал можно отнести к определенному пикселю на изображении. Разрешение изображения определяется размером сканирующего лазерного луча, рассеянием света считывающего лазера на люминофоре и расстоянием между измерениями образца.

Маммографические фотостимулируемые люминофорные системы отличаются от общих рентгенографических фотостимулируемых люминофорных систем в нескольких ключевых областях. В целом, маммографическая фотостимулируемая люминофорная система рассчитана на более высокое пространственное разрешение, поэтому в ней используется более тонкий люминофорный материал и сканирование осуществляется с более мелким шагом выборки (обычно 50 мкм). В результате на один пиксель

270

приходится меньше сигнала. Чтобы преодолеть это ограничение, были разработаны различные инновации для улучшения связи света и снижения шума считывания, включая использование двухстороннего считывания люминофорных пластин и игольчатых люминофоров, которые позволяют использовать более толстые детекторы с превосходным QDE.

Рассмотренные до сих пор детекторные получают системы изображение путем интегрирования сигнала от множества квантов рентгеновских лучей, поглощенных детектором, и оцифровки этого сигнала. Шум изображения в этих системах зависит как от пуассоновских флуктуаций квантов рентгеновских лучей, связанных с поглощением рентгеновских лучей, так и от дополнительных источников шума, связанных с производством преобразованного электронного сигнала. Как обсуждалось в главе 7, эти источники шума могут возникать из-за флуктуации количества света, производимого люминофором в ответ на поглощение рентгеновских лучей определенной энергии, или из-за самого спектра рентгеновских лучей (при взаимодействии квантов рентгеновских лучей разных энергий с материалом детектора производится разное количество сигнала).

В качестве альтернативы можно также подсчитывать количество взаимодействующих квантов напрямую, избегая тем самым этих дополнительных источников шума. Как правило, детекторы квантового счета представляют собой многолинейные устройства, использующие геометрию, в которой пучок рентгеновских лучей коллимируется в щелевой или многощелевой формат и сканируется по груди для получения изображения. Детектор может быть основан либо на твердотельном подходе, когда пары электрон-дырка образуются в материале, таком как кристаллический кремний, либо в газе под давлением, когда сигнал поступает в виде ионов, образующихся в газе. В любом случае сбор сигнала заряда и соответствующее усиление создают импульс для каждого взаимодействующего кванта рентгеновских лучей, и эти импульсы просто подсчитываются для создания сигнала. Дополнительной особенностью этих детекторов является то, что, поскольку пучок коллимируется для облучения только части груди за один раз, SPR уменьшается без необходимости использования сетки, и это повышает эффективность дозы системы.

9.5. ОТОБРАЖЕНИЕ МАММОГРАММ

9.5.1. Отображение пленочных маммограмм

Для того чтобы визуализировать как можно больше информации, зафиксированной на маммограмме, необходимо, чтобы условия просмотра были оптимальными. Интерпретация маммограмм должна проводиться в условиях, обеспечивающих хорошую видимость и комфорт и вызывающих минимальное **утомление**. Лля пленки предлагаются системы трансиллюминации, спениально разработанные лля созлания соответствующих уровней яркости для чтения маммограмм. Поверхность осветителя должна давать рассеянный свет равномерной яркости. Уровень яркости лолжен быть достаточным для освещения областей, чтобы представляющих интерес на маммограмме. Рекомендуется, осветители для пленочных маммограмм были способны создавать яркость не менее 3000 кл/м².

Контрастная чувствительность глаза (способность различать небольшие различия в яркости) наиболее высока, когда окружающее пространство имеет примерно такую же яркость, как и интересующая вас область. Поэтому, чтобы увидеть детали на маммограмме, важно свести к минимуму блики, избежать отражений от поверхностей и снизить уровень окружающего света примерно до того, который попадает в глаз через маммограмму. Блики и отражения можно уменьшить, расположив осветители вдали от яркого окружения, например, окон, выключив окружающие смотровые окна, когда они не используются, и используя маски для закрытия неиспользуемых частей смотрового окна или для закрытия областей с низкой плотностью на исследуемой маммограмме.

В смотровой комнате предпочтительно приглушенное освещение. Также важно иметь источник света с переменной яркостью и высокой мощностью (с соответствующими масками) для просмотра участков с высокой ОП на пленочной маммограмме, а также для обеспечения правильного экспонирования и обработки пленки.

9.5.2. Отображение цифровых маммограмм

Система отображения играет важную роль в влиянии на общую производительность цифрового маммографа как с точки зрения удобства интерпретации изображений, так и с точки зрения качества изображения, представляемого радиологу. Хотя некоторые рентгенологи используют для интерпретации «твердые копии» (пленки с лазерной печатью), гибкость настройки яркости и контрастности изображения в цифровой маммографии лучше всего реализуется при просмотре изображений на компьютерном дисплее с использованием катодно-лучевой трубки или плоскопанельного монитора. Такое отображение часто называют «мягкой копией».

Дисплей должен иметь соответствующее количество высококачественных мониторов (обычно рекомендуется два 5мегапиксельных монитора), чтобы обеспечить просмотр как можно большей части маммограммы при требуемом уровне разрешения. Цифровые маммограммы обычно содержат больше пикселей, чем может быть отображено за один раз на устройстве мягкого копирования. Монитор с разрешением 5 мегапикселей способен отобразить только одну маммограмму с полным разрешением примерно 2000 × 2500 пикселей размером 100 мкм. Более крупные изображения должны быть перемасштабированы для временного уменьшения размера изображения, чтобы можно было просмотреть всю маммограмму. Затем можно использовать операции масштабирования и прокрутки, чтобы рассмотреть интересующие области изображения с полным пространственным разрешением.

Системы отображения на бумажных носителях производят распечатку цифрового изображения на прозрачной пленке, чувствительной к лазерному излучению. Яркость и контрастность изображения обычно регулируются рентгенологом перед распечаткой изображения с помощью органов управления, расположенных на рабочей станции получения. Недостаток печатных изображений заключается в том, что радиолог не может контролировать операции по обработке изображения во время просмотра. Поэтому настоятельно рекомендуется выводить изображения для интерпретации на высококачественное устройство мягкой копии.

Существуют лазерные принтеры, работающие как в мокром, так и в сухом режимах, которые позволяют получать изображения грудной клетки одинакового качества. Пространственная дискретизация (разрешение) лазерных принтеров должна, по крайней мере, соответствовать размеру дель, поэтому печатающее устройство не должно быть ограничивающим фактором. Использование слишком низкого разрешения для печати приводит к получению печатных пленок с грубыми пикселями или слишком увеличенного изображения молочной железы. Большинство имеющихся в продаже принтеров для цифровой маммографии имеют два размера пикселей, 100 мкм и 50 мкм или меньше (около 600 dpi), с глубиной разрядности пикселей 12 или 14 бит, и могут печатать на прозрачной пленке одного или нескольких размеров (обычно 18 см × 24 см или 24 см × 30 см).

Как правило, прозрачные лазерные пленки не обладают такой же максимальной разрешающей способностью, как маммографическая пленка. Динамический диапазон лазерных пленок варьируется от примерно 0,2 ОD до примерно 3,2 OD, в зависимости от типа пленки. Рекомендуется, чтобы характеристическая кривая лазерного принтера соответствовала стандартной функции отображения градаций серого (GSDF) для цифровой визуализации и коммуникаций в медицине (DICOM) (см. главу 16).

9.5.2.1. Обработка изображений цифровых маммограмм

В дополнение к операциям изменения размера, масштабирования и прокрутки, для улучшения представления информации на цифровых маммограммах можно использовать несколько других типов обработки изображений. Общие этапы обработки изображений включают: (i) сегментация молочной железы от фона (воздуха), чтобы при инверсии таблицы поиска серых оттенков воздух не отображался как белый; (ii) периферийное улучшение для подавления эффекта изменения толщины вблизи краев молочной железы; (iii) восстановление или улучшение разрешения изображения для повышения заметности клинических признаков рака молочной железы, (iv) манипуляции с таблицей поиска, позволяющие регулировать яркость и контрастность отображаемого изображения в соответствии с характеристиками человеческого глаза, и (v) подавление шума для повышения относительной заметности небольших кальцификатов, обнаруженных в молочной железе. Методы обработки изображений более подробно рассматриваются в главе 17.

9.6. ТОМОСИНТЕЗ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

Цифровая маммография продемонстрировала равную или повышенную (для женщин с плотной грудью) точность по сравнению с пленочной маммографией. Тем не менее, ни чувствительность (вероятность обнаружения рака при его наличии), ни специфичность (вероятность отрицательного результата при отсутствии рака) не достигают 100%. Одной из причин этого является маскирующий эффект наложения тканей, который неизбежно возникает при проекционной рентгенографии. Этот маскирующий эффект можно уменьшить или избежать, используя методы трехмерной рентгеновской визуализации. Принципы томосинтеза рассматриваются в главе 10, а компьютерной томографии (КТ) - в главе 11. Для обеих этих методик были разработаны специализированные системы визуализации молочной железы. Обе системы позволяют получать реконструированные планарные изображения участков молочной железы.

Изображения при томосинтезе получают на модифицированной цифровой маммографической системе, где рука, поддерживающая рентгеновскую трубку, поворачивается вокруг одной точки, а сжимаемая молочная железа остается неподвижной. Детектор также может поворачиваться, в зависимости от конструкции системы. Обычно получают небольшое количество (9-25) проекционных изображений с низкой дозой облучения в ограниченном диапазоне углов (от $\pm 7^{\circ}$ до $\pm 30^{\circ}$) относительно нормали к желаемой плоскости изображения.

Спектры рентгеновских лучей, используемые в томосинтезе, обычно имеют более высокую энергию, чем те, которые используются в цифровой маммографии (например, спектр W/Al, показанный на рис. 9.7). Рентгеновская трубка может перемещаться непрерывно или дискретно («шаг и выстрел»); таким образом, при томосинтезе используются короткие импульсы рентгеновских лучей с большим током трубки. Как и при маммографии, общее время получения изображения должно быть сведено к минимуму, чтобы избежать ухудшения качества изображения из-за движения пациента.

Плоские изображения поперечного сечения восстанавливаются из проекций с помощью обратной проекции с фильтрацией или итерационного алгоритма 11). реконструкции (см. главу Следует отметить, что пространственное разрешение томосинтеза является анизотропным; томосинтез обеспечивает самое высокое разрешение в плоскости и относительно слабое разрешение между плоскостями. В результате реконструированные воксели, как правило, неизотропны, размер пикселя примерно равен размеру деля, а расстояние между реконструированными срезами обычно составляет 1 мм. Из-за ограниченного диапазона углов съемки проекционные данные для томосинтеза не образуют полного набора, поэтому реконструированное изображение не является истинным 3-D представлением анатомии молочной железы. Это приводит к появлению артефактов, которые наблюдаются на изображениях.

9.7. КТ МОЛОЧНОЙ ЖЕЛЕЗЫ

КТ позволяет получать истинные томографические изображения, в которых воксели достаточно точно отражают коэффициенты ослабления рентгеновских лучей в тканях молочной железы. В разработанных системах КТ молочной железы используется геометрия конусного пучка и плоскопанельный детектор рентгеновских лучей. Поэтому данные для всех срезов КТ получаются одновременно. Это обеспечивает быстрое получение изображений, но приводит к тому, что SPR значительно выше, чем при КТ одного среза, особенно если не используется сетка. Воксели, как правило, изотропны, но размеры пикселей в плоскости томографического среза значительно больше, чем при цифровой маммографии или томосинтезе. Современные конструкции систем предусматривают наличие специального стола для визуализации на наклонной плоскости, что создает трудности при визуализации тканей, прилегающих к грудной стенке. Из-за большого количества проекций изображения обычно получают при гораздо более высоком напряжении трубки (50-80 кВ), чем при маммографии (~30 кВ), чтобы поддерживать дозы на приемлемом уровне. Тем не менее, очень низкая доза на проекцию может привести к получению шумных изображений. Желательной особенностью КТ молочных желез является то, что она может выполняться без необходимости сжимать молочные железы.

9.8. КОМПЬЮТЕРНАЯ ДИАГНОСТИКА

Цель компьютерной диагностики (CAD) - помочь радиологам в выявлении рака молочной железы, в основном при скрининговой маммографии. CAD может стать экономически эффективной альтернативой независимому двойному чтению двумя радиологами, поскольку алгоритм САПР может использоваться для имитации работы второго радиолога. Было доказано, что двойное чтение повышает частоту выявления рака, но оно не практикуется повсеместно из-за затрат и логистики. Таким образом, CAD способна снизить частоту пропусков рака, уменьшить вариабельность между радиологами, улучшить согласованность работы одного радиолога и сделать работу радиологов более продуктивной.

Большинство схем CAD разработаны с использованием парадигмы, показанной на рис. 9.13. В качестве исходного материала для САД используется цифровая маммограмма. Она может быть получена из цифровой маммографической системы полного поля или из данных, полученных путем оцифровки пленочной маммограммы с экрана. Первым шагом является предварительная обработка изображения, чтобы отделить область молочной железы от немолочной области и использовать обработку изображения для выделения поражений или определенных особенностей поражений. Например, можно использовать пространственные фильтры, чтобы сделать микрокальцификаты более заметными, или специализированные нелинейные фильтры, чтобы выделить спикуляции, связанные со злокачественными образованиями.

предварительной обработки изображения После выявляются потенциальные очаги поражения. Самым простым способом является «пороговое» выделение области, содержащей поражение (см. главу 17), микрокальцификаты и образования выглядят ярче, поскольку чем окружающий фон. После того как потенциальные очаги поражения выявлены, их сегментируют на изображении с помощью различных методик (см. главу 17). Поскольку границы образований часто нечеткие или частично скрыты нормальными тканями молочной железы, градиентные методы в таких ситуациях оказываются более эффективными, чем методы, основанные на уровне серого.



РИС. 9.13. Концептуальный план системы автоматизированного проектирования.

Чтобы уменьшить количество ложных обнаружений, из изображения извлекается множество признаков сегментированных обнаружений. Большинство признаков относятся к одной из трех категорий: основанные на интенсивности, основанные на морфологии и основанные на текстуре. Эти признаки могут быть извлечены из полутонового изображения или из изображения после его математического преобразования. Подмножество этих признаков выбирается для дальнейшего анализа.

После выбора окончательного набора признаков их объединяют с помощью статистического классификатора, чтобы отличить реальные поражения от ложных обнаружений. Можно использовать множество различных типов классификаторов, таких как векторная машина поддержки, искусственные нейронные сети, *k* ближайших соседей и деревья решений. Большинство классификаторов имеют сопоставимые характеристики, и в настоящее время активно ведутся исследования новых классификаторов.

Алгоритмы CAD должны быть «обучены» на наборе маммограмм, для которых «истина» (т. е. наличие или отсутствие рака) известна по результатам биопсии или последующего наблюдения за пациентом. Истинные данные также необходимы для оценки эффективности алгоритма CAD. При обучении и оценке классификатора необходимо соблюдать осторожность, чтобы избежать предвзятости и уменьшить разброс измеряемых показателей. Чтобы избежать положительного смещения, случаи, использованные для обучения классификатора, не используются для его тестирования. Увеличение числа обучающих примеров может улучшить

работу классификатора и уменьшить дисперсию измеренных показателей.

Результаты работы алгоритма САПР передаются радиологу в виде изображения с аннотацией, на котором отображаются компьютерные обнаружения. В системах автоматизированного проектирования на основе экранной пленки версия изображения с низким разрешением либо распечатывается на бумаге, либо выводится на монитор. Расположение обнаруженных компьютером образований И сгруппированных кальцификатов отображается с помощью различных символов для разных поражений. В цифровых маммографических системах результаты САПР могут быть аннотированы непосредственно на рабочей станнии рентгенолога.

В более современных исследованиях в области CAD рассматривается сочетание информации с нескольких изображений, либо с разных видов одного исследования, либо с одного и того же вида предыдущего исследования. Такой подход более точно имитирует чтение рентгенологом снимка и может повысить производительность схемы CAD. Другие методы САПР объединяют информацию с одного или нескольких изображений с клиническими результатами, поскольку эти данные также доступны и могут повлиять на решения, принимаемые врачами. САD может стать особенно ценной при трехмерной визуализации молочной железы, когда объем данных изображений, которые необходимо учитывать, значительно возрастает. Здесь CAD может быть полезна автоматического обнаружения лля микрокальцификаций в большом наборе изображений, позволяя радиологу сосредоточить внимание на более сложных задачах интерпретации.

9.9. СИСТЕМЫ ДЛЯ СТЕРЕОТАКСИЧЕСКОЙ БИОПСИИ

В маммографических центрах, выполняющих диагностические процедуры, цифровые системы используются для часто наведения стереотаксической игольчатой биопсии молочной железы. Стереотаксические процедуры используются лля исследования подозрительных маммографических или клинических находок без необходимости проведения хирургической (эксцизионной) биопсии, что приводит к снижению риска, дискомфорта и стоимости для пациента. При стереотаксической биопсии портал маммографического аппарата изменяется таким образом, чтобы можно было получать угловые изображения молочной железы (обычно под углом $\pm 15^{\circ}$ от нормального положения) (рис. 9.14). На основании измерений, полученных с помощью этих изображений, определяется трехмерное расположение подозрительного поражения, и игла, оснащенная подпружиненным режущим устройством, может быть точно помещена в молочную железу для получения образцов ткани. В этих
системах могут использоваться цифровые детекторы малого формата (5 см × 5 см) или полнопольные детекторы. Приемник изображения может располагаться либо в обычной маммографической установке, либо под специальным столом, на котором пациентка лежит на столе в положении лежа, а молочная железа выводится через отверстие в столе в зону визуализации.



РИС. 9.14. Показана геометрия стереотаксической биопсии молочной железы. Рентгеновская трубка поворачивается вокруг молочной железы, чтобы получить два вида. Глубина объекта Z может быть определена по боковому смещению (X), наблюдаемому между двумя видами.

9.10. ДОЗА ИЗЛУЧЕНИЯ

При маммографии используются три дозиметрические величины: (i) керма падающего воздуха (IAK) (K_i), (ii) керма воздуха входной поверхности (K_e) и (iii) средняя доза облучения железистой ткани молочной железы, известная как средняя доза облучения железы ("mean glandular dose" - средняя доза железы - MGD). MGD - это основная величина, представляющая интерес в связи с риском развития рака, индуцированного радиацией, при визуализации молочной железы.

Подробности расчета MGD приведены в разделе 22.5.3.2. MGD рассчитывается с использованием коэффициентов, полученных экспериментально или с помощью расчетов переноса излучения методом

Монте-Карло, которые преобразуют IAK ("Incident air kerma" - воздушная керма) в дозу в груди определенного состава и размера. Эти коэффициенты пересчета приведены в различных публикациях, в том числе в серии технических докладов МАГАТЭ № 457 [9.1].

Коэффициент преобразования MGD увеличивается с ростом средней энергии спектра рентгеновских лучей. Для получения изображения надлежащего качества каждому рецептору изображения требуется определенное количество энергии рентгеновских лучей, которая должна быть передана молочной железой и поглощена рецептором. Как показано на рис. 9.2, ослабление молочной железы уменьшается с увеличением энергии, поэтому IAK, необходимый для получения определенной поглощенной энергии в рецепторе, уменьшается соответственно. При увеличении энергии требуемый IAK падает быстрее, чем увеличивается коэффициент преобразования, так что в итоге MGD падает с увеличением энергии.

Дозы не обязательно одинаковы для всех типов пленочных или цифровых маммографических систем, особенно для последних, где технологии различаются довольно сильно. В рамках программы скрининга молочной железы в провинции Онтарио (Канада) в 2009 и 2010 годах при стандартных измерениях с использованием фантомов было установлено, что доза облучения каждой молочной железы при стандартном обследовании в двух ракурсах составляет 3,2, 2,72 и 2,36 мГр для пленочной маммографии, фотостимулируемыми цифровой маммографии с люминофорными кассетами (CR) и цифровой маммографии с пленчатыми детекторами (DR), соответственно. В этом исследовании система, использующая детектор со счетом фотонов, дала дозу облучения, составляющую всего 41 % от той, которая в среднем требуется для визуализации с использованием технологии экранной пленки.

Доза облучения при маммографии также зависит от размера и состава молочной железы, а также от выбранных настроек экспозиции. При пленочной маммографии, когда целью является поддержание целевого значения OD на пленке, IAK будет увеличиваться по мере увеличения толщины молочной железы и доли фиброгландулярной ткани (часто называемой плотностью). Это приведет к соответствующему увеличению MGD. Увеличение энергии пучка (напряжение трубки, выбор материала мишени, фильтр пучка) позволит частично снизить увеличение дозы. Однако контрастность изображения будет снижена, и в определенный момент это станет неприемлемым.

При цифровой маммографии целью является достижение целевого SNR на детекторе. При этом доза облучения будет увеличиваться с толщиной и плотностью молочной железы. Однако в цифровой системе, где контрастность можно регулировать во время отображения изображения,

приемлемый компромисс может быть достигнут при более высокой энергии, чем при использовании пленки на экране. Это дает преимущество в виде большего относительного снижения дозы по сравнению с пленкой для больших и/или плотных молочных желез. На рис. 9.15 показано влияние толщины молочной железы на требуемую дозу, рассчитанную с помощью теоретической модели. Здесь на детекторе достигается постоянный SNR. Это требует увеличения дозы при толстой груди и низких энергиях, когда грудь более непрозрачна для рентгеновских лучей, а также при более высоких энергиях, когда разница сигналов или контрастность становятся меньше.

Однако, как уже отмечалось ранее, увеличение с ростом энергии меньше, чем требуется для пленочной маммографии.



РИС. 9.15. Расчетная доза, необходимая для достижения фиксированного SNR на детекторе для толщины груди 2-8 см. Эти дозы несколько занижены, поскольку не учитывалось влияние рассеянного излучения на контраст и шум, а также потому, что пучок предполагается моноэнергетическим.

Существует риск возникновения рака, связанный с дозами радиации, получаемыми при маммографии. Поэтому важно понимать величину риска, связанного с дозой излучения, получаемой при маммографии. В отчете «Биологические эффекты ионизирующего излучения» (BEIR) VII критически рассмотрены данные о дозах и повышенной заболеваемости раком, полученные в нескольких исследуемых группах, что позволило разработать модель радиационного риска для рака молочной железы [9.2]. В отчете представлена единая модель для всех солидных опухолей, основанная на работе Престона и др [9.3]. Для маммографии эта модель предсказывает избыточный абсолютный риск (EAR) индукции рака как:

$$EAR = 10^{-3} e^{-0.05(A_x - 25)} \times \left(\frac{A}{50}\right)^{3,5}$$
(9.1)

для женщин в возрасте, А, меньше или равном 50 и:

$$EAR = 10^{-3} e^{-0.05(A_{\chi} - 25)} \times \left(\frac{A}{50}\right)$$
(9.2)

для женщин в возрасте старше 50 лет. Здесь EAR – это риск радиационной индукции рака, который «всплывет» в течение 1 года у женщины в возрасте A, на Гр дозы, полученной на грудь в более раннем возрасте A_x , когда произошло облучение. Например, риск для женщины в возрасте 60 лет от дозы облучения груди в 0,0024 Гр, полученной ранее при маммографии в возрасте 45 лет, прогнозируется как $1,06 \times 10^{-6}$. Обратите внимание, что в этой модели риск линейно связан с полученной дозой и уменьшается с возрастом облучения. В этой модели не предусмотрено явного учета задержки. Однако прогнозируемый риск увеличивается с возрастом после облучения, причем после 50 лет темпы роста замедляются.

При правильной интеграции эта модель может быть полезна для прогнозирования пожизненного риска после одного маммографического обследования или после нескольких облучений в разном возрасте, как это происходит при периодическом скрининге. Например, при скрининге, состоящем из ежегодных маммографических обследований в возрасте от 40 до 55 лет и последующих обследований раз в два года до 74 лет (т.е. 25 обследований) с дозой 2,4 мГр на обе груди, предполагается, что у 100 000 женщин возникнет 56 раковых заболеваний, вызванных радиацией, что приведет к 6,9 смертям и потере 88,5 женских лет жизни. Для этого расчета применялась десятилетняя латентность, т.е. EAR = 0 для A < Ax + 10. Для этой женщины раннее выявление путем скрининга спасет 500 жизней или 10 670 женских лет, что дает соотношение пользы и риска 72,5 (в жизнях) или 120,6 (в женских годах). Если бы такая же точность диагностики была достигнута при снижении дозы облучения, соотношение пользы и риска было бы еще выше.

ССЫЛКИ

- [9.1] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [9.2] NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, National Academies Press, Washington, DC (2006).
- [9.3] PRESTON, D.L., et al., Radiation effects on breast cancer risk: A pooled analysis of eight cohorts, Radiat. Res. 158 2 (2002) 2203–2205.

БИБЛИОГРАФИЯ

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Mammography Quality Control Manual, American College of Radiology, Reston, VA (1999).

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Stereotactic Breast Biopsy Quality Control Manual, American College of Radiology, Reston, VA (1999). BICK, U., DIEKMANN, F., Digital Mammography, Springer, Heidelberg (2010).

EUROPEAN COMMISSION, European Guideline for Quality Assurance in Mammography Screening, Rep. V4.0, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg (2006).

INTERNATIONAL AGENCY FOR RESEARCH ON CANCER, GLOBOCAN 2008 — Cancer Incidence and Mortality Worldwide in 2008, IARS, Lyon, http://globocan.iarc.fr (accessed on 23 August 2012).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Series No. 2, IAEA, Vienna (2009).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Digital Mammography, IAEA Human Health Series No. 17, IAEA, Vienna (2011).

INTERNATIONALCOMMISSION ON RADIATION UNITSAND MEASUREMENTS, ICRU Rep. 82, Mammography – Assessment of Image Quality, J. ICRU 9 2 (2009).

Глава 10

СПЕЦИАЛЬНЫЕ ТЕМЫ В РЕНТГЕНОГРАФИИ

И.Д. Маклин

Международное агентство по атомной энергии

ДЖ. А. ШЕФЕРД Калифорнийский университет в Сан-Франциско, Сан-Франциско, Соединенные Штаты Америки

10.1. ВВЕДЕНИЕ

Ло сих пор в этом руководстве описывалось использование рентгеновских лучей формирования двухмерных для медицинских изображений трехмерного пациента. Этот процесс уменьшения информации о пациенте на одно измерение приводит к получению изображения наложенных друг на друга тканей, где важная информация может быть затушевана. Глава 11 начинает раздел книги, посвященный созданию медицинских изображений с помощью компьютерной поперечных томографии (КТ), ультразвука и магнитно-резонансной томографии (МРТ). В этой главе описывается ряд специальных рентгеновских методов визуализации и связанных с ними техник, а также формируется переход между проекционной и поперечной визуализацией.

Первая из этих специальных тем – дентальная рентгенография, которая характеризуется разнообразием технологий И инноваций. Обычная внутриротовая рентгенограмма одного зуба не претерпела существенных изменений со времен Рентгена и сегодня, наряду с простой рентгенограммой клетки. является наиболее часто выполняемым грудной рентгенографическим исследованием. В отличие от этого, задача создания изображения всех зубов одновременно поставила стоматологию на передовую технологию, благодаря развитию панографических методов и, совсем недавно, применению конусно-лучевой компьютерной томографии (СВСТ). Кроме того, малый размер зуба и, как следствие, меньшая потребность в мощности генерации рентгеновского излучения способствуют мобильности оборудования. Влияние необходимости мобильности оборудования также является отдельной темой, которая рассматривается в этой главе.

Количественное определение состава тела – еще один специальный метод рентгеновской визуализации. Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия (DXA) в первую очередь используется для определения массы одного материала в присутствии другого, благодаря знанию их уникального ослабления рентгеновских лучей при различных энергиях. Основное коммерческое применение DXA - измерение минеральной плотности тела для оценки риска переломов и диагностики остеопороза; таким образом, используемые энергии рентгеновских лучей оптимизированы для оценки плотности костной ткани. В настоящее время в мире используется более 50 000 систем DXA для всего тела.

Наконец, в этой главе рассматривается процесс формирования секционного изображения с помощью невычислительных методов с использованием относительного движения источника рентгеновских лучей и приемника изображения.

10.2. СТОМАТОЛОГИЧЕСКАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ

10.2.1. Введение

Зуб – это статичный объект с низким коэффициентом ослабления, который при прямой рентгенографии предъявляет очень ограниченные требования к генерации рентгеновских лучей. Приемник изображения размещается внутри полости рта и облучается снаружи. Этот универсальный недорогой метод известен как интраоральное исследование, причем наиболее распространенным является битуминозное исследование. Если требуется сделать рентгенограмму всего зубного ряда, то рецептор изображения и источник рентгеновских лучей располагаются снаружи пациента, а пучок рентгеновских лучей проходит через голову, что требует значительной мощности генератора рентгеновских лучей и сложного управления движением рентгеновской трубки и рецептора изображения. Эта процедура, известная как ортопантомография (OPG), и внутриротовое обследование позволяют получить двухмерные изображения, которые чаще всего фиксируются на пленку, но все чаще в электронном формате. В особых случаях, когда для стоматологической диагностики требуется трехмерная информация, специально разрабатываются компьютерные томографы, в последнее время - СВСТ (см. также главу 11).

10.2.2. Технология

10.2.2.1. Интраоральная рентгенография

Интраоральная рентгеновская трубка представляет собой небольшое надежное устройство с неподвижной мишенью, работающее при токе трубки всего в несколько миллиампер (см. рис. 5.9). Генератор рентгеновских лучей (см. раздел 5.4) обычно очень прост, часто с фиксированным напряжением и током трубки, что позволяет изменять выходной сигнал только за счет изменения времени экспозиции. Основными проблемами этого устройства являются стабильность головки трубки и коллимация луча. Согласно международным стандартам, расстояние от фокуса до поверхности пациента (FSD) должно составлять 200 мм. Это обеспечивается с помощью коллимирующей насадки, которая также ограничивает пучок лучей областью рта, подвергаемой рентгенографии.

Если рентгеновское оборудование требует периодического контроля качества (см. главу 19), то процесс обработки пленки (см. раздел 7.3) требует тшательного внимания. Неэкранная пленка извлекается более ИЗ светонепроницаемой влагозащитной упаковки и обрабатывается либо вручную, либо с различной степенью автоматизации. Ручная обработка, вероятно, наиболее распространена и в идеале требует контроля температуры и времени обработки. В клиниках с большим объемом работы эта процедура может быть автоматизирована, при этом пленка устанавливается на подвесах, которые проходят через процессы проявки, стоп-ванны, фиксации и ополаскивания. Как правило, эти устройства имеют контроль времени и температуры, но не контролируют химическую активность путем пополнения запасов. Это достигается в полностью автоматических процессорах, хотя они обычно используются только в крупных стоматологических клиниках. Погрешности при обработке пленки лучше всего контролировать с помощью сенситометрии. Хотя световые сенситометры редко используются в стоматологии из-за небольшого формата пленки, адекватных результатов можно добиться, используя простую рентгенограмму трехступенчатого «клина» (ее легко получить либо при изготовлении путем складывания свинцовой фольги, входящей в упаковку пленки, либо купив в магазине). Цифровые детекторы все чаще заменяют пленку.

Цифровой захват изображения может осуществляться с усиливающего экрана, который связан с камерой с зарядовой связью (ПЗС) через коническое оптоволоконное соединение (см. рис. 7.10). Электронный сигнал может быть передан на компьютер для сбора данных либо через прямой кабель, либо через радиочастотную передачу Bluetooth.

10.2.2.2. OPG

Изображение OPG (рис. 10.1) создается с помощью сложного оборудования, в котором рентгеновская трубка и блок рецепторов изображения перемещаются в горизонтальной плоскости вокруг головы пациента. Важно отметить, что сам рецептор изображения также перемещается внутри блока за свинцовой диафрагмой (рис. 10.2). В устройстве используется принцип томографии (см. ниже) и, что более важно, принцип панорамной фотографии. Этот процесс можно проиллюстрировать на примере панорамной камеры, используемой в фотографии. Здесь диафрагма используется для экспонирования пластины



РИС. 10.1. ОРС-изображение зубов.

изображения, которая перемещается за щель диафрагмы для получения изображения «панорамы», в то время как камера одновременно медленно вращается для сканирования сцены. Аналогично, при использовании OPG панорама зубов получается с помощью узкого вертикального веерного пучка рентгеновских лучей, когда трубка вращается вокруг затылка. Одновременно рецептор изображения перемещается за апертуру лля получения изображения. Эта ситуация с визуализацией является неизотропной, а вертикальное увеличение определяется обычными проекционными принципами рентгенографии. Горизонтальное увеличение определяется скоростью движения приемника изображения за щелью для получения изображения и его соотношением со скоростью проецируемого изображения зубов. Однако это регулируется, чтобы обеспечить одинаковое увеличение в обоих направлениях на полученном изображении. Томографический процесс кратко описан в разделе 10.5.



РИС. 10.2. Показаны основные движения блока ОРG вокруг нижней челюсти. Узкий пучок излучения формируется за счет коллимации трубки. Обратите внимание на движение рецептора изображения за апертурой рецептора изображения. 10.2.2.3. СВСТ

Компьютерная томография уже некоторое время используется в стоматологии, в том числе с помощью специально разработанных установок для стоматологических целей. Однако их использование стало более распространенным в последнее время с появлением конусно-лучевой Существует множество моделей СВСТ, использующих технологии. различные схемы получения изображения. Однако их объединяет наличие плоского детектора для получения изображения, обычно использующего технологию цифровой радиографии или усиливающий экран с ПЗС-камерой (см. разделы 7.4.4 и 8.2.1). Как правило, СВСТ может получать изображение с полным полем зрения (FOV), охватывающим всю голову, хотя возможны снимки, ограниченные нижней челюстью и составляющие всего 10% от полного FOV. Использование этих недорогих КТ-устройств открывает новые возможности в некоторых областях стоматологической диагностики, хотя следует отметить, что их доза облучения значительно выше по сравнению с процедурами OPG.

10.2.3. Стоматологическая дозиметрия

Поскольку стоматологические обследования относятся к числу наиболее многочисленных радиологических процедур, дозиметрия этих процедур представляет большой интерес. Соответствующие принципы и методы измерения дозиметрии рассмотрены в главе 22 и в серии технических докладов МАГАТЭ № 457 [10.1]. Однако полезно обсудить величину и возможное влияние таких доз. Несмотря на значительные различия в регистрируемых дозах между рентгеновскими установками, недавнее исследование в Европе показало, что средняя падающая воздушная керма (IAK) для внутриротовой зрачковой проекции варьирует от 1 до 2 мГр, а соответствующее значение произведения площади кермы (КАР) составляет 20-40 мГр-см². Ожидается, что в центрах, где используется более медленная пленка, доза будет значительно выше. Данные обследований ОРG, также полученные в Европе, показали, что значения КАР варьируют от 40 до 150 мГр-см².

Оценка эффективной дозы облучения населения (см. раздел 22.3.3), однако, несколько сложнее из-за сложного распределения критических органов. В основном вокруг нижней челюсти расположено мало радиочувствительных органов. Исключение составляет щитовидная железа. Однако хорошо коллимированные рентгеновские аппараты не должны непосредственно облучать этот орган, но он, вероятно, получит заметное рассеянное излучение.

Другие радиочувствительные органы включают красный костный мозг нижней челюсти и мозг. Слюнные железы, которые подвергаются значительному облучению, также необходимо учитывать. В настоящее время они включены в качестве остаточного органа при расчете эффективной дозы в соответствии с требованиями Международной комиссии по радиологической защите (ICRP) 103 [10.2].

Некоторые оценки эффективной дозы были сделаны для обследований OPG со средним значением около 7 мкЗв с использованием более ранних весовых коэффициентов из ICRP 60. Использование весовых коэффициентов ICRP 103, по разным оценкам, увеличивает эффективную дозу в стоматологии на 50-400%. Поскольку аппараты CBCT работают с большим FOV, их эффективные дозы значительно выше, чем для OPG, с оценками дозы для полного FOV от 60 до 550 мкЗв, что все же значительно ниже, чем для обычной КТ головы, эффективная доза которой составляет около 2 мЗв.

10.3. МОБИЛЬНАЯ РЕНТГЕНОГРАФИЯ И ФЛЮОРОСКОПИЯ

10.3.1. Введение

Мобильное рентгеновское оборудование варьируется от небольших стоматологических установок до компьютерных томографов и магнитнорезонансных томографов, перевозимых в большом автомобиле. В данном обсуждении рассматривается только простое рентгенографическое и флюороскопическое оборудование. Мобильное оборудование необходимо, когда пациента нельзя доставить в стационарную установку для проведения рентгенографического исследования. За пределами клинического центра это может происходить в условиях ограниченных ресурсов или в случаях, когда это необходимо в течение ограниченного периода времени, например, в рамках программы рентгенографического скрининга на такие заболевания, как туберкулез. Внутри клинического центра это может происходить, когда пациент слишком болен, чтобы его можно было удобно перевезти, или когда некоторые ресурсы ограничены. Ограничения мобильного оборудования связаны с наличием подходящего источника электропитания, размером и весом оборудования и, соответственно, усилиями, необходимыми для его перемещения. Дизайн мобильного рентгеновского оборудования отличается разнообразием и инновациями, чтобы получить максимальную выгоду, учитывая вышеперечисленные ограничения.

10.3.2. Технология

Как было рассмотрено в главе 5, при отсутствии потерь в высоковольтном трансформаторе выходная мощность рентгеновского аппарата во вторичной цепи будет равна первичной мощности, потребляемой от электросети. Таким образом, мощность бытовой однофазной электросети обычно не превышает 2,4 кВт, в отличие от мощности, необходимой для стационарных ангиографических рентгеновских аппаратов, способных потреблять до 100 кВт при использовании многофазной электросети с высоким током. Хотя низкая мощность обычно не является ограничением для флюороскопического применения, она представляет собой проблему для некоторых видов рентгенографии. Одним из решений является зарядка конденсатора, который разряжается через рентгеновскую трубку, так называемый мобильный «конденсаторный разряд». Однако, как определяет физика конструкции, напряжение на трубке будет быстро падать во время разряда конденсатора, что приведет к чрезмерной поверхностной керме при большой толщине пациента. Возможно, лучшим сценарием является использование встроенного батарейного источника питания, который преобразуется в сигнал переменного тока средней и высокой частоты, как описано в главе 5, и приводит к значительному уменьшению толщины катушек, необходимых в конструкции трансформатора. Дополнительным преимуществом является то, что его можно использовать в тех случаях, когда на месте обследования отсутствует источник электроэнергии.

Разнообразие возможных конструкций генераторов приводит к тому, что в высоковольтной цепи для генерации рентгеновских лучей может

радиографических Как использоваться множество типов сигналов. отмечалось в главе 5, это приводит к разным значениям мощности трубки и качества пучка при одинаковых настройках напряжения и тока трубки для рентгенографии. Поэтому при определении дозиметрических коэффициентов лля мобильных аппаратов необходимо соблюдать осторожность.

10.3.3. Качество изображения

Контроль качества изображения и общий контроль качества для мобильных рентгеновских аппаратов обычно повторяют те, которые используются для стационарных аппаратов. Было замечено, что использование высокого качества флюороскопического изображения может привести к сокращению времени процедуры и, следовательно, к сокращению времени облучения. Важной составляющей качества изображения является настройка мониторов для просмотра и условия окружающей среды, используемые для работы. Необходимо приложить все усилия, чтобы смотреть на мониторы в условиях низкой внешней освещенности.

10.3.4. Радиационная защита

Передвижное рентгеновское оборудование также вызывает опасения по поводу радиационного облучения персонала и населения, поскольку оборудование эксплуатируется не в специально построенной экранированной среде. Если предположить, что все рентгеновское оборудование проверено на герметичность, источником излучения, вызывающего опасения у персонала во время процедуры, является входная поверхность пациента. Рекомендуется, чтобы медицинский физик проводил полевые измерения уровней кермы воздуха, обусловленных рассеянным фантом пациента излучением пациента, используя лля типичных рентгенографических и флюороскопических процедур.

Поскольку мобильная рентгенография может проводиться в условиях, когда в непосредственной близости могут находиться другие пациенты или представители общественности, важно, чтобы между медицинским физиком и персоналом в месте проведения рентгенографической процедуры существовала сотрудники хорошая связь. Эти должны посещать соответствующие курсы радиационной безопасности, включающие информацию о радиационном риске, связанном с мобильной радиографией. Во многих случаях, например, при мобильной рентгенографии грудной клетки, использование надлежащей рентгенографической практики с базовой радиационной защитой позволяет безопасно использовать аппарат в большинстве больничных условий. Для демонстрации безопасности (или отсутствия таковой) использования мобильного рентгеновского оборудования следует проводить простые измерения.

10.4. DXA



РИС. 10.3. Схема, показывающая компоненты системы DXA. Приведенная выше конфигурация портала с коллиматором с источником в виде отверстия и одним детектором называется системой с карандашным лучом. Чтобы создать изображение, портальная система с карандашным лучом должна физически прямолинейно просканировать интересующую область. Другие системы со щелевыми коллиматорами и сегментированными линейными детекторами называются системами с веерным лучом и имеют преимущество в виде более высокого пространственного разрешения и меньшего времени сканирования.

Принцип работы DXA заключается в получении двух изображений, полученных в результате ослабления пучка рентгеновских лучей низкой и высокой энергии, с помощью специального оборудования для визуализации, включающего специальную фильтрацию пучка и практически идеальную пространственную регистрацию двух карт ослабления (рис. 10.3).

Процесс определения состава материала можно описать на основе рассмотрения полного ослабления потока рентгеновских лучей, проходящих через объект, которое представлено следующей формулой:

$$I = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{N} \mu_i t_i} = I_0 e^{-\sum_{i=1}^{N} \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_i \xi_i}$$
(10.1)

 ${\rm I}_0$ - интенсивность не ослабленного рентгеновского излучения до прохождения через материал N толщиной толщина $t_i;$

 μ_i – полное линейное ослабление;

(µ/р)_і – массовый коэффициент ослабления і-го материала;

и ξ_i – ареальная плотность i-го материала = $\rho_i t_i$.

DXA может одновременно определять только два материала. Однако, используя следующие три фундаментальных предположения, можно количественно определить три материала: костную, тощую и жировую массы:

- (i) Прохождение рентгеновских лучей через тело для двух энергетических окон может быть точно описано экспоненциальным процессом затухания (уравнение (10.1)).
- (ii) Пиксели изображения человеческого тела могут описывать два компонента, то есть либо мягкие ткани и костный минерал, либо, при отсутствии костей, тощую массу и жировую массу. Таким образом, хотя DXA может решать задачи только для двух компартментов в отдельных пикселях, она может описывать трехкомпонентную модель состава тела.
- (iii) Мягкая ткань, расположенная над костью на изображении, имеет состав и рентгеновские свойства, которые можно предсказать по составу и рентгеновским свойствам ткани, расположенной рядом с костью, но не покрывающей ее.

Для дальнейшего понимания того, как DXA измеряет массу костей и мягких тканей, будут выведены упрощенные уравнения DXA для двух монохроматических рентгеновских лучей с различной энергией (высокой и низкой). Полное решение потребует интеграции ослабления по всему спектру рентгеновских лучей для каждой энергии. Уравнение ослабления для каждого облучения приводит к следующим двум уравнениям:

$$I^{L} = I_{0}e^{-\left[\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{s}^{L}\xi_{s} + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{b}^{L}\xi_{b}\right]}$$
(10.2)

$$I^{H} = I_{0}e^{-\left[\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{s}^{H}\xi_{s}+\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_{b}^{H}\xi_{b}\right]}$$
(10.3)

где надстрочные знаки H и L обозначают пучки рентгеновских лучей высокой и низкой энергии соответственно, а подстрочные знаки s и b

где

обозначают мягкие ткани и кости.

Решение этих уравнений для плотности костной ткани (aBMD) дано в виде:

$$\xi_b = \frac{R_s ln\left(\frac{l^H}{l_b^H}\right) - ln\left(\frac{l^L}{l_b^L}\right)}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^L - \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_b^H R_s} = aBMD$$
(10.4)

где R_S обычно называют «величиной соотношения» для мягких тканей, измеряемой для тканей, окружающих, но не содержащих кость:

$$R_s = \frac{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_s^L}{\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_s^H} \tag{10.5}$$

Этот процесс наглядно показан на рис. 10.4.



РИС. 10.4. Принцип работы DXA с четырьмя профилями интенсивности, как на рис. 10.3. Профиль высокого поглощения энергии умножается на значение R мягких тканей, R_s, которое учитывает различия в высоком и низком поглощении энергии мягкими тканями. Rs измеряется для пикселей, не содержащих кость, с помощью уравнения (10.5).

Для того чтобы использовать аппарат DXA для определения минеральной плотности костной ткани, его необходимо откалибровать с помощью фантома, подходящего для конкретного исследования (например, позвоночника) и для конкретного типа системы DXA. Были разработаны универсальные фантомы, которые можно использовать для различных типов систем. Однако калибровка DXA-устройств является важным практическим вопросом, который необходим для обеспечения жизнеспособности использования DXA. Показатель Т является основным диагностическим показателем, используемым при остеопорозе, и находится в обратной зависимости от риска переломов. Показатель Z используется для диагностики низкой костной массы у молодых взрослых и детей. Согласно международной конвенции, показатель T – это разница между показателем aBMD пациента и показателем aBMD молодого референта, выраженная в единицах популяционного стандартного отклонения:

$$T_{\text{оценка}} = \frac{aBMD_{\text{пациент}} - aBMD_{\text{молодой среднее}}}{SD_{\text{молодой среднее}}}$$
(10.6)

где SD - стандартное отклонение в популяции молодых взрослых. Плотность костной ткани пациента также может быть выражена в виде Z-баллов - разницы между aBMD пациента и эталонным aBMD, соответствующим его возрасту и, как правило, этнической принадлежности, и стандартных отклонений:

$$Z_{\text{оценка}} = \frac{aBMD_{\text{пациент}} - aBMD_{\text{среднее для взрослых,соотв-х по этн.принад-сти}}{SD_{\text{среднее для взрослых,соотв-х по этн.принад-сти}}$$
(10.7)

Референсные значения, используемые для расчета показателей Т и Z, получены из нормативных баз данных местных популяций. Более подробную информацию о стандартах, используемых для расчета показателей Т и Z, можно найти в Официальных положениях Международного общества клинической денситометрии [10.3].

10.5. ОБЫЧНАЯ ТОМОГРАФИЯ И ТОМОСИНТЕЗ

Полезность секционных изображений, которые удаляют изображение нежелательных вышележащих тканей, была хорошо понята еще на заре рентгеновской визуализации. Для получения таких изображений используется аналоговый процесс, известный как обычная томография.

10.5.1. Принципы

Обычная томография использует принцип размытия изображения для удаления вышележащих структур с рентгенологического изображения, позволяя одному участку тела оставаться в фокусе. Во время получения изображения рентгеновская трубка находится в движении, заставляя проецируемое изображение данной области тела перемещаться, но в направлении, противоположном движению трубки. Чтобы получить это изображение, рецептор изображения движется одновременно в том же направлении, что и проецируемое изображение (рис. 10.5(а)). Если рассматривать тело как состоящее из ряда секций, параллельных приемнику изображения, то изображения от разных секций будут двигаться с разной скоростью, и в фокусе окажется только та секция, изображение которой движется с той же скоростью, что и приемник изображения. Это видно на рис. 10.5(б), где рентгеновская трубка и кассета с изображением движутся с постоянной скоростью. Участок, находящийся в фокусе, называется фокальной плоскостью. Участки тела, расположенные выше и ниже фокальной плоскости, становятся все более размытыми по мере увеличения их расстояния от этой плоскости.



РИС. 10.5. В обоих случаях (a) и (б) трубка движется с постоянной скоростью вправо. Одновременно рецептор изображения движется в противоположном направлении. Фокальная плоскость определяется как поверхность, параллельная приемнику изображения, где перемещение изображения относительно приемника изображения равно нулю (a). На рисунке (б) видно, что объекты вне фокальной плоскости имеют относительное движение между изображением и рецептором изображения.

Таким образом, можно понять, что толщина фокальной зоны связана со скоростью изображения участков, прилегающих к фокальной плоскости, относительно рецептора изображения. Например, при большом движении рентгеновской трубки скорость изображения относительно рецептора изображения быстро увеличивается для участков, расположенных дальше от фокальной плоскости; следовательно, объем, который не размывается (фокальная зона), будет уменьшаться по толщине, и наоборот, если движение трубки мало, то фокальная зона будет большой. Аналогичным образом можно заметить, что объекты, находящиеся выше фокальной плоскости и дальше от рецептора изображения, будут размываться быстрее, чем объекты, находящиеся ближе к рецептору изображения.

Обычный томографический пример, описанный выше, можно легко расширить для использования в дентальной рентгенографии, рассмотрев случай изменения скорости движения приемника изображения. Если скорость приемника изображения увеличивается, то можно сделать вывод, что фокусная область, известная в стоматологии как фокальная впадина, будет удаляться от приемника изображения, а при уменьшении скорости наоборот. Таким образом, можно создать изогнутую фокальную впадину, как показано на рис. 10.6, где видно, что толщина фокальной впадины уменьшается по мере удаления от рецептора изображения (см. раздел 10.2.2.2).



РИС. 10.6. Рентгеновский луч движется с постоянной скоростью вправо, в то время как расположенный под ним рецептор изображения движется влево. Сплошная линия - это фокальная плоскость. В данном случае приемник изображения ускоряется во время движения, тем самым перемещая фокальную плоскость в сторону от приемника изображения.

Интересным развитием традиционной томографии стало добавление цифровой технологии, позволяющей изменять скорость работы рецептора изображения «в цифровом виде»; это называется томосинтезом. В этом случае одно исследование может состоять из десяти отдельных рентгеновских изображений, каждое из которых считывается и стирается последовательно в течение одного движения трубки. Изображения складываются в цифровом формате для реконструкции различных фокальных плоскостей в теле. Видно, что фокальная плоскость может быть изменена путем продвижения или замедления каждого изображения в серии на все большую величину. Рисунок 10.7 иллюстрирует это для упрощенного случая с четырьмя изображениями.

Как уже говорилось в главе 9, томосинтез правильнее рассматривать как особый случай КТ, при котором данные получают в ограниченном угловом диапазоне. Затем вычисленное изображение может быть получено с помощью различных методов реконструкции КТ.



РИС. 10.7. Рентгеновская трубка движется с постоянной скоростью вправо, а приемник изображения - с постоянной скоростью влево. На этом рисунке показаны четыре образца изображения в положениях трубки А, В, С и D. Комбинируя четыре образца изображения с соответствующими смещениями, можно создать томографические изображения, сфокусированные на плоскостях 1, 2 и 3, как указано.

10.5.2. Приложения томографии

В современном радиологическом отделении обычная томография почти полностью вытеснена КТ. Одна из областей, где она все еще может широко использоваться, - это внутривенные пиелограммы, где контраст в почке может быть удобно размещен в фокальной плоскости, что позволяет четко визуализировать контрастное вещество. Тем не менее, томография с переменной скоростью очень широко применяется в стоматологических учреждениях, благодаря использованию пантомографической дентальной рентгенографии, как описано в разделе 10.2.

Обычная томография требует получения одной трубки для каждого изображения в фокальной плоскости или среза. Поэтому исследования, требующие большого количества срезов, по своей сути являются высокодозными процедурами. Томосинтез, напротив, требует только одного движения трубки для получения достаточного количества данных для реконструкции нескольких срезов внутри тела. Это развивающаяся технология, наиболее заметное применение которой пока что находит маммография (глава 9).

ссылки

- [10.1]INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [10.2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 103, Elsevier (2008).
- [10.3] LEWIECKI, E.M., et al., Official positions of the International Society for Clinical Densitometry, J. Clin. Endocrinol. Metab. 89 (2004) 3651–3655.

БИБЛИОГРАФИЯ

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, Digital Cone Beam Tomography (DCBT) Systems, CEP 10048; NHS PASA (2010).

HELMROT, E., ALM CARLSSON, G., Measurement of radiation dose in dental radiology, Radiat. Protect. Dosim. 114 (2005) 168–171.

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Dual Energy X Ray Absorptiometry for Bone Mineral Density and Body Composition Assessment, IAEA Human Health Series No. 15, IAEA, Vienna (2010).

LANGLAND, O.E., LANGLAIS, R.P., Principles of Dental Imaging, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (1997).

LUDLOW, J.B., DAVIES-LUDLOW, L.E., BROOKS, S.L., HOWERTON, W.B., Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT, Dentomaxillofac. Radiol. 35 (2006) 219–226.

WILLIAMS, J.R., MONTGOMERY, A., Measurement of dose in panoramic dental radiology, Br. J. Radiol. 73 (2000) 1002–1006.

Глава 11

КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ

Я. Гелейнс Медицинский центр Лейденского университета, Лейден, Нидерланды

11.1. ВВЕДЕНИЕ

После своего клинического внедрения в 1971 году компьютерная томография (КТ) превратилась из метода рентгенографии, который был ограничен аксиальной визуализацией головного мозга в нейрорадиологии, в универсальный метод трехмерной визуализации всего тела для широкого применений, включая онкологию, сосудистую спектра радиологию, кардиологию, травматологию интервенционную И радиологию. Компьютерная томография применяется для диагностики и последующего наблюдения за пациентами, для планирования лучевой терапии и даже для скрининга здоровых групп населения с определенными факторами риска.

11.2 ПРИНЦИПЫ КТ

11.2.1. Проекция рентгеновского излучения, ослабления и получение профилей пропускания

Процесс получения компьютерного томографа включает в себя измерение профилей прохождения рентгеновского излучения через пациента при большом количестве просмотров. Профиль для каждого просмотра достигается, главным образом, с помощью дуги детектора, обычно состоящей из 800-900 детекторных элементов (dels), называемой рядом детекторов. Вращая рентгеновскую трубку и ряд детекторов вокруг можно получить большое количество изображений. пациента. Использование десятков или даже сотен рядов детекторов, расположенных вдоль оси вращения, позволяет еще быстрее получать данные (рис. 11.1). Полученные профили пропускания используются для реконструкции компьютерного изображения, состоящего ИЗ матрицы элементов изображения (пикселей) (см. раздел 1).



РИС. 11.1. Получение компьютерного томографа, показывающего прохождение рентгеновских лучей через пациента с помощью ряда детекторов (а), с вращением рентгеновской трубки и детектора (b) и с помощью нескольких детекторов (c).

Значения, которые присваиваются пикселям на компьютерном изображении, связаны с затуханием соответствующей ткани или, более конкретно, с их линейным коэффициентом затухания µ (m–1) (см. раздел 2.3.1). Коэффициент линейного ослабления зависит от состава материала, плотности материала и энергии фотона, как показано в законе Бира:

$$I(x) = I_0 e - \mu x$$
(11.1)

где I(x) – интенсивность ослабленного рентгеновского луча, I₀ – неослабленного рентгеновского луча и x – толщина материала.

Обратите внимание, что закон Бира описывает только ослабление первичного пучка и не учитывает интенсивность генерируемого рассеянного излучения. Для использования в полиэнергетических рентгеновских лучах закон Бира должен быть строго интегрирован по всем энергиям фотонов в рентгеновском спектре. Однако в методологиях обратной проекции (см. ниже), разработанных для алгоритмов компьютерной томографии, это, как правило, не реализовано; вместо этого, как правило, прагматичным решением является предположение, что закон Бира может быть применен с использованием одного значения, представляющего среднюю энергию рентгеновского спектра. Это предположение фотона приводит к неточностям в реконструкции и приводит к артефакту упрочнения балки. Когда рентгеновский луч проходит через пациента, различные ткани сталкиваются с различными коэффициентами линейного ослабления. Если путь прохождения через пациента находится в диапазоне от 0 до d, то интенсивность ослабленного рентгеновского луча, прошедшего на

расстояние d, может быть выражена как:

$$I(d) = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x) dx}$$
(11.2)

Поскольку компьютерное изображение состоит из матрицы пикселей, сканируемый пациент также может рассматриваться как состоящий из матрицы различных объемных элементов с линейным коэффициентом затухания (вокселов). На рисунке 11.2 показана упрощенная матрица размером 4 × 4, представляющая измерение пропускания вдоль одной линии. Для такой дискретизации уравнение для затухания может быть выражено следующим образом:

$$I(d) = I_0 e^{-\sum_{l=1}^{l=4} \mu_l \Delta x}$$
(11.3)
$$\xrightarrow{\mathbf{h}_0} \mathbf{h}_1 \mathbf{h}_2 \mathbf{h}_3 \mathbf{h}_4 \mathbf{h}_$$

РИС. 11.2. Принцип ослабления рентгеновского луча в упрощенной матрице 4 × 4. Каждый элемент матрицы, в принципе, может иметь различное значение соответствующего коэффициента линейного ослабления.

d

Из вышеизложенного видно, что основными данными, необходимыми для компьютерной томографии, являются интенсивности ослабленного и неослабленного рентгеновских лучей, соответственно I(d) и I0, и что они могут быть измерены. Затем методы реконструкции изображения могут быть применены для получения матрицы линейных коэффициентов затухания, которая является основой компьютерного томографа.

11.2.2. Подразделения Хаунсфилда

На КТ-изображении матрица восстановленных линейных коэффициентов затухания (µматериал) преобразуется в соответствующую матрицу единиц Хаунсфилда (humматериал), где шкала HU выражается относительно коэффициента линейного затухания воды комнатной температуры (µ вода):

$$HU_{\text{материал}} = \frac{\mu_{\text{материал}} - \mu_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}}} \cdot 1000 \tag{11.4}$$

Можно видеть, что значение НИводы = 0 (иматериал = ивода), НUвоздуха = -1000 (иматериал = 0) и HU = 1 соответствует 0,1% коэффициента линейного затухания воды. В таблице 11.1 приведены типичные значения для тканей организма. Из определения HU следует, что для всех веществ, за исключением воды и воздуха, значения HU изменяются, когда они определяются при различных напряжениях в трубке. Причина в том, что в зависимости от энергии фотонов различные вещества демонстрируют нелинейную зависимость коэффициента линейного ослабления от коэффициента линейного ослабления воды. Этот эффект наиболее заметен для веществ с относительно высоким эффективным атомным номером, таких как кровь и кости, обладающие повышенной контрастностью.

ТАБЛИЦА 11.1. ТИПИЧНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ НО И ДИАПАЗОНЫ ЗНАЧЕНИЙ ДЛЯ РАЗЛИЧНЫХ ТКАНЕЙ И МАТЕРИАЛОВ

Вещество	HU
Компактная кость	+1000 (от +300 до +2500)
Печень	+60 (от +50 до +70)
Кровь	+55 (от +50 до +60)
Почки	+30 (от +20 до +40)
Мышцы	+25 (от +10 до +40)
Мозг, серое вещество	+35 (от +30 до +40)
Головной мозг, белое вещество	+25 (от +20 до +30)
Вода	0
Жир	-90 (от -100 до -80)
Легкое	-750 (от -950 до -600)
Воздух	-1000

^а Фактическое значение HU зависит от состава ткани или материала, напряжения в трубке и температуры.

Минимальная разрядность, которая должна быть присвоена пикселю, равна 12, что позволяет создать шкалу Хаунсфилда в диапазоне от -1024 HU до +3071 HU, охватывая, таким образом, большинство клинически значимых тканей. Более широкая шкала Хаунсфилда с глубиной разряда 14 полезна для увеличения шкалы HU до +15 359 HU, таким образом, это делает его совместимым с материалами с высокой плотностью и высоким коэффициентом линейного затухания.

Изображения компьютерной томографии обычно визуализируются на мониторе с использованием восьмибитной шкалы оттенков серого, которая содержит всего 256 значений серого. Затем каждое пиксельное значение HU

должно быть преобразовано в 8-битное значение «окна». Ширина окна определяет диапазон значений HU, который представлен отображаемыми значениями (от белого до черного), а уровень окна определяет центральное значение HU в пределах выбранной ширины окна. Оптимальная визуализация интересующих тканей на изображении может быть достигнута только путем выбора наиболее подходящей ширины окна и его уровня. Следовательно, для визуализации мягких тканей, легочной ткани или кости используются различные настройки ширины и уровня окна. Шкала оттенков серого, определяемая уровнем и шириной окна, адаптируется к диагностической задаче и, таким образом, зависит от клинического вопроса. В клинической практике могут возникать значительные отклонения между ожидаемыми и наблюдаемыми значениями HU. Причинами таких неточностей могут быть, например, зависимость значения HU от фильтра восстановления, размера сканируемого поля зрения (FOV) и положения в пределах сканируемого поля зрения. Кроме того, искажения изображения могут влиять на точность значений HU. При проведении продольных клинических исследований следует учитывать, что даже для одного и того же сканера значения HU для данного типа ткани могут меняться со временем. В многоцентровых исследованиях, в которых используются наблюдаться различные компьютерные томографы, также могут значительные различия наблюдаемых значениях HU. Поэтому в количественная визуализация при компьютерной томографии требует особого внимания и часто дополнительной калибровки компьютерного томографа.

11.3. СИСТЕМА КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

11.3.1. Исторические и текущие конфигурации сбора данных

После проведения доклинических исследований и разработок в начале 1970-х годов компьютерная томография быстро развивалась как незаменимый метод визуализации в диагностической радиологии (таблица 11.2). Приятно осознавать, что большая часть современных технологий компьютерной томографии, используемых в настоящее время в клинической практике, уже была описана к концу 1983 года (рис. 11.3). Разработка многодетекторного рядя КТ (МДКТ) и многоисточниковый КТ уже была описана в патенте США от 1980 года [11.1]. В патенте описывается то, что авторы называют «многоцелевым высокоскоростным томографическим рентгеновским В методику сканером». патенте на спиральной компьютерной томографии (описанную в [11.2]) указано, что «устройство

позволяет выполнять спиральное сканирование путем непрерывной транспортировки стола-кушетки». Спираль – это траектория движения непрерывно вращающегося источника рентгеновского излучения, видимого со стороны пациента.



РИС. 11.3. Концепции многоисточникового и МДКТ-сканирования (слева) и спиральной КТ (справа).

Объемная компьютерная томография с использованием сканера, способного за доли секунды получить изображение всего объема, была достигнута с установкой динамического пространственного реконструктора в 1980 году в клинике Майо в США. Этот сканер использовал 14 рентгеновских трубок и 14 усилителей изображения и обладал впечатляющими характеристиками по охвату и временному разрешению, даже по сравнению с современными стандартами.

В настоящее время большинство сканеров – это спиральные МДКТсканеры, но технологии двойного источника и объемного КТ-сканирования получили широкое распространение.

11.3.2. Портал и стол

Портал содержит все компоненты системы, необходимые для записи профилей излучения пациента. Поскольку профили просвечивания должны регистрироваться под разными углами, эти компоненты устанавливаются на опоре внутри портала, которую можно поворачивать. Рентгеновская трубка с высоковольтным генератором и системой охлаждения трубки, коллиматор, фильтры для формирования пучка, детекторная дуга и система сбора данных – все они установлены на этой опоре. Конструкция этих компонентов сложна, поскольку они должны выдерживать сильную центробежную силу, возникающую при быстром вращении портала. Силы в несколько десятков g возникают при времени вращения порядка 0,25 с. Электрическая энергия обычно подается на вращающийся портал через контактные кольца. Записанные профили проекций обычно передаются с портала на компьютер с помощью беспроводных технологий связи.

Конструкция и дизайн стола, как и портала, имеют решающее значение для обеспечения точного сбора данных на высоких скоростях вращения. Стол также должен выдерживать большой вес, не прогибаясь. Положение пациента на столе может быть головным или ножным, лежачим или полулежачим; это положение обычно записывается вместе с данными сканирования.

КТ-технология	Детектор конфигураций	Осевой охват поля зрения	Получение аксиальных проекций углов	Охват продольного диапазона
Первый	Один дель	Карандашный	Вращение	Перевод
клинический		луч, с	рентгеновской	таблицы
компьютерный		переводом	трубки	небольшими
томограф, 1974		рентгеновской	детектора	дискретными
		трубки и дель	небольшими	шагами
		небольшими	дискретными	
		дискретными	угловыми	
		шагами	шагами	
Осевой (шаг и	Один ряд	Веерный луч,	Один полный	Как и прежде
съёмка) КТ	детекторов с	с полным	оборот	
	сотнями дель	покрытием	рентгеновской	
		поля зрения	трубки и	
			детектора	
Спиральный	Как и прежде	Как и прежде	Несколько	Непрерывный
KT			непрерывных	перевод
			вращений	таблицы
			рентгеновской	
			трубки и	
			детекторов	
Спираль,	Несколько	Как и прежде	Как и прежде	Как и прежде
МДКТ сканеры	рядов			
1998	детекторов,			
	например 4-64			
	активных			
	каналов	H	**	10
Двойной	Два детектора	Две веерные С	Несколько	Как и прежде
источник,	с несколькими	оалки, по	непрерывных	
спиральный,	рядами	крайней мере	вращений	
мдкт сканер	детекторов,	с одним	двух	

ТАБЛИЦА 11.2. ОБЗОР РАЗЛИЧНЫХ ТИПОВ ТЕХНОЛОГИЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

КТ-технология	Детектор конфигураций	Осевой охват поля зрения	Получение аксиальных проекций углов	Охват продольного диапазона
	например, 32- 64 активных каналов	веерным лучом с полным охватом поля зрения	рентгеновских трубок и двух детекторов	
Объёмный КТ сканер, 2007	Несколько рядов детекторов, в настоящее время до 320 активных каналов	урсния Конусный луч с полным объёмным охватом поля зрения	Одно непрерывное вращение рентгеновской трубки и детектора	Покрытие (например, 160 мм), продольный диапазон обеспечивается конусным лучом; продольный охват, превышающий 160 мм, достигается с помощью пошаговой съёмки и
				сшивания реконструирова нных объёмов

11.3.3. Рентгеновская трубка и генератор

Из-за высокого потока рентгеновских лучей, необходимого для КТ, в рентгеновской трубке используется вольфрамовый анод, предназначенный для выдерживания и рассеивания высоких тепловых нагрузок. При длительных непрерывных циклах съемки часто используется система принудительного охлаждения с использованием масла или воды, циркулирующей через теплообменник.

11.3.4. Коллимация и фильтрация

Рентгеновский луч должен быть коллимирован до желаемых размеров. Ширина луча по продольной оси обычно невелика, поэтому коллимированный рентгеновский луч часто называют веерным лучом. В плоскости, перпендикулярной движению стола, также известной как х-у или осевая плоскость, лучу придается форма, позволяющая уменьшить динамический диапазон сигнала, регистрируемого детекторами. Фильтры формирования луча (бабочки) используются для достижения желаемого градиента, при этом один из множества установленных фильтров-бабочек перемещается в рентгеновский луч во время получения изображения.

11.3.5. Детекторы

Важнейшими физическими характеристиками детекторов КТ являются хорошая эффективность обнаружения и быстрый отклик с малым послесвечением. B настоящее время используются твердотельные детекторы¹, поскольку их эффективность обнаружения близка к 100 % по сравнению с ионизационными камерами высокого давления, заполненными ксеноном, которые использовались ранее и имели эффективность обнаружения около 70 %. Твердотельные детекторы, как правило, являются сцинтиляторами, то есть рентгеновские лучи, взаимодействующие с детектором, генерируют свет. Этот свет преобразуется в электрический сигнал с помощью фотодиодов, прикрепленных к задней части сцинтиллятора, который должен обладать хорошей прозрачностью для обеспечения оптимального обнаружения. Обычно спереди детектора устанавливается антирассеивающая решетка, которая состоит из небольших полосок материала с высоким уровнем ослабления (например, вольфрама), выровненных вдоль продольной (z) оси томографа, образуя одномерную антирассеивающую решетку.

Детекторный ряд состоит из тысяч делей, которые разделены перегородками, призванными предотвратить обнаружение света, генерируемого в одном деле, соседними делями. Эти перегородки и полоски антирассеивающей решетки должны быть как можно меньше, поскольку они уменьшают эффективную площадь детектора и, следовательно, снижают обнаружение рентгеновских лучей. На рис. 11.4 показаны детекторные модули для 4-, 16-, 64- и 320-срезовый компьютерный томограф. Полный детектор КТ состоит из множества детекторных модулей, которые устанавливаются рядом друг с другом по дуге.

¹ Это общий термин, используемый для обнаружения изображений и охватывающий использование сцинтилляторов и фотодиодов, и его не следует путать с термолюминесцентными дозиметрами (см. главу 21 для дальнейшего обсуждения)



РИС. 11.4. Детекторные модули для 4, 16, 64 и 320 срезов КТ-сканера (слева). Полный детектор КТ состоит из множества детекторных модулей (справа) (любезно предоставлено компанией Toshiba Medical Systems).

Детекторы КТ изогнуты в осевой плоскости (х-у) и прямоугольны вдоль продольной оси (z). В то время как большинство датчиков используются для измерения данных о профиле пропускания (ослабленная интенсивность I(d)), датчики за пределами FOV используются для измерения не ослабленной интенсивности пучка рентгеновских лучей (I(0)). Таким образом, коэффициент I(d)/I(0) из уравнения (11.2) может быть легко записан.

Наименьший размер объекта (d) внутри пациента, который может быть разрешен на реконструированном изображении, зависит от количества и размера делей вдоль дуги детектора, размера делей вдоль оси z, количества углов, для которых регистрируются проекции во время съемки, и размера фокусного пятна рентгеновской трубки.

Минимальное количество делей в дуге детектора, покрывающей определенный FOV, должно составлять примерно 2FOV/d, чтобы разрешить объект d на восстановленном изображении. Для достижения пространственного разрешения 1 мм в реконструированном изображении при FOV 400 мм требуется около 800 делений. Пространственное разрешение может быть улучшено при съемке с полным поворотом на 360° за счет небольшого изменения геометрии расположения делей. Если сместить детекторы на расстояние, равное четверти их размера, то теоретически достижимое пространственное разрешение станет в два раза лучше. Поэтому в компьютерных томографах обычно используется сдвиг детектора на четверть. Как правило, количество требуемых углов проекции можно приблизительно определить по количеству требуемых делей. При современных рядах детекторов в 800-1000 делей, покрывающих FOV 400 мм, можно достичь пространственного разрешения лучше одного миллиметра.

На рис. 11.5 показано, как увеличивается охват сканеров MDCT, когда стало доступно больше активных рядов детекторов. Типичная съемка на сканере с одним рядом детекторов охватывает 5 мм. КТ-сканеры с четырьмя рядами активных детекторов позволили значительно улучшить продольное разрешение. Например, при использовании четырех активных рядов детекторов в конфигурации сканирования 4 × 1 мм продольное пространственное разрешение улучшилось с 5 мм до 1, 25 мм.



РИС. 11.5. Охват МДКТ-сканеров увеличился, когда стало доступно больше активных рядов детекторов.

В клинической практике компьютерные томографы с четырьмя рядами детекторов активных использовались в основном лля повышения разрешения, продольного что позволяло получить трехмерную визуализацию сканируемого объема. КТ-сканеры с четырьмя рядами детекторов можно также использовать активных для улучшения продольного покрытия, например, выбрав покрытие $4 \times 2 = 8$ мм или даже 4 × 4 = 16 мм. Улучшенный продольный охват позволит сократить время сканирования, но без преимущества улучшения продольного разрешения. КТ-сканеры с 16 или 64 рядами активных детекторов позволяют проводить сканирование, например, в конфигурациях $16 \times 0.5 = 8$ мм и $64 \times 0.5 = 32$ мм. Эти сканеры обеспечивают превосходное продольное пространственное разрешение, высокое качество трехмерных реконструкций и, в то же время, сокращают время сканирования. МДКТ-сканеры с 64 активными рядами детекторов не обеспечивают охват всех органов, и для охвата заданного диапазона сканирование, как правило, представляет собой спиральную съемку с несколькими вращениями. В томографе с 320 рядами детекторов один оборот обеспечивает охват 160 мм, что достаточно для охвата таких органов, как мозг или сердце, за один оборот.

11.4. ВОССТАНОВЛЕНИЕ И ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ

11.4.1. Общие понятия

Для реконструкции КТ-изображения проводится множество измерений прохождения рентгеновских лучей через пациента. Эта информация является основой для реконструкции КТ-изображения. Перед реконструкцией изображения вычисляется логарифм измеренных данных. Логарифм (обратный) измеренного нормализованного пропускания, ln(I0/I(d)), дает линейную зависимость с произведениями µiΔx (уравнения (11.2, 11.3)).

Интуитивно можно предположить, что простая обратная проекция измеренных профилей пропускания может быть использована для реконструкции изображения. Этот процесс визуализирован на рис. 11.6, где показана (а) проекция рентгеновского луча под определенным углом, дающая профиль пропускания (b). Обратная проекция этого профиля равномерно распределяет измеренный сигнал по области под тем же углом, что и проекция (c). При сложении обратных проекций профилей пропускания со всех углов проекции становится ясно, что простой процесс обратного проецирования дает сильно размытое изображение (d). Более точная реконструкция может быть получена путем фильтрации профилей перед обратным проецированием. Это и есть метод отфильтрованной обратной проекции, который рассматривается в следующих разделах и является стандартной техникой, используемой для реконструкции изображений в КТ.



РИС. 11.6. Простая обратная проекция дает сильно размытое изображение. На снимке можно различить контуры грудной клетки и лёгких.

11.4.2. Пространство объектов, пространство изображений и пространство Радона

Чтобы лучше понять технику обратной проекции с фильтрацией, необходимо представить три взаимосвязанные области: (i) пространство объекта (линейные значения ослабления), (ii) пространство Радона (значения проекции, эту область также называют пространством синограмм, в этом случае используются декартовы координаты) и (iii) пространство Фурье, которое может быть получено из пространства объекта с помощью двумерного (FT).



РИС. 11.7. Проекция (b), записанная компьютерным томографом для (a); один определенный угол проекции соответствует одной линии в пространстве Радона (c), а одномерная ФТ записанной линии в синограмме дает одну линию в пространстве Фурье (d) под тем же углом.

На рис. 11.7 показаны взаимосвязи между тремя доменами для одного угла проекции с проекцией пропускания (b) при одном конкретном угле проекции; эта проекция соответствует одной линии в пространстве Радона (c). Одномерная ФТ записанной линии в синограмме дает угловую линию в пространстве Фурье (d) (см. раздел 11.4.3).

Взаимосвязь между тремя областями – пространством объектов, пространством Радона и пространством Фурье – показана на рис. 11.8. Двумерное преобразование Радона преобразует пространство объектов в пространство Радона. Двумерное радоновое пространство фактически создается во время компьютерной томографии: проекции записываются и хранятся как исходные данные в двумерном радоновом пространстве.

Как будет показано в следующем разделе, комбинация одномерных FT профилей пропускания под многими углами позволяет создать пространство Фурье пространства объекта. Интуитивно можно было бы ожидать, что для восстановления пространства объекта в КТ будет использоваться обратная двумерная FT пространства Фурье. Однако это не дает наилучшего результата, поскольку ребиннинг угловых проекций, преобразованных в Фурье, и связанные с ним интерполяции, необходимые для получения пространства Фурье в декартовых координатах, чреваты появлением артефактов в восстановленных изображениях (более подробно об этом будет рассказано в следующем разделе). Более эффективным методом реконструкции КТ является использование отфильтрованной обратной проекции.

11.4.3. Обратная проекция с фильтрацией и другие реконструкции

Математические операции, необходимые для получения отфильтрованной обратной проекции, состоят из четырех этапов, которые подробно описаны в следующих параграфах. Во-первых, необходимо выполнить ФТ пространства Радона (для этого требуется множество одномерных ФТ). Затем к каждому из 1-D FT следует применить фильтр высоких частот.

Затем к отфильтрованным на высоких частотах FT следует применить обратную FT, чтобы получить пространство Радона с измененными проекционными профилями. Наконец, обратное проецирование отфильтрованных профилей дает реконструкцию измеряемого объекта. На рис. 11.9 показано, как последовательные отфильтрованные обратные проекции под разными углами могут быть использованы для достижения хорошей реконструкции пространственной области. На этом этапе можно отметить, что (в соответствии с теоремой свертки для ФТ) фильтр, применяемый к области Фурье, может быть заменен прямой сверткой профилей в области Радона с соответствующим ядром.

Пространство изображений обычно представлено на регулярной сетке. Пусть двумерное пространство изображений определяется как f(x, y), где (x, y)у) – прямоугольные декартовы координаты. Одна одномерная проекция двумерного пространства изображений с равноудаленными и параллельными лучами дает одну линию в пространстве Радона, выраженную как проек-ция $p(t, \theta)$, где t – расстояние от проецируемого луча Х до изоцентра, а θ – угол проекции (рис. 11.10). Теорема о центральном срезе, также называемая теоремой о срезе Фурье, гласит, что FT такой параллельной проекции пространства изображений под углом проекции в дает одну линию в двумерном пространстве Фурье, F(u, v), наклоненную под тем же углом θ (двумерное пространство Фурье иногда также называют k-пространством).



РИС. 11.8. Взаимосвязь между тремя областями – пространством объектов, пространством Радона и пространством Фурье. Обратите внимание, что множество одномерных преобразований линий в пространстве Радона позволяет создать двухмерное пространство Фурье (количество одномерных преобразований равно количеству зарегистрированных профилей).



РИС. 11.9. Последовательные отфильтрованные обратные проекции могут быть использованы для достижения хорошей реконструкции пространственной области. Изображения связаны соответственно с 1, 2, 4, 8, 16, 32, 64, 256 и 1024 отфильтрованными обратными проекциями под разными углами.

Это можно продемонстрировать следующим образом. При угле проекции $\theta = 0$ проекция p(x, 0) и соответствующая ей прямая в пространстве Радона описывается как:

$$p(x,0) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \, dy \tag{11.5}$$
Одномерная ФТ относительно х проекции p(x, 0) при угле проекции $\theta = 0$ задается:

$$P(u) = \int_{-\infty}^{+\infty} p(x,0) e^{-i2\pi u x} dx = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-i2\pi u x} dx dy,$$
(11.6)

а двумерная FT F(u, v) двумерного пространства изображений f(x, y) при v = 0:

$$F(u,v)\Big|_{v=0} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-i2\pi(ux+vy)} dx dy \Big|_{v=0} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) e^{-i2\pi ux} dx dy$$
(11.7)

Таким образом, становится ясно, что одномерная FT относительно х для угла проекции $\theta = 0$ равна двумерной FT F(u, v) двумерного пространства изображений f(x, y) при v = 0:

$$P(u) = F(u, v)|_{v=0}$$
(11.8)



РИС. 11.10. Некоторые геометрические аспекты построения профилей пропускания. Декартовы координаты (x, y) относятся к пространству изображения, f. Координаты, относящиеся к проекции p, – это t, расстояние от проецируемого рентгеновского луча до изоцентра, и θ , угол проекции.

Этот вывод может быть обобщен на любой угол проекции θ , и, таким образом, он служит доказательством теоремы о центральном срезе. Таким образом, реконструкция, по крайней мере теоретически, может быть достигнута сначала путем построения двумерного пространства Фурье F(u,v) по множеству одномерных ФТ профилей проекций, измеренных под

многими углами проекции, а затем путем двумерного обратного ФТ двумерного пространства Фурье к двумерному пространству изображений. Выборка 2-мерного пространства Фурье из 1-мерных FT проекций дает 2-мерное пространство Фурье в обычных полярных координатах. Перед обратным двумерным преобразованием FT в пространство изображений регулярные точки в полярном двумерном пространстве Фурье должны быть преобразованы в регулярные точки в декартовом двумерном пространстве Фурье.

Преобразование полярной системы координат в декартовую может привести к появлению артефактов на восстановленном изображении, поскольку выборка двумерного пространства Фурье плотнее в окрестностях начала координат (низкие частоты) и более разрежена вдали от начала координат (высокие частоты) (рис. 11.11).



РИС. 11.11. Компьютерная томография дает регулярную распределенную выборку в полярных координатах двумерного пространства Фурье. Преобразование в регулярную распределенную выборку в декартовых координатах затруднено, особенно на высоких частотах (дальше от начала координат).

Более точная и практичная реконструкция может быть достигнута с помощью формулировки, известной как фильтрованная обратная проекция. Фильтрованная обратная проекция также начинается с одномерных ФТ пространства изображения, создавая соответствующее пространство Фурье, но выборка двухмерного пространства Фурье F(u, v) выражается на полярной сетке с помощью преобразования координат:

$$u = \omega \cos \theta, \ v = \omega \sin \theta \tag{11.9}$$

Восстановление изображения – отфильтрованная обратная проекция – выражается следующим образом:

$$f(x,y) = \int_0^\pi d\theta \int_{-\infty}^{+\infty} P(m,\theta) |\omega| e^{i2\pi\omega t} d\omega$$
(11.10)

где Р(ω , θ) – одномерная FT одномерной проекции на угол θ , а $|\omega|$ – рамповый фильтр в частотной области.

На практике в реконструкции могут использоваться различные фильтры, в зависимости от требуемых свойств изображения. Фильтр (или ядро свертки) в отфильтрованной обратной проекции, который теоретически дает оптимальную реконструкцию, – это так называемый фильтр Рамачандрана-Лакшминараянана, также называемый фильтром Рама-Лака или рамповым фильтром. Он обеспечивает оптимальное пространственное разрешение в восстановленных изображениях. Однако он также дает относительно высокий уровень шума в восстановленных изображениях. Такой теоретически «оптимальный» фильтр в клинической практике называют резким или костным фильтром. Часто используются фильтры, снижающие уровень шума в реконструированных изображениях; эти фильтры обеспечивают некоторый спад на высоких частотах.

Умеренный спад достигается с помощью фильтра Шеппа-Логана, который обеспечивает менее шумные изображения, лучшее разрешение по низкому контрасту и несколько худшее пространственное разрешение в восстановленных изображениях; такие фильтры называются нормальными фильтрами. Еще более сильный спад на высоких частотах приводит к дальнейшему снижению шума, лучшему низкоконтрастному разрешению, но заметно худшему пространственному разрешению. Такие фильтры в клинических приложениях называются фильтрами мягких тканей. КТпредлагают фильтров сканеры множество реконструкции, оптимизированных конкретных клинических целей. Можно для реконструировать один компьютерный томограф с помощью различных фильтров реконструкции, чтобы оптимизировать визуализацию, например, как костной, так и мягкой ткани.

В КТ могут использоваться и другие методы реконструкции, такие как алгебраическая или итерационная реконструкция. Алгебраическая реконструкция может показаться привлекательной, однако алгебраическая реконструкция путем решения уравнений нецелесообразна в клинической практике из-за больших (512 × 512) матриц, используемых в медицинской визуализации, и несоответствий в уравнениях из-за ошибок измерений и шума.

В настоящее время в компьютерной томографии широко используются итеративные (статистические) реконструкции. Итеративная реконструкция хорошо известна в медицинской визуализации, поскольку она регулярно используется в ядерной медицине. Итерационные методы дают потенциальные преимущества в КТ, включая удаление артефактов в виде полос (особенно при использовании меньшего количества углов проекции) и лучшую производительность при низкодозовых КТ-исследованиях. Однако на итеративно восстановленные изображения могут влиять артефакты, которые отсутствуют на отфильтрованных изображениях обратной проекции, такие как алиасинговые паттерны и перегрузки в областях резких переходов интенсивности. Итеративные алгоритмы реконструкции становятся популярными в коммерческих компьютерных томографах и позволяют получать изображения с низким уровнем шума.

11.5. АКВИЗИЦИЯ

11.5.1. Сканирование проекционной рентгенограммы

Последовательность получения КТ-изображений обычно предваряется проекционной рентгенограммы получением двухмерной (SPR) производители также называют ее scoutview, topogram или scanogram. Для получения SPR используется статичная (не вращающаяся) рентгеновская трубка, узкоколлимированный веерный пучок и подвижный стол. Рентгеновская трубка обычно фиксируется в таком положении, чтобы получить фронтальный или боковой снимок пациента. Перед компьютерной томографией проводится одно или два SPR. Начальное положение для SPR определяется рентгенологом во время размещения пациента на столе перед КТ. Это может быть достигнуто с помощью лазерных позиционирующих ламп, которые устанавливаются внутри и снаружи портала. Объем SPR обычно предопределен для конкретных протоколов КТ и может быть пациентов. SPR адаптирован для отдельных выполняется при промежуточном напряжении трубки (120 кВ) и низком токе трубки (50-100 мА). Связанная с этим радиационная нагрузка на пациента невелика по сравнению с радиационной нагрузкой при КТ. Качество изображения, особенно пространственное разрешение, при СПР скромнее, чем при клинической рентгенографии.

SPR используется для планирования начального и конечного положения последовательности КТ (рис. 11.12). Системы автоматического управления экспозицией (AEC) для КТ получают от SPR информацию о прохождении рентгеновских лучей через пациента и на основе этой информации рассчитывают оптимальный ток трубки в зависимости от продольного положения рентгеновской трубки относительно пациента. Это называется модуляцией тока трубки по оси z.

На рис. 11.13 показана адаптация заряда трубки (мАс) с помощью AEC на четырех уровнях во время спиральной компьютерной томографии. Заряд трубки увеличивается в областях с высоким ослаблением рентгеновских лучей и уменьшается в областях с низким ослаблением. AEC в КТ также может компенсировать разницу в ослаблении под разными углами проекции. Это называется модуляцией тока трубки по оси х-у.

11.5.2. Аксиальная компьютерная томография

Аксиальная компьютерная томография предполагает получение профилей просвечивания с помощью вращающейся рентгеновской трубки и статичного стола. Осевая съемка обычно выполняется с полным поворотом рентгеновской трубки на 360°, но для повышения временного разрешения этот процесс может быть сокращен до более короткой съемки «180° + веерный угол».



РИС. 11.12. Сканирование проекционных рентгенограмм для планирования КТ головного мозга, КТ грудной клетки и КТ поясничного отдела позвоночника. Техник выбирает на КТ-рентгенограмме оптимальный диапазон сканирования, FOV (отмечено желтым) и ангуляцию (только для головы).



РИС. 11.13. SPR можно использовать для достижения AEC во время компьютерной томографии. Значения мAc указаны на четырех уровнях, но во время спиральной съемки заряд трубки постоянно оптимизируется на каждом уровне в пределах сканируемого диапазона.

Угол поворота может быть увеличен, например, до 720°, чтобы повысить разрешение при низком контрасте за счет более высокого заряда трубки (мАс). Полная компьютерная томография обычно включает в себя последующие аксиальные съемки, чтобы охватить клинически значимый объем. Это достигается переводом стола («шаг») после каждого аксиального получения («съемки»). Это называется «шаг и съемка». Обычно перевод стола равен толщине среза, так что последующие аксиальные регистрации могут быть реконструированы как последовательные аксиальные изображения. На рис. 11.14 (слева) показана геометрия аксиальной компьютерной томографии.

11.5.3. Спиральная компьютерная томография

Спиральная компьютерная томография появилась в 1989 году, когда получение изображения с помощью вращающейся рентгеновской трубки было совмещено с движущимся столом. Внедрение спиральной КТ значительно улучшило характеристики компьютерной томографии. Преимущества спиральной компьютерной томографии заключаются в сокращении времени сканирования и более последовательном получении трехмерной информации о сканируемом объеме. К недостаткам спиральной КТ относится появление артефактов, таких как артефакт ветряной мельницы. На рис. 11.14 показана геометрия спиральной КТ (справа). Круговая траектория рентгеновской трубки превращается в спиральный ход с точки зрения пациента. Спиральное сканирование позволяет получить изображение большого интересующего объема за одну задержку дыхания и стало предпосылкой для разработки высококачественной КТ-ангиографии. Перевод стола обычно выражается относительно (номинальной) ширины луча (в односрезовой КТ она равна ширине среза): отношение перевода стола на 360° поворота трубки относительно номинальной ширины луча в спиральной КТ называется питчфактором. Время вращения односрезовых КТ-сканеров составляет 1-2 с, а толщина среза (и номинальная ширина луча) в большинстве клинических применений составляет 5-10 мм.



РИС. 11.14. Геометрия аксиальной КТ (слева) и спиральной КТ (справа).

11.5.4. МДКТ-сканирование

Через десять лет после появления спиральной КТ был сделан следующий шаг в технологии КТ, обеспечивший еще больше новых клинических применений: появились быстро вращающиеся МДКТ-сканеры (см. раздел 11.3) с 64 смежными активными решетками детекторов, позволяющими одновременно измерять соответственно большое количество профилей излучения. При этом время вращения уменьшилось до 0,3-0,4 с, что позволило сканировать практически все тело взрослого человека за одну задержку дыхания при толщине среза значительно меньше 1 мм. Снимки на МДКТ-сканерах обычно выполняются в спиральном режиме. Исключение составляют КТ легких высокого разрешения, а также КТ сердца с пошаговой съемкой для коронарного кальциевого скоринга или коронарной КТ-ангиографии.

11.5.5. КТ сердца

КТ сердца основана на синхронизации реконструкции изображения с электрокардиограммой (ЭКГ) и выборе наилучшей фазы покоя сердца. На рис. 11.15 показаны реконструкции сердца в разные фазы сердечного ритма.



РИС. 11.15. Реконструкции сердца в различных фазах сердечной деятельности. В данном примере фаза сердца, соответствующая 70 % интервала относительного риска, дает наилучший результат без движения.

Обратите внимание на разницу в размытии коронарных артерий в разные фазы сердца. В данном случае фаза сердца, соответствующая 70 % интервала относительного риска, дает наилучший результат без движения (70 % – начало интервала фаз сердца). Реконструкция сердца может быть выполнена с помощью ретроспективных реконструкций с привязкой к ЭКГ и проспективных реконструкций с привязкой к ЭКГ. Реконструкции с использованием ретроспективного выделения фаз сердца основаны на регистрации исходных данных и ЭКГ в течение одного или нескольких полных сердечных циклов. Альтернативой ретроспективным реконструкциям с привязкой к ЭКГ является проспективная пошаговая съемка. Преимуществом таких съемок является снижение дозы облучения пациента. Некоторые компьютерные томографы позволяют проводить проспективное сканирование всего сердца в течение одного сердечного сокращения в заранее выбранной фазе сердечного покоя. В качестве примера можно привести быстрый двухисточниковый компьютерный томограф, способный выполнять спиральную съемку всего сердца, и широкополосный конусный компьютерный томограф, выполняющий съемку всего сердца за один оборот. Такие новые методики «одного удара сердца» способны существенно снизить дозу облучения.

11.5.6. КТ-флюороскопия и интервенционные процедуры

Динамическая компьютерная томография может использоваться для проведения вмешательств под контролем изображения с помощью техники, известной как КТ-флюороскопия. Технические достижения в области КТ, такие как непрерывно вращающаяся рентгеновская трубка, короткое время вращения и оборудование, достаточно быстрое для реконструкции изображения в реальном времени, создают технические предпосылки для проведения КТ-флюороскопии. Дополнительное оборудование, необходимое для КТ-флюороскопии, включает устройство, позволяющее управлять сканером из помещения сканера, и установку мониторов для просмотра изображений, которые также можно вывести на экран в помещении сканера.

На рис. 11.16 показан аксиальный план сканирования, который используется для подготовки к пункции; маркеры на коже позволяют планировать положение входа иглы и определять цель для пункции. Обратите внимание, что шум на изображении пункции, выполняемой под контролем КТ-флюороскопии, значительно выше по сравнению с диагностическим планом сканирования. При КТ-флюороскопии обычно достаточно скромного качества изображения, и процедуру следует проводить при низком токе трубки, чтобы уменьшить облучение пациента и персонала.

Количество клинических показаний для МДКТ-флюороскопии постоянно растет. Входная доза облучения кожи пациента должна контролироваться, чтобы исключить возникновение детерминированных кожных эффектов. Персонал, находящийся в комнате сканирования во время КТ-флюороскопии, должен быть защищен от воздействия рассеянного излучения путем ношения свинцового фартука и нахождения на максимально возможном расстоянии от сканера.

323



РИС. 11.16. План сканирования для подготовки к пункции позволяет определить цель (слева). Во время пункции под контролем КТ-флюороскопии можно точно визуализировать положение иглы (справа).

Оператор должен соблюдать те же меры предосторожности, что и при обычной рентгеноскопии: количество сеансов КТ должно быть как можно меньше, а продолжительность сеансов – как можно короче. Эти меры позволяют снизить лучевую нагрузку как на пациента, так и на персонал. Для получения информации о ходе процедуры часто достаточно однократного аксиального сканирования в малой дозе; динамическая КТ-флюороскопия должна применяться только в тех случаях, когда одно аксиальное сканирование не дает достаточной информации. Особое внимание следует уделять тому, чтобы избежать прямого облучения руки оператора. Оператор должен манипулировать иглой во время КТ-флюороскопии только с помощью специального иглодержателя, который обеспечивает большее расстояние между рукой оператора и пучком рентгеновских лучей, тем самым предотвращая прямое воздействие на руку.

11.5.6.1. КТ с контрастным усилением

Контраст может быть искусственно создан внутри или между структурами, которые не были бы видны на снимках без усиления. Например, при КТ-ангиографии йод вводится внутривенно во время КТ-сканирования для усиления контраста между сосудом и стенками сосуда (рис. 11.17 (слева)). При некоторых исследованиях брюшной полости разбавленный раствор йода вводят перорально перед сканированием для усиления контраста в желудочно-кишечном тракте. При КТ-колонографии газ может нагнетаться через прямую кишку для усиления контраста между толстой кишкой и окружающими ее тканями (рис. 11.17 (справа)).

11.5.7. Специальные приложения

Среди специальных применений КТ – хорошо зарекомендовавшее себя использование для планирования радиотерапевтического лечения и более экспериментальные применения, такие как двухэнергетическая КТ и динамические объемные КТ-исследования.

При планировании радиотерапевтического лечения КТ сканирует пациента в положении для лечения, используя плоскую столешницу. Широкополосные сканеры имеют достаточно большое отверстие в портале, чтобы пациент мог проходить сканирование в таком положении. Необходимо тщательно следить за позиционированием пациента и выравниванием по точным лазерным системам. Сопоставление значений HU с плотностью электронов требует тщательной калибровки медицинским физиком.

Двухэнергетическая компьютерная томография требует визуализации интересующего объема при двух напряжениях трубки. Дополнительная фильтрация пучка может быть использована для оптимизации выбора двух используемых рентгеновских спектров. Двухэнергетическая компьютерная томография обещает обеспечить улучшенную дискриминацию определенных тканей и патологий, включая точную дифференциацию мочевых камней, которые могут содержать или не содержать мочевую кислоту. Другие области применения могут включать улучшенную визуализацию сухожилий кисти и стопы, а также поддержку при удалении костей из реконструкций снимков КТ-ангиографии.



РИС. 11.17. КТ-ангиография. Трехмерное изображение сосудов с йодом, введенным внутривенно (слева). КТ-колонография с использованием газа, нагнетаемого через прямую кишку (справа).

Некоторые сканеры позволяют проводить динамическую компьютерную томографию (также известную как 4-D КТ), при которой интересующий объем можно отслеживать в зависимости от времени. Такие исследования можно использовать для визуализации движения суставов или контрастного усиления органов (перфузия или линамическая KTангиография). На рис. 11.18 показан пример динамической КТ-ангиографии всего мозга с помощью объемного компьютерного томографа. На этих изображениях контрастное усиление сосудов с временным разрешением позволяет проследить артериальную и венозную фазы. К другим анатомическим объектам для КТ-перфузии относятся сердце и печень. Во время динамических КТ-исследований, как и при КТ-флюороскопии, оператор должен помнить, что доза облучения кожи может быстро накапливаться. Дозу облучения кожи пациента следует поддерживать на уровне менее 2 Гр, чтобы избежать детерминированных кожных эффектов, таких как эритема и эпиляция (см. раздел 20.12).

11.6. КАЧЕСТВО КТ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Основными параметрами КТ являются напряжение трубки, ток трубки и время вращения. Относительно высокое напряжение трубки (120-140 кВ) используется для достижения хорошего пропускания рентгеновских лучей и достаточного сигнала детектора. Для специальных применений, таких как исследования с контрастным усилением и педиатрические исследования, может быть выгодно использовать относительно низкое напряжение трубки, в диапазоне 80-100 кВ.



РИС. 11.18. Динамическое КТ-ангиографическое исследование головного мозга с помощью объемного компьютерного томографа, охватывающего весь мозг (Aquilion ONE, Toshiba).

Используемый трубки ограничен ток длительным временем сканирования И теплоемкостью рентгеновской трубки. а также соображениями дозы облучения пациента. Чтобы избежать артефактов движения, время вращения должно быть как можно меньше. Для сканирования, которое менее подвержено артефактам движения и требует хорошего низкоконтрастного разрешения (например, сканирование мозга), можно выбрать более длительное время вращения, чтобы обеспечить соответствующее низкоконтрастное разрешение.

11.6.1. Качество изображения

Отличное низкоконтрастное разрешение КТ-изображений является наиболее заметной характеристикой, отличающей КТ от других видов нетомографической рентгенографии. Низкое контрастное разрешение – это способность обнаруживать структуры, которые имеют лишь небольшую разницу в сигнале по сравнению с их непосредственным окружением. Шум изображения является основным ограничением для низкоконтрастного разрешения и может быть уменьшен с улучшением качества изображения путем использования ряда стратегий. Чаще всего шум снижается за счет увеличения потока фотонов (см. главу 4), что достигается путем увеличения тока трубки (мА) ценой облучения пациента. В качестве альтернативы шум снижается за счет увеличения толщины реконструированного среза или изменения выбора алгоритма реконструкции, но за счет снижения пространственного разрешения. К параметрам, влияющим на низкое контрастное разрешение, относятся напряжение трубки, фильтрация луча и использование контрастного вещества. Влияние шума на КТ-изображение показано на рис. 11.19, где 100 %-ное изображение соответствует реальному клиническому исследованию. Необработанные данные клинического исследования были обработаны алгоритмом моделирования низкой дозы облучения, который добавляет шум для имитации качества изображения для исследований, выполненных при 75 %, 50 % и 25 % от клинически используемого тока трубки. При более низком токе трубки внешний вид низкоконтрастных поражений печени ухудшается из-за увеличения шума на изображениях.



РИС. 11.19. КТ-сканирование печени с контрастным усилением, полученное при нормальной экспозиции (100%) и с добавлением дополнительного шума для имитации экспозиций 75%, 50% и 25% от нормальной экспозиции.

Физики обычно проверяют эффективность низкоконтрастного разрешения с помощью фантомов, содержащих различные по размеру низкоконтрастные вставки. Оценка полученного изображения может быть как субъективной, когда наблюдатель определяет, видна вставка или нет, так и объективной, с расчетом отношения контраста к шуму. Определение спектра мощности шума позволило бы получить более объективную оценку производительности сканера, но пока не применяется в широких масштабах.

Пространственное разрешение, или высококонтрастное разрешение, – это способность наблюдать контуры небольших объектов в сканируемом объеме. Небольшие объекты могут быть хорошо различимы только в том случае, если они имеют достаточно большую разницу в сигнале. Пространственное разрешение ограничивается геометрией томографа, алгоритмом реконструкции и толщиной восстановленного среза. Размер вокселя часто используется в качестве показателя пространственного разрешения, хотя меньший размер вокселя не обязательно означает лучшее пространственное разрешение. Пространственное разрешение вдоль оси z обычно определяется с помощью профиля чувствительности среза, при этом отклик часто оценивается как полная ширина на половине максимума, в то время как в аксиальной плоскости он предпочтительно измеряется как функция распределения точек (PSF) (см. раздел 4.4.1). На ее основе можно рассчитать передаточную функцию модуляции (MTF). ЧКХ дает полезную информацию о качестве изображения, хотя клиническая оценка ЧКХ в клинических условиях может быть сложной и обычно проводится только медицинскими физиками при приемке и вводе в эксплуатацию новых сканеров или после серьезных модернизаций. Производители КТ-сканеров предоставляют информацию о ЧКХ, которая должна измеряться в соответствии с международными стандартами [11.3]. Характеристики современных 64-срезовых сканеров по пространственному разрешению, выраженному как полная ширина в полумаксимуме ФРП, находятся в диапазоне 0,6-0,9 мм во всех трех измерениях.

На рис. 11.20 показаны изображения фантома CatPhan, который широко используется для оценки качества изображения компьютерных томографов. Изображение слева позволяет оценить значения HU для четырех больших вставок по периферии фантома для материалов воздух, полиэтилен низкой плотности, ПММА и тефлон. Низкоконтрастные акриловые вставки разного диаметра вокруг центра используются для определения влияния размера объекта на обнаруживаемость при низком контрасте. На изображении в центре показаны пары высококонтрастных линий, которые позволяют субъективно оценить пространственное разрешение. Изображение справа позволяет объективно измерить пространственное разрешение, как PSF небольшой вольфрамовой бусины. Это изображение также можно использовать для оценки однородности изображения.

Временное разрешение – это способность распознавать быстро движущиеся объекты на отображаемом КТ-изображении. Хорошее временное разрешение позволяет избежать артефактов движения и размытости изображения, вызванных движением. Хорошее временное разрешение в КТ достигается за счет быстрого сбора данных благодаря быстрому вращению рентгеновской трубки. Алгоритмы реконструкции, используемые в КТ общего применения, в принципе обеспечивают временное разрешение, равное времени поворота на 360° с полной реконструкцией.

Наилучшее достижимое на практике временное разрешение составляет чуть более 50 % от времени вращения при использовании реконструкции с углом поворота 180° и веером. Временное разрешение может быть улучшено за счет использования специальных алгоритмов реконструкции, например, при КТ сердца с сегментированной реконструкцией или при использовании КТ с двумя источниками. Пока не существует простых методик, позволяющих измерить временное разрешение в клинических условиях.

329



РИС. 11.20. Изображения фантома CatPhan, полученные при различных координатах z и показывающие различные модули фантома.

11.6.2. Исследования клинических наблюдателей

Фундаментальное тестирование качества физического изображения, описанное в предыдущем разделе, позволяет получить информацию о производительности компьютерного томографа. Такая информация может быть использована для составления спецификаций продукта и контроля качества (см. главу 19). Однако она не дает достаточной информации для разработки клинических протоколов получения изображений. Причина в том, что в значительной степени неизвестно, какое качество клинического изображения требуется радиологам для решения конкретных клинических задач, как с точки зрения фундаментальных показателей качества изображения, так и прагматических параметров, полученных на основе тестовых объектов. По практическим причинам протоколы получения клинических изображений во многом основаны на опыте и консенсусе, но предпочтительно, чтобы они были основаны на исследованиях клинических наблюдателей и соответствующих научных данных (см. также главу 23). Однако исследования наблюдателей, направленные на оптимизацию протоколов получения изображений, В компьютерной томографии встречаются редко. Одна из причин этого заключается в том, что получение дополнительных снимков для одного и того же пациента чаще всего считается нецелесообразным из-за дополнительной лучевой нагрузки. Однако, как показано на рис. 11.19, сканирование с меньшей дозой облучения может быть смоделировано с помощью математических моделей, которые добавляют шум к исходным данным, чтобы определить уровни шума изображения, которые могут быть допустимы для конкретных задач наблюдателя. Соответствующим образом разработанные исследования наблюдателей могут помочь в определении оптимального тока трубки для протоколов КТ. Оптимизация напряжения трубки является более сложной задачей, поскольку не было описано соответствующих алгоритмов для моделирования влияния напряжения трубки на качество изображения, и

оптимизация основывается в основном на теоретических соображениях, фантомных исследованиях (например, направленных на достижение оптимального CNR в исследованиях КТ-ангиографии с йодным усилением) и консенсусе наблюдателей.

11.6.3. Влияние параметров получения и реконструкции на качество изображения

Многие параметры реконструкции и просмотра влияют на качество изображения и работу наблюдателя. К ним относятся толщина реконструированного среза, фильтр реконструкции, оконный режим и реформаты изображения, которые могут использоваться в дополнение к просмотру аксиальных изображений. Любое КТ-изображение может быть реконструировано с помощью одного или нескольких фильтров реконструкции. На рис. 11.21 показано одно и то же изображение, реконструированное с толщиной среза 10, 5 и 0,5 мм. Обратите внимание, что как на объемных, так и на корональных изображениях пространственное разрешение значительно улучшается при меньшей толщине среза. Реконструкции обычно выполняются при толщине среза ≤1 мм.

изображения Bo время чтения радиолог может выбрать соответствующие настройки окна для конкретной анатомии и патологии, представляющей интерес. Это показано на рис. 11.22 для четырех аксиальных КТ-изображений головы, созданных с помощью постобработки и полученных из одного и того же снимка. Изображения слева реконструированы с помощью фильтра реконструкции мягких тканей; изображения справа реконструированы с помощью фильтра реконструкции острых костей. Изображения в верхнем ряду представлены в окне с настройками для мозга (уровень окна 50, ширина окна 100); изображения в нижнем ряду представлены в окне с настройками для кости (уровень окна 1000, ширина окна 2500). Как видно, изображение в левом верхнем углу обработано и имеет соответствующее окно для оценки тканей мозга. Аналогично, детали черепа лучше представлены на правом нижнем изображении благодаря соответствующей реконструкции и настройкам. На изображении в правом верхнем углу ткани мозга представлены плохо из-за шума изображения, возникшего в результате неправильного использования фильтра для реконструкции костей, а кости на изображении невозможно оценить из-за используемых настроек окна. Аналогичным образом, изображение в левом нижнем углу затрудняет анализ костей из-за размытия костей в результате использования фильтра реконструкции мягких тканей, в то время как ткани мозга не могут быть оценены из-за использования настройки окна для костей.

В дополнение к считыванию осевых изображений можно использовать множество реформатов изображений.

На рис. 11.23 показано аксиальное изображение головного мозга и три дополнительных реформата: корональное, сагиттальное и объемное изображение.

На рис. 11.24 показаны два изображения грудной клетки: слева – проекция максимальной интенсивности, справа – объемное трехмерное изображение.



РИС. 11.21. Реконструкции одного и того же снимка при толщине срезов 10 мм (вверху), 5 мм (в середине) и 0,5 мм (внизу), слева - объемные изображения (3-D представление исследования), справа - корональные виды (2-D представление исследования).



РИС. 11.22. Четыре КТ-изображения головы. Изображения слева реконструированы с помощью фильтра реконструкции мягких тканей; изображения справа реконструированы с помощью фильтра реконструкции костей.

11.6.4. Артефакты

Надлежащее качество изображения при КТ достигается только при регулярном проведении калибровки сканера в соответствии с протоколами, предписанными производителями. К ним относятся частые воздушные калибровки и, реже, калибровки с использованием однородных водных фантомов. Воздушные калибровки позволяют получить информацию о небольших различиях в реакции отдельных датчиков. Это очень важно, поскольку прогнозы должны быть точными с точностью до 0,5%. Калибровки на фантомах позволяют в некоторой степени скорректировать эффект упрочнения луча.

Артефакты могут быть связаны с получением, реконструкцией или пациентом. Артефакты, связанные с получением, включают кольцевые артефакты (рис. 11.25), которые возникают при неисправности одного или нескольких датчиков, и непригодные изображения, которые могут возникнуть в результате неисправности рентгеновской трубки во время получения изображения. Завышенная дискретизация проекционных данных может привести к появлению муара, а послесвечение детектора – к размытию изображения.



РИС. 11.23. Аксиальное изображение мозга (вверху слева) и три дополнительных реформата: корональное изображение (вверху справа), сагитальное изображение (внизу слева) и объемное изображение (внизу справа).



РИС. 11.24. Два изображения грудной клетки. Слева – проекция максимальной интенсивности, справа – объемное трехмерное изображение.

Важный артефакт, возникающий при использовании толстых срезов, возникает в результате усреднения линейного коэффициента ослабления вдоль оси z вокселя. Этот артефакт называется эффектом частичного объема; из-за него небольшой объект высокой плотности кажется более крупным объектом низкой плотности и проявляется, например, при рассмотрении кортикальной кости на толстых срезах КТ. Этого можно избежать, используя более тонкие срезы.



РИС. 11.25. Кольцевой артефакт возникает в случае неисправности одного или нескольких детекторов (слева). Металлические артефакты возникают в результате закалки пучка и низкой дозы на детекторе.

Сильное ослабление пучка рентгеновских лучей компактной костью, кальцификатами или металлическими предметами может привести к артефакту усиления пучка. Очень сильный артефакт возникает при сканировании металлического протеза; этот эффект называется металлическим артефактом и возникает, когда протез почти полностью ослабляет пучок рентгеновских лучей. На рис. 11.25 также показаны типичные полосы на осевом изображении, возникающие при сканировании большого металлического имплантата. На этом снимке сканировался протез тазобедренного сустава.

Артефактов, связанных с пациентом, иногда можно избежать, если правильно проинструктировать пациента воздерживаться от движений во время сканирования и сохранять задержку дыхания в течение всего сканирования, особенно при сканировании туловища. Движения сердца и пульсации сосудов избежать невозможно. Поэтому очень важно оптимизировать съемку, например, коронарных артерий или аорты для достижения наилучшего временного разрешения. Хорошо известно, что пульсация аорты может вызывать артефакты, имитирующие расслоение аорты. В этом случае артефакт может иметь серьезные последствия для пациента, если его не распознать как артефакт.

ссылки

- [11.1]BERNINGER, W.H., REDINGTON, R.W., Multiple Purpose High Speed Tomograph-ic X-Ray Scanner, Patent #4196352, General Electric Company, USA (1980).
- [11.2]MORI., I., Computerized Tomographic Apparatus Utilizing a Radiation Source, US Patent #4630202 (1986).

[11.3] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Evaluation and Routine Testing in Medical Imaging Departments – Part 3-5: Acceptance Tests – Imaging Performance of Computed Tomography X ray Equipment, Rep. IEC 61223-3-5, IEC, Geneva (2004).

БИБЛИОГРАФИЯ

BUZUG, T.M., Computed Tomography: From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT, Springer-Verlag, Berlin and Heidelberg (2008).

HSIEH, J., Computed Tomography: Principles, Design, Artefacts, and Recent Ad-vances, 2nd edn, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (2009).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Computed Tomography: Diagnostic and Therapy Applications, IAEA Human Health Series No. 19, IAEA, Vienna (2012).

KAK, A.C., SLANEY, M., Principles of Computerized Tomographic Imaging, IEEE Press, New York (1988), http://www.slaney.org/pct/ (accessed on 23 August 2012).

KALENDER, W.A., Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications, 2nd edn, Publicis Corporate, Erlangen (2005).

NAGEL, H.D., (Ed.), Radiation Exposure in Computed Tomography: Fundamentals, Influencing Parameters, Dose Assessment, Optimisation, Scanner Data, Terminology, 4th edn, CTB Publications, Hamburg (2002).

Глава 12

ФИЗИКА УЛЬТРАЗВУКА

Дж. К. Лейсфилд Университет Западного Онтарио, Лондон, Канада

12.1. ВВЕДЕНИЕ

наиболее Ультразвук является распространенным методом диагностической визуализации, составляя около 25% всех исследований, проводимых в начале XXI века во всем мире. Успех ультразвука можно объяснить рядом привлекательных характеристик, включая относительно портативность низкую стоимость и ультразвукового сканера, неионизирующий характер ультразвуковых волн, способность получать изображения кровотока и движущихся структур, таких как бьющееся сердце, в режиме реального времени, а также внутреннюю контрастность структур мягких тканей, которая достигается без необходимости введения контрастного вещества. Последняя характеристика позволяет использовать ультразвук для широкого спектра медицинских применений, которые исторически включали в себя визуализацию сердца и сосудов, визуализацию органов брюшной полости и, что наиболее известно, внутриутробную визуализацию развивающегося плода. Постоянное совершенствование технологий продолжает расширять сферу применения ультразвука, включая визуализацию рака, опорно-двигательного аппарата, офтальмологию и другие области.

Термин «ультразвук» относится именно к акустическим волнам с частотой, превышающей максимальную частоту, слышимую человеком, которая номинально составляет 20 кГц. Диагностическая визуализация обычно проводится с помощью ультразвука в диапазоне частот 2-15 МГц. Выбор частоты обусловлен компромиссом между пространственным разрешением и глубиной проникновения, поскольку волны более высокой частоты могут быть сфокусированы более плотно, но быстрее ослабляются тканями. На информацию, содержащуюся в ультразвуковом изображении, влияют физические процессы, лежащие в основе распространения, отражения и затухания ультразвуковых волн в тканях.

12.2. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ ПЛОСКИЕ ВОЛНЫ

12.2.1. Одномерные ультразвуковые волны

Акустическая волна – это перемещающееся возмущение давления, которое вызывает чередующиеся сжатия и разрежения (расширения) среды распространения. Сжатия и разрежения смещают инкрементные объемы среды, и волна распространяется за счет передачи импульса между инкрементными объемами. Каждый дополнительный объем среды совершает небольшие колебания относительно своего первоначального положения, но не перемещается вместе с возмущением давления.

Математическое описание волны давления p(x, t), распространяющейся по одному пространственному измерению x через однородную, не затухающую текучую среду, можно сформулировать, начиная с уравнения Эйлера:

$$\frac{\partial}{\partial x}p(x,t) + \rho_0 \frac{\partial}{\partial t}u(x,t) = 0$$
(12.1)

и уравнение непрерывности:

$$\frac{\partial}{\partial t}p(x,t) + \frac{1}{k}\frac{\partial}{\partial x}u(x,t) = 0$$
(12.2)

В уравнениях (12.1, 12.2), го плотность невозмущенной массы среды, к сжимаемость среды (т. е. дробное изменение объема на единицу давления в единицах Па-1), а u(x, t) скорость частиц, создаваемых волной.

Уравнение Эйлера, которое можно вывести из второго закона движения Ньютона, гласит, что возмущение давления ускоряет приращение объемов, составляющих среду. Уравнение непрерывности, которое можно вывести, написав баланс масс для приращения объема среды, гласит, что чистый поток материала в приращение объема приводит к локальному изменению давления. Эти уравнения первого порядка можно объединить, чтобы получить уравнение акустической волны:

$$\frac{\partial^2}{\partial x^2} P(x,t) - \frac{1}{k^2} \frac{\partial^2}{\partial t^2} P(x,t) = 0$$
(12.3)

где $c = \frac{1}{\sqrt{\rho_0 k}}$ – это скорость звука.

Монохроматическое решение уравнения (12.3) для плоской волны имеет вид:

$$p(x,t) = P\cos(\omega t - kx) \tag{12.4}$$

где P это амплитуда волны, w = 2pf - радианная частота, соответствующая циклической частоте, <math>f, в Герцах, а k = 2p/l = 2pf/c -это волновое число, соответствующее длине волны, l, которая связана с частотой и скоростью звука следующим образом c = fl.

12.2.2. Акустическое давление и интенсивность

Как следует из уравнения (12.4), ультразвуковая волна может быть описана ее частотой, f, и амплитудой давления, P. Диагностическая визуализация обычно проводится при пиковом давлении в диапазоне 0.1-4 МПа. Сила ультразвуковой волны также может быть охарактеризована ее интенсивностью, I, которая представляет собой среднюю мощность на единицу площади поперечного сечения, оцененную по поверхности, перпендикулярной направлению распространения. Для плоских волн средняя по времени интенсивность связана с амплитудой следующим образом:

$$I = \frac{P^2}{2\rho_0 c}$$
(12.5)

Часто удобно выражать интенсивность акустики в децибелах, дБ, которые представляют собой относительную логарифмическую шкалу, определяемую как:

$$I_{\rm gb} = 10 \, lg \big(I \,/\, I_{\rm obp} \big) \tag{12.6}$$

где I интенсивность волны в линейных единицах и I_{db} – интенсивность волны в дБ по отношению к контрольной интенсивности, I_{ref} .

12.2.3. Отражение и передача

Ультразвуковое изображение отображает величину (абсолютное значение амплитуды) ультразвукового эха, поэтому физическое понимание отражения акустических волн очень важно для интерпретации изображений. Рассмотрим пример, когда вы кричите в спортзале с кирпичной стеной и слышите, как ваш голос отражается от дальней стены. Когда фаза положительного давления акустической волны достигает стены, воздух сжимается о поверхность стены. Стена массивна и жестка по сравнению с воздухом, поэтому частицы воздуха не будут обладать достаточным импульсом для ускорения, вместо этого они отскакивают от поверхности стены и сжимаются о частицы воздуха позади них. Сжатие воздуха при отскоке от стены создает акустическую волну, движущуюся в направлении, противоположном первоначальному крику.

Изменения массы и жесткости среды, которые приводят к отражению, можно объединить в одно свойство, называемое акустическим импедансом, Z. Для распространения плоской волны акустический импеданс определяется следующим образом:

$$Z = \rho_0 c = \sqrt{\rho_0 k} \tag{12.7}$$

Рассмотрим плоскую волну, движущуюся в полубесконечном полупространстве со скоростью звука с₁ и акустический импеданс Z_1 падающего на плоскую границу со вторым полубесконечным полупространством со скоростью звука c_2 и импеданс Z_2 (рис. 12.1). Углы падения, отражения и пропускания (q_i , q_r и q_t , соответственно), которые измеряются относительно нормали к границе, связаны акустическим вариантом закона Снелла и где $\theta_r = \theta_i$:



РИС. 12.1. Углы падения, отражения и пропускания на плоской границе раздела материалов со скоростью звука c1 и второй материал с более высокой скоростью звука c2.

Уравнение (12.8) показывает, что волна, переданная во вторую среду, изгибается по нормали, если $c_1 > c_2$ и в сторону от нормали если $c_1 < c_2$. Это изменение направления называется рефракцией и может быть важным источником артефактов в некоторых клинических приложениях визуализации. Предельный случай рефракции имеет место, когда $c_2 > c_1$ и $q_i > \sin^{-1}(c_1/c_2)$, и в этом случае q_t является мнимым согласно Ур. (12.8) and и волна полностью отражается.

Амплитуды падающей и отраженной волн (P_i и P_r , соответственно) связаны коэффициентом отражения, R. Для плоских волн в жидкой среде коэффициент отражения определяется:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 \cos \theta_i - Z_1 \cos \theta_t}{Z_2 \cos \theta_t - Z_1 \cos \theta_i}$$
(12.9)

Числитель в уравнении (12.9) указывает на то, что отражение возникает, когда акустическая волна сталкивается с разницей в акустическом сопротивлении, поэтому ультразвуковое изображение можно представить как карту относительных изменений акустического сопротивления в тканях. Поскольку амплитуда является знаковой величиной, $-1 \le R \le 1$. А Отрицательное значение R означает, что отраженная волна инвертирована по отношению к падающей. Амплитуды падающей волны и волны, прошедшей во второе полубесконечное полупространство, P_t , связаны между собой коэффициентом пропускания, T, которая должна быть выражена в форме, учитывающей возможность полного отражения:

$$T = \frac{P_t}{P_i} = \begin{cases} \frac{2Z_2 \cos \theta_i}{Z_2 \cos \theta_i + Z_1 \cos \theta_t}, & c_1 \ge c_2 \text{ или } \theta_i \le \sin \left(\frac{c_1}{c_1}\right)^{-1} \\ 0, & c_1 < c_2 \text{ и } \theta_i > \sin \left(\frac{c_1}{c_1}\right)^{-1} \end{cases}$$
(12.10)

Более простые выражения для R и T для частного случая нормального падения можно получить, задав g $q_i = q_t = 0$ в уравнениях (12.9, 12.10). Сравнимые выражения для интенсивности отраженного и пропущенного излучения можно также получить, используя уравнение (12.5) для замены на P_i , P_r и P_t и отмечая, что r_oc -член в знаменателе уравнения (12.5) – это акустический импеданс.

12.2.4. Затухание

Термин «затухание» охватывает все механизмы, посредством которых энергия волны рассеивается по мере ее распространения, включая зеркальное отражение (см. раздел 12.2.3), дивергенцию, рассеяние от неоднородностей среды и тепловое поглощение, при котором механическая энергия волны преобразуется в тепло. Поглощение является наиболее значительным источником затухания в диагностическом ультразвуке. Включение поглощающих членов в волновое уравнение изменяет решение плоской волны от формы, приведенной в уравнении (12.4), до экспоненциально затухающей синусоиды: $p(x,t) = Pe^{-\alpha x} \cos(\omega t - kx)$ (12.11)

где *α* частотно-зависимый коэффициент амплитудного затухания в Неперах (Нп)/м.

В идеальной вязкой жидкости α пропорционально квадрату частоты, но в мягких тканях наличие механизмов поглощения в дополнение к вязкой релаксации приводит к нецелочисленному степенному закону зависимости от частоты, т. е. α пропорционально f^m , где 1 < m < 2. Для большинства применений диагностического ультразвука используется приближение линейной зависимости затухания от частоты, т. е. $m \approx 1$, оказывается достаточным. Основное следствие зависимости затухания от частоты затухания является то, что волны высокой частоты затухают быстрее, чем волны низкой частоты, и, следовательно, обеспечивают меньшую глубину проникновения для визуализации.

12.3. УЛЬТРАЗВУКОВЫЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

12.3.1. Скорость звука, акустический импеданс и коэффициент затухания

Типичные скорости звука в биологических тканях приведены в табл. 12.1, а также скорости звука для некоторых других справочных материалов. Как правило, твердые тела имеют самую высокую скорость звука, а газы самую низкую. Обратите внимание, что скорость звука в мягких тканях аналогична скорости звука в воде при температуре тела. Это сходство между водой и мягкими тканями справедливо для большинства акустических свойств и оправдывает использование уравнений для жидких сред при анализе распространения волн в биомедицинском ультразвуке.

В таблице 12.1 также приведено сравнение акустического импеданса некоторых репрезентативных тканей и других материалов. Акустическое сопротивление соответствует той же общей закономерности, что и скорость звука: низкие значения в газах, промежуточные значения в жидкостях и мягких тканях и высокие значения в твердых телах.

Коэффициенты затухания в биологических тканях обычно указываются в дБ/(см-МГц), где единицы отражают тот факт, что акустическая интенсивность обычно указывается в децибелах, а не в Неперах, а также приближенную линейную частотную зависимость затухания. Пересчет в дБ производится следующим образом: 1 Нп ≈ 8,686 дБ. Коэффициенты затухания для репрезентативных тканей приведены в таблице 12.1.

12.3.2. Рассеяние

Подобно механизму зеркального отражения, описанному в разделе 12.2.3, рассеяние происходит, когда ультразвуковая волна сталкивается с изменением акустического импеданса среды. Рассеяние происходит, когда волна сталкивается с элементами, размеры которых равны или меньше длины волны. Рассеянное эхо является всенаправленным и значительно слабее, чем отраженное. Конструктивная и деструктивная интерференция эхосигналов, рассеянных в обратном направлении от особенностей ткани клеточного масштаба к датчику, является источником спекл-текстуры, которая доминирует во внутреннем виде органов на ультразвуковых изображениях. Эхосигналы, рассеянные от датчика, также являются вторичным источником затухания, обычно составляя 10-20 % видимого затухания в изображении.

ТАБЛИЦА 12.1. АКУСТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА ВЫБРАННЫХ МАТЕРИАЛОВ (акустические свойства взяты из Загзебски [12.1] и Шунга [12.2])

Материал	Скорость звука, м/с	Акустическое сопротивление (МРэйл)	Коэффициент затухания (дБ/см при 1 МГц)
Воздух	330	0,0004	12
Вода	1480	1,48	0,0022
Жир	1450-1460	1,34–1,38	0,52
Печень	1555-1570	1,65	0,96
Кровь	1550-1560	1,61–1,65	0,17
Мышцы	1550-1600	1,62-1,71	1,2
Черепная кость	3360-4080	6,0–7,8	11,3

12.3.3. Нелинейное распространение

Нелинейность возникает при распространении акустики, поскольку волна давления изменяет плотность среды, а скорость звука зависит от плотности в соответствии с соотношением $c = \frac{1}{\sqrt{\rho k}}$. Этот эффект пренебрежимо мал при низких акустических интенсивностях; однако вблизи фокуса пучков, используемых для диагностической визуализации, колебания плотности, создаваемые волной, становятся значительными, так что сжимающая фаза волны распространяется с большей скоростью, чем разрежающая фаза волны. Эта нелинейность искажает первоначально синусоидальную волну, превращая ее в пилообразную, поскольку сжимающие сегменты волны догоняют разреженные сегменты, идущие впереди них. Преобразование синусоидальной волны в пилообразную вносит в частотный спектр волны гармоники (т. е. энергию на целых кратных частотах передаваемой основной частоты, f_o). Это явление является физической основой режима гармонической визуализации тканей, который обсуждается в подразделе 13.

12.4. УЛЬТРАЗВУКОВАЯ ТРАНСДУКЦИЯ

12.4.1. Пьезоэлектрические устройства

Ультразвуковые преобразователи стали возможны благодаря открытию Пьером и Жаком Кюри пьезоэлектричества в кварце в 1880 году. Пьезоэлектричество – это обратимое свойство некоторых кристаллических материалов, при котором вибрация, приложенная к противоположным граням кристалла, создает переменный чистый электрический заряд на кристалле, в то время как переменное напряжение, приложенное к кристаллу, вызывает его колебания по толщине. Микроскопический механизм пьезоэлектричества можно понять, представив себе материал как совокупность беспорядочно ориентированных электрических диполей. Приложенная сила деформирует кристалл, в результате чего происходит перестройка диполей, вызывающая появление чистого заряда на кристалле. И наоборот, разность напряжений, приложенная к кристаллу, изменит расположение диполей, тем самым вызывая объемную деформацию кристалла.

Преобразователи, используемые для диагностической визуализации, обычно изготавливаются на основе ферроэлектрической керамики – цирконата-титаната свинца, который обычно обозначается аббревиатурой PZT, по первым буквам химических символов свинца, циркония и титана. РZТ обеспечивает относительно высокую эффективность электрической и механической связи при низкой стоимости. Многие современные PZT преобразователи представляют собой ИЗ композиты И непьезоэлектрического полимера. Композитные материалы имеют более низкий акустический импеданс, чем обычный PZT, что улучшает акустическое взаимодействие в тканях и увеличивает полосу пропускания датчика. Поэтому композитным материалам отдается предпочтение в клинических системах высокого класса, где стоимость датчика не так важна.

Полоса пропускания и чувствительность датчика улучшаются за счет размещения пьезоэлектрического кристалла между подкладочным и согласующим слоем. Задача подкладочного слоя – поглощать ультразвук, излучаемый задней поверхностью кристалла, и гасить реверберацию внутри кристалла. Согласующий слой, приклеенный к передней поверхности кристалла, служит для уменьшения коэффициента отражения между датчиком и тканью, тем самым повышая чувствительность датчика к слабым эхосигналам.

12.4.2. Передаваемый импульс

Полоса пропускания преобразователя определяет длину передаваемого импульса и, следовательно, осевое (т. е. вдоль направления луча) разрешение системы формирования изображений. Передаваемый импульс имеет форму стробированной синусоиды, подобной той, что показана на рис. 12.2. Полная ширина при полумаксимальной (FWHM) длине импульса может быть проще всего определить как количество циклов, N_c , синусоиды, умноженной на длину волны, в этом случае осевое разрешение AR системы формирования изображения составляет:



РИС. 12.2. Типичная форма волны радиочастотного импульса диагностического ультразвука (толстая сплошная кривая) и соответствующая огибающая демодулированного импульса (тонкая сплошная кривая). Также указана FWHM огибающей импульса.

$$AR = \frac{N_c \lambda}{2} \tag{12.12}$$

Деление на 2 в уравнении (12.12) обусловлено тем, что импульс проходит путь от датчика до отражателя и обратно. Преобразователи для ультразвуковой визуализации обычно обладают высокой пропускной способностью, обеспечивая передачу импульсов длительностью 1,5-2,0 цикла и осевое разрешение более 1 мм.

12.4.3. Излучение и дифракция

Картина пучка, создаваемая ультразвуковым датчиком, может быть проанализирована в плоскости, параллельной поверхности апертуры, с помощью теории скалярной дифракции. В основе теории скалярной дифракции лежит принцип Гюйгенса-Френеля. Этот принцип гласит, что апертура может быть разложена на совокупность точечных источников, так что поле, создаваемое апертурой, представляет собой суперпозицию сферических волн, излучаемых каждым точечным источником. В дальнем поле несфокусированной апертуры или в фокусе и за фокусом сфокусированной апертуры результирующий луч определяется дифракционным интегралом Фраунгофера:

$$U(x_{j}y) = \frac{exp(jkz)}{j\lambda z} exp(j\frac{k}{2z}(x^{2} + y^{2}))$$
$$\iint_{\Sigma} U(\xi,\eta) \exp\left(-j\frac{k}{z}(x\xi + y\eta)\right) d\xi d\eta$$
(12.13)

где U(x, y) это поле в плоскости на расстоянии *z* от диафрагмы и $U(\xi, \eta)$ поле в плоскости диафрагмы.

Уравнение (12.13) можно сформулировать следующим образом:

$$U(x,y) = \frac{\exp(jkz)}{j\lambda z} \exp\left(j\frac{k}{z}(x^2 + y^2)\right) \Im\{U(\xi,\eta)\}$$
(12.14)

где \mathfrak{F} это 2-D пространственное преобразование Фурье ($\Phi\Pi$) с эффективными пространственными частотами $\tilde{k_x} = kx/z$ and $\tilde{k_y} = ky/z$.

В медицинском ультразвуке боковое (x) измерение в плоскости изображения и высотное (y) измерение, перпендикулярное плоскости изображения, обычно рассматриваются как разделимые, поэтому боковую диаграмму направленности луча можно вычислить, игнорируя члены η и у в уравнении (12.14). В системах ультразвуковой визуализации обычно используется сфокусированная прямоугольная апертура, поэтому подстановка

$$U(\xi) = rect\left(\frac{\xi}{L}\right) = \begin{cases} 1, \ -L/2 \le \xi \le L/2\\ 0, \ \text{иначе} \end{cases}$$
(12.15)

346

где L – длина апертуры, в соответствии с уравнением (12.14), и если z = F, фокусное расстояние, то получается диаграмма направленности бокового луча:

$$U(x) = \infty \operatorname{sinc}\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right)$$
(12.16)

где sinc(a) = sin(pa)/(pa) ФП функции прямоугольника (см. раздел 4.4.2).

Импульсно-эхографическая съемка обычно выполняется с использованием одной и той же сфокусированной апертуры для передачи и приема, и в этом случае функция распространения боковых точек (рис. 12.3) дается квадратом уравнения (12.16).

Критерий разрешения Рэлея определяет разрешение как расстояние от пика пучка до первого нуля пучка. Устанавливая функцию sinc в уравнении (12.16) равной нулю и решая для х, получаем выражение для латерального разрешения (LR):



РИС. 12.3. Типичная функция распространения боковых точек импульсного эха представляет собой луч sinc2 c LR, заданным уравнением (12.17).

Отношение F/L в уравнении (12.17) называется f-число датчика. Число f системы ультразвуковой визуализации обычно составляет от 2 до, максимум, 6, поэтому LR обычно находится в диапазоне 1-2 мм.

12.5. ФИЗИКА ДОППЛЕРА

12.5.1. Эффект Допплера

Допплеровское ультразвуковое исследование это метол. используемый для получения изображения движушейся крови и оценки ее скорости с помощью эффекта Допплера, который был изучен в 1842 году Кристианом Допплером. Эффект Допплера схематично объясняется для движущегося источника непрерывной волны на рис. 12.4. Когда источник движется вправо, каждый последующий цикл волны излучается из точки, смещенной вправо, поэтому частота сжимается в направлении движения и расширяется в противоположном направлении. Это явление лежит в основе изменения воспринимаемого тона при прохождении сирены или свистка поезда мимо неподвижного слушателя. Эффект Допплера применяется к эху от движущихся отражателей, таких как красные кровяные тельца, а также к волнам, излучаемым движущимися источниками.



РИС. 12.4. Схематическое изображение эффекта Допплера для точечного источника непрерывной волны (черная точка), движущегося со скоростью v в направлении толстой стрелки. Кружки показывают относительное разделение максимумов последовательных циклов излучаемой волны как функцию Допплеровского угла, qD.

Изменение частоты, вызванное движением отражателя, называется Допплеровской частотой, f_D, и задается уравнением Допплера:

$$f_D = \frac{2|v|f_0 \cos \theta_D}{c} \tag{12.18}$$

где |v| – скорость рефлектора, $f_{\rm o}$ – частота падающей волны и $q_{\rm D}$ – угол Допплера между направлением движения и лучом, направленным от отражателя к приемнику.

Косинусный член в числителе указывает на то, что Допплеровская система наиболее чувствительна к движению непосредственно к датчику или от него, что соответствует $q_{\rm D} = 0$ или $q_{\rm D} = p$, соответственно.

12.5.2. Непрерывный волновой допплер

Простейшие допплеровские системы используют непрерывную волну (CW) Допплера и обычно представляют собой небольшие портативные устройства. Допплеровский преобразователь CW состоит из двух соседних пьезоэлектрических элементов, расположенных под небольшим углом друг к другу, как показано на рис. 12.5. Передатчик излучает непрерывную синусоидальную волну формы $\cos(wot)$, а приемник регистрирует эхосигналы, возвращающиеся из области перекрытия между лучами передатчика и приемника. Если отражатели движутся, то принятые эхосигналы имеют вид $\cos([w_o + w_D]t)$, где $w_D = 2pf_D$,и Допплеровский сигнал вида $\cos(w_D t)$ можно восстановить с помощью частотной демодуляции принятого сигнала.

Максимальная скорость кровотока в нормальных условиях составляет около 1 м/с на входе в аорту, поэтому уравнение (12.18) показывает, что мегагерцовые частоты передачи, используемые для диагностического ультразвука, будут создавать допплеровские частоты максимум в несколько килогерц, что удобно в диапазоне слышимых частот. Поэтому простейшие приборы с КС-допплером просто направляют демодулированный допплеровский сигнал на динамик, чтобы врач мог интерпретировать его на слух.

В дополнение к аудиовыходу Допплеровские системы часто отображают частотно-временной спектр демодулированного сигнала (рис. 12.6). По оси х отображается время, по оси у – временная частота (которая может быть пересчитана в скорость с помощью уравнения Допплера), а пикселей представляет собой шкала серого цвета величину короткопериодного FT Допплеровского сигнала. Таким образом, пиксель в допплеровском спектре представляет собой долю эритроцитов в поле зрения, которые двигались с определенной скоростью в определенное время. отображение Спектральное является эффективным средством представления пульсирующих характеристик внутрисердечного И сосудистого потока.



РИС. 12.5. Геометрия Допплеровского сканирования КС, показывающая ориентацию лучей (пунктирные линии), создаваемых передающей (Тх) и приемной (Rx) апертурами. Измеренный Допплеровский спектр будет включать вклады от всех движущихся рассеивателей в области пересечения двух лучей



РИС. 12.6. Репрезентативный импульсный Допплеровский спектральный дисплей.

12.5.3. Импульсно-волновой допплер

Основной недостаток CW допплера – это недостаточное пространственное разрешение, обусловленное большой площадью перекрытия лучей передатчика и приемника. Импульсно-волновой допплер устраняет это ограничение, передавая последовательность коротких импульсов, аналогичных тем, что используются для визуализации, а не непрерывный синусоидальный сигнал. Пользователь определяет место, из
которого будут получены допплеровские данные, путем позиционирования курсора диапазона в В-режиме изображения. По мере получения эхосигнала от каждой последующей передачи, в ожидаемое время прихода эхосигнала от ворот дальности (пунктирная линия на рис. 12.7(а)), приобретается один образец, который сохраняется до получения эхосигнала от следующего импульса. Если рассеиватели движутся, то сигнал, получаемый от строба дальности, будет меняться с каждым последующим импульсом, и операция выборки и удержания построит сигнал в виде лесенки, как показано на рис. 12.7(b). Выходной сигнал операции выборки и удержания фильтруется по низким частотам для получения плавно изменяющегося Допплеровского сигнала. Можно показать, что частота сглаженного сигнала равна Допплеровской частоте.



РИС. 12.7. Работа импульсного волнового Допплера с выборкой и удержанием. (а) Десять последовательных эхо-сигналов, полученных от рассеивателя, движущегося к датчику. (b) Допплеровский сигнал, полученный путем выборки 10 эхо-сигналов в момент времени выборки, обозначенный вертикальной пунктирной линией в (a).

Поскольку шаг выборки и удержания является операцией выборки, он ограничивает максимальную Допплеровскую частоту, которая может быть измерена без искажений. Частота повторения (PRF) передаваемых импульсов является эффективной частотой выборки, поэтому, используя теорему Шеннона о выборке, максимальная частота сглаженного Допплеровского сигнала без наложения равна s $f_{\rm max}$ = PRF/2. Замена $f_{\rm max}$ на $f_{\rm D}$ в уравнении Допплера дает выражение для максимальной скорости, $v_{\rm max}$, которые можно измерить с помощью импульсно-волновой Допплеровской системы:

$$|v_{max}| = \left|\frac{c(PRF)}{4f_0 \cos \theta_D}\right| \tag{12.19}$$

PRF, в свою очередь, ограничивается глубиной строба дальности, поскольку второй импульс должен быть передан не раньше, чем ожидаемое время прихода эхо-сигналов от строба дальности, возникающих при прохождении первого импульса. Если ворота дальности расположены на глубине z, то максимальное значение PRF составляет с/(2z). Подставив этот результат для PRF в уравнение (12.19), получаем:

$$|v_{max}| = \left|\frac{c^2}{8zf_0\cos\theta_D}\right| \tag{12.20}$$

Большинство сканеров предлагают высокоскоростной Допплеровский режим, который использует более высокую частоту PRF, чем обычно позволяет глубина затвора диапазона, чтобы увеличить $|v_{max}|$ в соответствии с уравнением (12.19). В режиме высокой скорости второй (и, возможно, третий) импульс передается до того, как эхосигналы, созданные первым импульсом, будут получены от затвора дальности, так что Допплеровский сигнал состоит из суперпозиции эхосигналов, полученных в пределах затвора дальности благодаря первому импульсу, и эхосигналов с меньшей глубины благодаря последующим импульсам.

12.6. БИОЛОГИЧЕСКИЕ ЭФФЕКТЫ УЛЬТРАЗВУКА

12.6.1. Механизмы биоэффектов

Ультразвук считается самым безопасным средством медицинской визуализации, но, когда ультразвуковой импульс высокой интенсивности проходит через ткань, значительное количество энергии может быть передано от импульса к ткани, тем самым увеличивая риск неблагоприятных последствий для пациента. Эти биологические эффекты могут быть полезны в терапевтических ультразвуковых устройствах, но нежелательны при диагностической визуализации. Два наиболее важных механизма биологического воздействия ультразвука – это тепловое поглощение и кавитация.

Нагрев тканей вызван поглощением, основным механизмом затухания. Локальное повышение температуры, вызванное одним импульсом при интенсивности, используемой для диагностической визуализации, невелико. При визуализации в В-режиме, когда луч непрерывно направляется через ткань, кровоток обычно рассеивает тепло, выделяемое одним импульсом, прежде чем тот же объем ткани снова подвергается инсонизации, но в таких методах, как импульсный допплер, когда несколько импульсов передаются в одну и ту же фокальную точку в тесной последовательности, в фокусе может происходить локальный нагрев. В терапевтическом ультразвуке тепловое поглощение используется для лечения гипертермии раковых опухолей путем передачи импульсов высокой интенсивности, которые вызывают более быстрый нагрев, чем импульсы, используемые для диагностической визуализации.

Кавитация – это колебание объема газового пузырька в ответ на колебания давления, вызванные падающей ультразвуковой волной. Вероятность возникновения кавитации in vivo наиболее высока при использовании микропузырьковых контрастных веществ или при воздействии ультразвука на легкие. Однако большинство тканей содержат небольшие объемы газа, которые под воздействием ультразвука могут коалесцировать и образовывать ядра кавитации. Ультразвук низкой интенсивности обычно вызывает безвредную стабильную кавитацию, при которой пузырьки газа не разрушаются. Однако ультразвук более высокой интенсивности может вызвать инерционную кавитацию, при которой рефакционная фаза волны давления расширяет пузырек до объема, превышающего его максимальный стабильный объем, что приводит к внезапному схлопыванию пузырька. Внезапный коллапс приводит к локальному нагреву порядка 1000-10000°С.

12.6.2. Оказатели акустического выхода

Ультразвуковое воздействие традиционно оценивается путем измерения пространственного пика, временной средней интенсивности, I_{SPTA}, который представляет собой передаваемый сигнал, измеренный в точке с наибольшей интенсивностью в пределах излучаемого поля (обычно в фокусе датчика) и усредненный за период, равный нескольким интервалам повторения импульсов. Также обычно указываются аналогичные показатели, включая пространственное среднее, временную среднюю интенсивность и пространственное среднее, среднюю интенсивность импульса. Этап временного усреднения при определении I_{SPTA} приводит к увеличению измеряемой экспозиции в таких модальностях, как импульсная допплерография, где одна и та же фокальная точка инсонируется несколько раз в быстрой последовательности. Эта характеристика І_{SPTA} отражает тот факт, что повторная инсонация повышает риск теплового биоэффекта, поскольку тепло может накапливаться быстрее, чем отводиться кровотоком.

За последние 20 лет были приложены значительные усилия для разработки дополнительных параметров воздействия, которые более точно отражают риск возникновения тепловых и механических биоэффектов. Определения теплового индекса (TI) и механического индекса (MI) были первоначальным результатом этих усилий. Большинство сканеров, выпущенных с 1992 года, отображают оценки ТИ и МИ в режиме реального времени.

ТИ – это отношение выходной акустической мощности сканера к расчетной акустической мощности, необходимой для повышения температуры ткани, подвергаемой визуализации, на 1°С. Для мягких тканей, костей скелета и костей черепа используются разные тепловые модели тканей и, следовательно, разные расчеты ТИ. Модель теплового режима ткани также учитывает частоту повторения импульсов, поэтому для таких режимов сканирования, как импульсный допплер, рассчитывается более высокий ТІ.

Показатель МІ интерпретируется как мера относительного риска возникновения кавитации и основан на эмпирически выведенной формуле:

$$MI = \frac{max(p_{-})}{\sqrt{f}} \tag{12.21}$$

где $\max(p_{-})$ – пиковое разреженное давление после поправки на затухание.

Использование давления разрежения в числителе формулы отражает тот факт, что инерционная кавитация вызывается чрезмерным расширением газового пузырька, а знаменатель отражает экспериментальное наблюдение, что инерционная кавитация более вероятна на низких частотах.

Диагностические ультразвуковые сканеры, выпускаемые с 1992 года и продаваемые в США, ограничены максимальной частотой I_{SPTA} от 720 мВТ/см²и максимум МІ от 1.9 [12.3]. Американские ограничения I_{SPTA} и МІ являются фактическими ограничениями на выпуск продукции для большинства стран мира из-за относительно большого размера американского рынка медицинских изделий.

12.6.3. Безопасность пациента

Конкретного верхнего предела TI не существует, но операторам ультразвука рекомендуется применять к TI принцип «как можно ниже». TI ниже 2 обычно считается безопасной экспозицией для взрослых. Короткие экспозиции при более высоком TI также могут использоваться безопасно; эмпирическое правило для сканирования взрослых при TI выше 2 заключается в ограничении времени экспозиции, t_e , согласно:

$$TI \le 6 - \frac{\lg(t_e)}{0.6} \tag{12.22}$$

где $t_{\rm e}$ измеряется в минутах.

Визуализация плода заслуживает дополнительной осторожности, особенно при сканировании при высоком ТІ. В США время экспозиции плода при TI = 2-6 ограничено гораздо меньшей продолжительностью, чем предполагает уравнение (12.22), например, экспозиция плода при TI = 4 ограничена максимум 4 мин.

Наличие значительного объема пузырьков газа, как это происходит при визуализации структур вблизи легких или при исследованиях с использованием микропузырьковых контрастных веществ, - еще одно обстоятельство, при котором рекомендуется проявлять дополнительную бдительность, поскольку наличие избыточного газа повышает риск инерционной кавитации.

Следует избегать применения контрастных веществ при визуализации плода и с осторожностью использовать их при эхокардиографии у пациентов с легочной гипертензией или другими нестабильными сердечно-легочными заболеваниями. При использовании контрастных веществ инерционной кавитации, как правило, можно избежать, поддерживая MI < 0.3, но при низком MI сканировании не всегда возможно, поскольку некоторые протоколы визуализации с контрастным усилением позволяют получить диагностическую информацию, намеренно разрушая микропузырьки при MI > 1.

ссылки

- [12.1]ZAGZEBSKI, J.A., Essentials of Ultrasound Physics, Mosby, St. Louis, MO (1996).
- [12.2] SHUNG, K.K., Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements, CRC Press, Boca Raton, FL (2006).
- [12.3]NELSON, T.R., FOWLKES, J.B., ABRAMOWICZ, J.S., CHURCH, C.C., Ultrasound biosafety considerations for the practicing sonographer and sonologist, J. Ultrasound Med. 28 (2009) 139–150.

БИБЛИОГРАФИЯ

BIOEFFECTS COMMITTEE OF THE AIUM, American Institute of Ultrasound in Medicine consensus report on potential bioeffects of diagnostic ultrasound: Executive summary, J. Ultrasound Med. 27 (2008) 503–515.

BLACKSTOCK, D.T., Fundamentals of Physical Acoustics, Wiley, New York (2000). COBBOLD, R.S.C., Foundations of Biomedical Ultrasound, Oxford University Press, New York (2007). EVANS, D.H., McDICKEN, W.N., Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing, Wiley, New York (2000).

HILL, C.R., BAMBER, J.C., TER HAAR, G. (Eds), Physical Principles of Medical Ultrasonics, 2nd edn, Wiley, Chichester (2004).

JENSEN, J.A., Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, Cambridge (1996).

KINSLER, L.E., FREY, A.R., COPPENS, A.B., SANDERS, J.V., Fundamentals of Acoustics, 4th edn, Wiley, New York (2000).

KREMKAU, F.W., Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 7th edn, Saunders/ Elsevier, St Louis, MO (2006).

PIERCE, A.D., Acoustics: An Introduction to its Physical Principles and Applications, Acoustical Society of America, Woodbury, NY (1989).

SZABO, T.L., Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Elsevier Science, Boston (2004).

Глава 13

УЛЬТРАЗВУКОВОЕ ИЗОБРАЖЕНИЕ

ДЖ.К. ЛЕЙСФИЛД Университет Западного Онтарио, Лондон, Канада

13.1. ВВЕДЕНИЕ

При традиционном методе ультразвукового исследования изображения получают в режиме отражения, или импульсного эха. Массив небольших пьезоэлектрических элементов передает сфокусированный импульс вдоль определенной линии визирования, называемой линией сканирования. Эхосигналы, возвращающиеся из ткани, принимаются тем же массивом, фокусируются с помощью процесса формирования луча с задержкой и суммированием, рассмотренного в разделе 13.2, и демодулируются для получения величины, или огибающей, эхо-сигнала. Сканер измеряет время прихода эхо-сигналов относительно времени передачи импульса и сопоставляет время прихода с расстоянием до массива, используя предполагаемую скорость звука. Самые ранние ультразвуковые системы отображали результат получения одного импульса в виде 1-D А-(амплитудный режим) путем построения графика зависимости величины эхо-сигнала от расстояния. А 2-D или 3-D В-режимрежим яркости) получается путем выполнения большого количества импульсных эхосессий, постепенно увеличивая направление линии сканирования между каждой импульсной эхо-сессией, постепенное увеличение направления линии сканирования между каждой операцией импульсного эхо, чтобы зачистить 2-D или 3-D угол обзора (FOV). Понятие В-режим визуализации отражает тот факт, что величина эхо-сигнала от каждой точки в FOV сопоставляется с уровнем серого, или яркостью, соответствующего пикселя на изображении.

13.2. ПРИНЦИПЫ РАБОТЫ СИСТЕМЫ МАССИВОВ

13.2.1. Электронная фокусировка и управление лучом

Массивные датчики, используемые в современных ультразвуковых системах, позволяют использовать высокоскоростную электронную

фокусировку и методы управления лучом, которые лежат в основе высокой частоты кадров, достигаемой ультразвуком. Управление лучом постепенно увеличивает направление линии сканирования, чтобы зачистить В-режим FOV.Детали процесса управления лучом несколько отличаются в зависимости от того, какой из трех основных типов массивов используется. Типы массивов, наиболее часто используемых дляг 2-D визуализации рассматриваются в данном разделе.

Линейный массив состоит из 256 элементов, выстроенных в один ряд. При использовании линейного массива каждая операция импульсного эха выполняется путем выбора небольшой субапертуры соседнего элемента, как показано на рис. 13.1(а). Линия сканирования всегда направлена перпендикулярно массиву (т. е. вдоль осевого размера изображения) из центра активной субапертуры. Между каждым получением импульсного эхо-сигнала линия сканирования проходит по всей поверхности массива путем отключения элемента на одном конце субапертуры и включения нового элемента на противоположном конце субапертуры. Эта процедура позволяет получить прямоугольный FOV, поперечная ширина которого сопоставима с длиной массива.



РИС. 13.1. Геометрия ультразвуковой решетки и изображения в В-режиме. (а) Линейная решетка; (b) криволинейная решетка; (c) фазированная решетка с указанием азимутального угла q. На каждом рисунке темно-серая штриховка представляет активную субапертуру во время получения линии сканирования, обозначенной контурами лучей. Светло-серые заштрихованные области в (a) и (b) представляют собой неактивные части массива.

Криволинейный массив (рис. 13.1(b)) функционирует аналогично линейному массиву, за исключением того, что лицевая сторона массива не плоская, а выпуклая. Поэтому при перемещении субапертуры по массиву линия сканирования одновременно смещается вбок и поворачивается по азимуту. Такая реализация позволяет получить круговое секторное изображение с широким FOV на всех глубинах. Элементы фазированной решетки (рис. 13.1(с)) также компланарны, но, как будет сказано ниже, они меньше, менее многочисленны и расположены на более близком расстоянии, чем элементы линейной решетки. Каждая линия сканирования берет начало в центре массива и выполняется с использованием всех элементов. Азимутальный угол линии сканирования (q на рис. 13.1(с)) постепенно увеличивается путем изменения относительного времени импульсов, передаваемых каждым элементом, как описано ниже. Эта процедура позволяет получить круговой сектор FOV, который охватывает до 90° по азимутальному углу и сходится к узкому FOV на небольшой глубине, вблизи верхней части изображения.

Все типы массивов фокусируются в боковом направлении, а луч фазированной решетки также направляется с помощью формирования луча с задержкой и суммой. Целью формирования пучка при передаче является обеспечение одновременного прихода импульсов, передаваемых от каждого элемента, и, следовательно, конструктивной интерференции в фокальной точке. Время срабатывания каждого элемента рассчитывается относительно времени срабатывания центра апертуры путем вычисления расстояния от каждого элемента до фокальной точки с помощью элементарной тригонометрии и допущения, что скорость звука с везде в FOV равна 1540 м/с – средней скорости звука в мягких тканях. Во время приема применяются аналогичные задержки для временного выравнивания эхо-сигналов, полученных каждым элементом массива от предполагаемой фокальной точки. Затем задержанные сигналы суммируются таким образом, что эхо-сигналы, полученные от фокуса, складываются конструктивно, чтобы получить сформированный пучком сигнал приема.

13.2.2. Характеристики луча массива

Боковые диаграммы направленности лучей, создаваемые линейной или фазированной решеткой, можно смоделировать, применив анализ линейных систем к зависимости преобразования Фурье (FT) между апертурой и диаграммой направленности лучей, которая вытекает из дифракционного интеграла Фраунгофера (см. раздел 12.4.3). Отдельный элемент можно рассматривать как узкую прямоугольную апертуру шириной d. математически представляется прямолинейной функцией (x/d), где x боковой размер в плоскости апертуры, и ортогональный размер (h в уравнениях (12.13, 12.14)) игнорируется в следующих 1-D обработке. Свертка этой узкой прямолинейной функции с помощью выборки, или гребенки, функции, гребенки (x/s), моделирует бесконечный массив с интервалом между элементами s. Умножение на широкую прямолинейную функцию (x/L), дает описание линейных систем 1-D массива, простирающегося от x=-L/2 до x=L/2:

$$A(\xi) = \left[rect\left(\frac{\xi}{s}\right)\right]rect\left(\frac{\xi}{L}\right)$$
(13.1)

где *A*(x) называется функцией диафрагмы.

Применяя дифракционный интеграл Фраунгофера (уравнение (12.13)), можно получить боковой профиль пучка в фокальной плоскости, U(x), пропорционально FT от A(x):

$$U(x) \propto \left[Lsinc\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \times scomb\left(\frac{sx}{\lambda F}\right) \right] dsinc\left(\frac{dx}{\lambda F}\right)$$
(13.2)

где sinc(a) = sin(pa)/(pa) а постоянные члены в Ур. (12.14) опущены в интересах компактности обозначений.

Для передачи и приема обычно используется одна и та же апертурная функция, в этом случае боковая функция распределения точек (PSF) ультразвуковая система, PSF(x), равен квадрату U(x):

$$PSF(x) \propto \left\{ \left[Lsinc\left(\frac{Lx}{\lambda F}\right) \times scomb\left(\frac{sx}{\lambda F}\right) \right] dsinc\left(\frac{dx}{\lambda F}\right) \right\}^2$$
 (13.3)

Нормализованное значение PSF, |PSF(x)|/|PSF(0)|, описанное в уравнении (13.3), построенное с использованием шкалы децибел на рис. 13.2(а), показано на рис. 13.2(а) с использованием шкалы децибел. Первичный луч на рис. 13.2(а) возникает из значения sinc(Lx/IF) в уравнении (13.3). Самый большой центральный пик первичного пучка называется главным лепестком PSF. Согласно критерию разрешения Рэлея, латеральное разрешение (LR) системы формирования изображения равно расстоянию от максимума до первого нуля главного лепестка. Настройка sinc(Lx/IF) = 0 и решение для х показывает, что:

$$LR = \frac{\lambda F}{L} \tag{13.4}$$

что соответствует результату, полученному для одноэлементной прямоугольной апертуры в разделе 12.4.3.



РИС. 13.2. (a) Боковая PSF, PSF(x), неаподизированного линейного массива с числом f, F/L, равным единице. Указаны LR и пиковый уровень бокового лепестка (PSL). (b) Боковая PSF, построенная в большем диапазоне бокового положения, x, чтобы показать лепестки решетки. Расстояние между элементами в этом примере равно 21.

Пики, фланкирующие основной лепесток первичного луча, называются боковыми лепестками.

PSL можно выразить в децибелах следующим образом:

$$PSL = 20lg \left[\frac{max(|PSF(x)|) вне главной доли}{max(|PSF(x)|) в главной доле} \right]$$
(13.5)

Это можно считать показателем контрастного разрешения системы визуализации, например, контраста изображения, ожидаемого для небольшой безэховой мишени. Для PSF в уравнении (13.3) наибольший боковой лепесток возникает в первом внеосевом пике первичного пучка, что дает PSL= -26.6 dB.

Уровни боковых лепестков можно уменьшить путем аподизации апертуры, при которой величины сигналов передачи и приема на внешних элементах взвешиваются при формировании луча с задержкой и суммированием, используя функцию, убывающую более постепенно, чем rect(x/L). Если, например, окно Хэмминга применяется для аподизации при формировании луча как на передачу, так и на прием, то результирующий первичный луч имеет вид, показанный на рис. 13.3. Обратите внимание, что при аподизации по Хэммингу PSL уменьшается примерно на 56 дБ по сравнению с первичным лучом sinc2(Lx/IF), полученным по уравнению (13.3), но латеральное разрешение примерно в два раза больше, чем разрешение равномерно взвешенной апертуры. В ультразвуковых системах на основе массивов почти всегда используется та или иная форма аподизации, поскольку контрастное разрешение является важнейшим конструктивным соображением для таких диагностических задач, как обнаружение повреждений.



РИС. 13.3. Латеральная PSF, PSF(x), линейного массива с числом f, равным единице, и аподизацией окна Хэмминга. Сравните латеральное разрешение и PSL этого луча с латеральным разрешением и PSL неаподизированного луча на рис. 13.2.

В уравнении (13.3) свертка члена sinc(Lx/IF) с функцией дискретизации создает копии первичного пучка, называемые лепестками решетки, расположенными на расстоянии λF/с вдоль бокового размера фокальной плоскости (см. рис. 13.2(b)). В параксиальном приближении азимутальный угол qm m-го лепестка решетки, удаленного от пика основного лепестка, равен:

$$\Theta_m \approx \sin^{-1} \left[\frac{m\lambda}{s} \right] \tag{13.6}$$

Лобы решетки создают эхо-сигналы от внеосевых целей, которые появляются на изображениях в виде артефактов (см. раздел 13.6).

Лобы решетки математически аналогичны копиям спектральных пиков, которые наблюдаются в дискретном временном спектре недодискретизированного сигнала. В системе массивов апертурная функция недодискретизируется, если расстояние между элементами, s, слишком велико. Для линейного массива, где луч фокусируется, но не направляется, лепестков решетки можно избежать, если азимутальный угол лепестка решетки первого порядка больше p/2 радиан. Устанавливая правую часть уравнения (13.6) больше или равной p/2 при m = 1 и решая для s, получаем правило проектирования линейного массива для расстояния между элементами, $s \leq l$.

Для фазированной решетки, в которой используется управление лучом,

наиболее сложный сценарий подавления лепестков решетки возникает, когда луч направляется как можно дальше по азимутальному углу, т. е. параллельно лицевой стороне решетки. Соответствующее правило проектирования фазированных решеток (для краткости изложенное без доказательств) выглядит следующим образом $s \leq l/2$.

Размерность луча по высоте, или вне плоскости, анализируется аналогично боковой размерности. Однако обычные линейные и фазированные решетки имеют только один ряд элементов, и поэтому электронные методы фокусировки и управления лучом, включая аподизацию, не могут быть применены в высотном измерении. Фокусировка по высоте осуществляется с помощью акустической линзы, расположенной на торце массива. Поскольку высота элемента существенно меньше длины боковой апертуры, пространственное разрешение системы формирования изображений относительно невелико (порядка нескольких миллиметров) в высотном измерении. Учитывая фиксированное фокусное расстояние объектива, одним из преимуществ более слабой фокусировки по высоте является то, что глубина резкости, т. е. интервал, в течение которого луч остается в фокусе, больше по высоте, чем по боковому измерению. Глубина резкости пропорциональна длине волны, умноженной на квадрат числа f.

Электронная фокусировка в высотном измерении возможна при использовании многорядных линейных решеток – технологии, появившейся в конце 1990-х годов. Элементы этих решеток разделены на небольшое количество рядов (обычно 5-9) в высотном измерении, что позволяет осуществлять электронную фокусировку, но не управление лучом, в высотном измерении. По сравнению с одномерным массивом с линзой, расположенной по высоте, многорядные массивы позволяют изменять глубину фокусировки по высоте, что является ценной возможностью для методов мультифокальной визуализации, описанных в следующем разделе. Однако использование многорядных решеток также повышает сложность системы, поскольку решётки с меньшими элементами сложнее изготовить и поскольку сканер должен включать дополнительные каналы электроники передатчика и приёмника.

13.2.3. Методы мультифокальной визуализации

Панель управления современного клинического сканера предоставляет пользователю определенную гибкость в выборе количества и глубины очагов излучения. Изображение с несколькими фокусами излучения достигается путем многократного получения каждой линии сканирования, при этом луч излучения фокусируется на разной глубине вдоль линии сканирования. Затем строится составная линия сканирования, состоящая в каждой точке вдоль линии из образца импульсного эха, полученного с помощью ближайшего фокуса излучения. Если используется многорядная матрица, то высоту, а также положение бокового фокуса можно менять при каждом получении импульсного эхосигнала. Съемка с несколькими зонами излучения позволяет получить изображение с более стабильным разрешением по всему FOV, но это улучшение достигается за счет снижения частоты кадров.

Независимо от того, используется ли несколько фокусных зон передачи, все современные сканеры также используют динамическую фокусировку приема. Поскольку время прихода эхосигналов в приемную апертуру соответствует глубине рассеивателей, которые породили эхосигналы, задержки фокусировки приемника обновляются в реальном времени таким образом, чтобы фокус приема отслеживал импульс по мере его распространения вдоль каждой линии сканирования. Задержки приемника могут обновляться практически непрерывно по мере получения линии сканирования, а поперечная ширина приемного луча (и его ширина по используется многорядный массив) должна высоте, если быть минимизирована в любом месте FOV. Использование динамической фокусировки приемника не влияет на частоту кадров, поскольку фокусировка приемника создается вычислительным путем после получения импульсного эхо-сигнала.

Частота кадров ультразвуковой системы определяется боковым разрешением, FOV и количеством передающих фокусных зон. Общее время получения одной линии сканирования можно приблизительно определить по времени прохождения импульса в обе стороны от максимальной глубины изображения и обратно, умноженному на количество передающих фокальных зон. Боковой интервал между соседними линиями сканирования должен быть не более половины бокового разрешения в фокусе, чтобы обеспечить адекватную пространственную выборку. Таким образом, количество линий сканирования в одном кадре зависит от латерального FOV и латерального разрешения. Время получения одного кадра – это произведение количества линий сканирования и общего времени получения одной линии. В целом, получение изображений в большем FOV, получение изображений с более высоким пространственным разрешением и получение изображений с большим количеством передающих фокусных зон приводит к снижению частоты кадров.

13.3. ПРИБОРЫ И ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ В ДВУХМОДОВОМ РЕЖИМЕ

На рис. 13.4 показана типовая блок-схема системы ультразвуковой визуализации. Электроника передатчика подает на массив высоковольтные импульсы возбуждения, чтобы запустить импульс. Затем переключатель передачи/приема отсоединяет массив от электроники передатчика и подключает его к электронике приемника, таким образом, электроника приемника изолируется от высоковольтных импульсов возбуждения. Возвращающиеся эхо-сигналы немедленно усиливаются, оцифровываются и затем объединяются с помощью формирования луча с задержкой и получения радиочастотного (PY) суммированием лля сигнала, сформированного в виде луча. Компенсация временного усиления применяется к сформированному пучку радиочастотного сигнала для компенсации ослабления эхосигналов, поступающих от более глубоких целей. Обнаружение огибающей выполняется для получения сигнала величины. который затем логарифмически сжимается, чтобы максимизировать динамический диапазон изображения. Наконец, выполняется преобразование развертки для привязки каждого образца сигнала величины к его двумерному или трехмерному положению на изображении и преобразования значений величины в серые уровни с линий логарифмическим масштабированием. После получения сканирования, охватывающих весь FOV, полученный кадр изображения выводится на видеомонитор сканера.

Требования электронике передатчика включают высокую к пропускную способность, позволяющую использовать короткие импульсы возбуждения для получения высокого осевого разрешения, и способность работать на высокой мощности для управления кабелем, соединяющим сканер и датчик, с помощью сигналов возбуждения 50-100 В. Для получения изображений в В-режиме традиционно используется простая форма возбуждающего сигнала, например, квадратный импульс или синусоида с одним циклом, в этом случае спектральные характеристики передаваемого импульса определяются в основном частотной характеристикой датчика. Однако в некоторых современных методах визуализации используются кодированные передаваемые импульсы (см. раздел 13.4.3), которые требуют более сложной передающей электроники для поддержки использования программируемых форм волны возбуждения.

365



РИС. 13.4. Блок-схема системы ультразвуковой визуализации в В-режиме.

Обработка сигнала приема в современных сканерах осуществляется в основном с помощью цифровой электроники, поэтому здесь особое внимание уделяется цифровым методам. Цифровая обработка требует выборки на достаточно высокой частоте (например, 25-50 МГц в зависимости от спектра импульсов), чтобы правильно выбрать самые высокочастотные компоненты радиочастотного сигнала, и квантования с использованием по крайней мере 12 бит, а предпочтительно 16 бит, для точного представления формы радиочастотного сигнала. Аналогоцифровому преобразованию предшествует сглаживающий фильтр нижних частот. Частота среза сглаживающего фильтра часто является существенным фактором, определяющим конечное осевое разрешение изображения.

Для получения резкой фокусировки необходимо с высокой точностью применить задержки формирования луча. Типичная процедура заключается в интерполяции оцифрованных радиочастотных сигналов до частоты дискретизации 1 ГГц, что позволяет применить задержки фокусировки с точностью 1 нс, а затем понизить дискретизацию сдвинутых по времени сигналов до исходной частоты дискретизации для последующей обработки. Для динамической фокусировки приема необходимо использовать относительно простые методы интерполяции, позволяющие выполнять этот шаг в реальном времени.

Затем к сформированному лучом радиочастотному сигналу применяются три типа усиления. Во-первых, применяется постоянное усиление (часто просто обозначаемое «Gain» на панели управления сканера),

позволяющее пользователю регулировать общую яркость изображения. Вовторых, к каждой линии сканирования применяется зависящее от времени усиление, называемое компенсацией временного усиления (TGC), чтобы компенсировать эффект затухания. TGC должна быть приблизительно экспоненциальной функцией времени прихода эхосигнала (отсюда Т в TGC), поскольку затухание приводит к уменьшению интенсивности сигнала как экспоненциальной функции расстояния распространения (упр. (12.11)). Пользователь устанавливает наклон TGC отдельно в нескольких диапазонах глубин, охватывающих FOV, регулируя TGC для получения визуально постоянной яркости по всему изображению. Третье усиление, называемое компенсацией бокового усиления, применяется для компенсации артефактов затенения или усиления (см. раздел 13.6), из-за которых яркость изображения на заданной глубине меняется в зависимости от бокового положения. Боковое усиление также регулируется пользователем вручную, аналогично TGC.

До широкого распространения цифровой обработки обнаружение огибающей выполнялось с помощью аналоговой амплитудной демодуляции, например, полноволнового выпрямления с последующей фильтрацией низких частот радиочастотного сигнала, сформированного лучом. Современные сканеры обычно вычисляют величину сигнала с помощью преобразования Гильберта, которое применяет точный фазовый сдвиг р/2 к радиочастотному сигналу, оценивая таким образом его квадратурную составляющую. Мгновенная величина в каждой временной выборке затем получается путем сложения исходного и преобразованного по Гильберту сигналов в квадратурах.

Сигнал величины сжимается логарифмически, поскольку динамический диапазон данных импульсного эхосигнала может превышать 80 дБ, что намного больше, чем 48 дБ (= 20 lg (256)) динамического диапазона стандартного дисплея с 256 уровнями серого. Электроника сканера может перевести данные в более чем 256 уровней серого, но пользы от такого подхода будет мало, поскольку зрительная система человека имеет ограниченную чувствительность к более тонким различиям в яркости. Эффективный алгоритм логарифмического сжатия заключается в использовании среднего значения сигнала величины (усредненного по FOV) в качестве опорной величины и преобразовании каждого из линейно масштабированных образцов величины в децибелы относительно опорного значения. Затем значения децибел линейно преобразуются в уровни серого, так что значение - X/2 дБ отображается на уровень серого 0 (черный), 0 дБ (т. е. среднее значение) - на уровень серого 128, а X/2 дБ - на уровень серого 255 (белый), где Х - отображаемый динамический диапазон и обычно равен 60 или 80 дБ.

367

Для прямоугольных изображений, создаваемых системой линейных массивов, пространственная дискретизация исходных эхо-данных намного грубее в боковом измерении по сравнению с осевым, что обусловлено анизотропным пространственным разрешением ультразвукового сканера (см. раздел 12.4). При прямом отображении линий сканирования прямоугольное соотношение сторон пикселей приводит к появлению на изображениях заметных полосовых артефактов. Поэтому перед выводом на экран изображения подвергаются латеральной интерполяции, чтобы получить равномерную ширину пикселя во всех измерениях. Относительно простая одномерная интерполяция, например, кубическим сплайном, позволяет значительно улучшить внешний вид изображения.

Для секторных изображений, создаваемых системой фазированных решеток, линии сканирования, полученные в полярном формате, должны быть отображены на прямоугольной сетке пикселей. Смежные линии сканирования проходят через один и тот же пиксель вблизи начала сектора и могут быть разнесены на расстояние, превышающее ширину пикселя вблизи основания сектора. Пикселям, содержащим перекрывающиеся линии сканирования, может быть присвоен единый уровень серого цвета путем усреднения сигналов величины или использования максимального из перекрывающихся образцов величины. Промежутки между линиями сканирования в более глубоких диапазонах обычно заполняются путем двумерной интерполяции в плоскости изображения. Процесс интерполяции также компенсирует тот факт, что расположение большинства образцов в исходных эхо-данных не соответствует точно центру любого пикселя в прямоугольной сетке дисплея.

13.4. СОВРЕМЕННЫЕ МЕТОДЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

13.4.1. Визуализация с контрастным усилением

Газонаполненные, инкапсулированные микропузырьки с размерами обычно от 1 до 4 мкм в диаметре используются в качестве контрастных агентов для кровеносных бассейнов в диагностическом ультразвуке. Разница в акустическом сопротивлении газа и мягких тканей на >3 порядка (табл. 12.1) позволяет микропузырькам сильно рассеивать ультразвук, несмотря на их малый размер. Их диаметр 1-4 мкм означает, что микропузырьки меньше эритроцитов, поэтому они не задерживаются в капиллярах, но все же способны экстравазировать, что удобно для определения их основной резонансной частоты в диапазоне 2-4 МГц.

Микропузырьки заключены в оболочку, которая не позволяет газу раствориться в крови. Первоначальная формула микропузырьков «первого поколения» состояла из пузырьков воздуха, заключенных в относительно жесткую оболочку, такую как альбумин. Однако в настоящее время большинство исследований с контрастным усилением проводится с использованием микропузырьков «второго поколения», состоящих из инертного перфторуглеродного газа, например перфторпропана (C3F8), заключенного в фосфолипидную оболочку. Нерастворимость перфторуглеродного газа в крови и использование более деформируемой оболочки для агентов второго поколения способствуют увеличению периода полураспада агентов при циркуляции.

Ключевым моментом в формировании ультразвуковых изображений с является дифференциация контрастным усилением эхосигналов, создаваемых микропузырьками, от эхосигналов, создаваемых тканями, что обычно достигается за счет использования нелинейных характеристик микропузырьков. Сферическая симметрия микропузырька рассеяния приводит к сильным резонансам рассеяния на основной частоте, определяемой радиусом пузырька и свойствами оболочки, а также резонансам на гармониках (целых кратных) и субгармониках (целых долях) основной частоты. На начальных этапах разработки ультразвука с контрастным усилением предполагалось, что эхо-сигналы с гармоническими спектральными характеристиками будут однозначно идентифицировать эхосигналы от микропузырьков, но неожиданно было обнаружено, что мягкие ткани обладают собственными нелинейными ультразвуковыми свойствами. Это открытие привело к созданию тканевой гармонической визуализации (см. раздел 13.4.2), а также послужило стимулом для дальнейших исследований методов обнаружения контрастных веществ.

В большинстве сканеров для получения изображений с контрастным усилением используется та или иная вариация метода многоимпульсной инверсия визуализации, например импульсов. При инверсионной визуализации каждая линия сканирования регистрируется дважды подряд, сначала передается стандартный импульс, а затем инвертированный импульс (например, исходный импульс, умноженный на -1) и полученные эхо-сигналы складываются. Тканевая составляющая второго эхо-сигнала является, приблизительно, инвертированной копией первого эхо-сигнала, и эхо-сигналы от ткани аннулируются при суммировании двух полученных сигналов. Гармонические компоненты эхосигналов от микропузырьков, с другой стороны, не инвертированы во втором эхосигнале, поэтому при суммировании отменяются компоненты основной частоты эхосигналов от микропузырьков, но сохраняются гармонические компоненты. Полученные

таким образом изображения с контрастным усилением позволяют выявить нарушения в работе сосудов благодаря региональным различиям в сроках и пространственных паттернах контрастного усиления.

Визуализация с восполнением разрушения – еще один важный подход к визуализации с контрастным усилением. При визуализации восполнения разрушения последовательность передающих импульсов с высоким механическим индексом (см. раздел 13.6) используется для фрагментации всех микропузырьков в FOV, затем измеряется кинетика усиления контраста по мере поступления новых микропузырьков в интересующую область. Для получения изображения пополнения контраста можно использовать технику с низким механическим индексом, например инверсию импульсов, которая не разрушает агенты. Измерения кинетики восполнения контраста анализируются с помощью биофизических моделей для оценки таких параметров, как объем крови, время прохождения через область интереса и перфузия. Визуализация восполнения деструкции, вероятно, является ультразвуковым методом с контрастным усилением, имеющим наибольшую биомедицинскую ценность, поскольку функциональные параметры, оцениваемые с помощью этого метода, наиболее схожи с параметрами перфузии, измеряемыми с помощью таких методов, как динамическая компьютерная томография с контрастным усилением или магнитнорезонансная томография.

13.4.2. Гармоническая визуализация тканей

Как обсуждалось в разделе 12.3.3, гармонические спектральные компоненты генерируются при распространении ультразвукового импульса через ткань в результате того, что волна давления модулирует скорость звука в ткани. Существенные гармоники возникают только в фокусе излучения диагностической системы визуализации, где интенсивность импульса наибольшая. Если датчик обладает достаточно высокой пропускной способностью для обнаружения эхосигналов на второй гармонике частоты излучения, полученный сигнал может быть подвергнут полосовой фильтрации для построения изображения, отображающего только гармоническую составляющую эхосигналов. Этот метод визуализации обычно называют тканевой гармонической визуализацией или нативной тканевой гармонической визуализацией.

Гармоническая визуализация тканей частично компенсирует компромисс между пространственным разрешением и глубиной проникновения, возникающий при обычной В-режиме визуализации. Более низкочастотный передающий импульс испытывает менее сильное частотнозависимое затухание, чем возвращающиеся эхо-сигналы второй гармоники, в то время как поперечная ширина фокуса приемника меньше, чем у передающего луча. Таким образом, получаемое изображение демонстрирует латеральное разрешение и проникновение, промежуточные между разрешением И затуханием, которые наблюдаются при обычной визуализации на основной частоте и обычной визуализации на частоте в два раза выше. Экспериментально было показано, что визуализация тканевых гармоник также уменьшает артефакты беспорядка по сравнению с обычной визуализацией в В-режиме. Эти преимущества достигаются за счет снижения осевого разрешения, поскольку полоса пропускания частотной характеристики датчика должна быть разделена на сегменты основной и гармонической частот, а не использовать всю полосу пропускания для генерации максимально короткого передающего импульса.

13.4.3. Визуализация с кодированным возбуждением

Получение изображений с помощью кодированных импульсов возбуждения – это метод, который был разработан для увеличения глубины проникновения ультразвуковых визуализации. Система систем кодированного возбуждения передает сигнал относительно большой длительности, такой как чирп (синусоида с возрастающей или убывающей мгновенной частотой) или импульсно-модулированный код, в котором включается и выключается в определенной временной синусоида последовательности создания двоичного кода. Оба для подхода распределяют передаваемую энергию по длительности импульса, поэтому отношение сигнал/шум (SNR), а значит, и глубина проникновения могут быть увеличены без превышения нормативных требований к облучению пациента (см. раздел 12.6). Во время приема используются методы согласованной фильтрации для деконволюции переданного кода из эхосигнала и поддержания осевого разрешения, близкого к тому, которое достигается при обычной В-режиме визуализации.

Кодированное возбуждение также позволяет получать изображения с высокой частотой кадров (например, несколько сотен кадров в секунду) за счет одновременной передачи нескольких ортогональных импульсных кодов, направленных под разными азимутальными углами. Эхо, создаваемое каждым из этих пучков, будет интерферировать в приемной апертуре, но согласованная фильтрация приемника различает эхо, создаваемое каждым импульсным кодом, что позволяет одновременно получать несколько линий сканирования.

13.4.4. Трехмерная и четырехмерная визуализация

Достижения в области ультразвуковых технологий позволили дополнить, а в некоторых случаях и заменить обычную двухмерную визуализацию в В-режиме трехмерной (или объемной) визуализацией и так называемой четырехмерной визуализацией, при которой временная последовательность трехмерных изображений представляется в виде цинка. Существует три основных метода получения трехмерных изображений, которые отличаются друг от друга сочетанием преимуществ, недостатков и технической сложности.

Трехмерные изображения могут быть получены путем механического перемещения или вращения линейного или криволинейного датчика с движением, направленным вне плоскости двухмерного изображения. Последовательность двумерных изображений получается с регулярным линейным или вращательным шагом, и объем трехмерного изображения может быть легко реконструирован из набора двумерных изображений, поскольку пространственные отношения между изображениями известны заранее. Этот метод трехмерной визуализации относительно прост в реализации и для стационарных структур обеспечивает наивысшее качество изображения, поскольку можно использовать линейные массивы с большой апертурой или более высокой частотой, а движение датчика не зависит от оператора. Для получения одного трехмерного изображения этим методом может потребоваться несколько секунд, поскольку скорость перевода или вращения датчика должна быть низкой по сравнению с частотой кадров в двухмерном режиме. Поэтому для использования этого метода для получения изображений динамических структур, таких как бьющееся требуется тщательная респираторная сердце, И кардиологическая калибровка.

Свободное сканирование – это второй метод трехмерной визуализации. При таком подходе обычная линейная или криволинейная матрица переводится или поворачивается сонографом вручную. В некоторых реализациях этого подхода движение датчика измеряется внешней электромагнитной или оптической системой слежения, которая синхронизируется с получением двумерного изображения, и измерения положения датчика используются для позиционирования каждой плоскости двумерного изображения в реконструированном трехмерном объеме. В качестве альтернативы движение датчика можно оценить непосредственно по последовательности изображений, используя кросс-корреляцию для оценки движения внутри двухмерной плоскости и скорость декорреляции последовательных кадров для оценки движения вне плоскости. Качество

372

реконструированного изображения также зависит от способности сонографа регулярно и плавно перемещать датчик таким образом, чтобы объем трехмерного изображения был равномерно заполнен составляющими двухмерными изображениями.

Трехмерная визуализация в реальном времени с использованием двухмерной фазированной решетки - самый технологически сложный метод трехмерной визуализации. Двухмерная решетка состоит из матрицы небольших (в идеале <1/2 с каждой стороны) квадратных элементов, что позволяет управлять лучом фазированной решетки как по азимуту, так и по углу возвышения. Результирующий объем изображения представляет собой трехмерный пирамидальный сектор, который можно рассматривать как продолжение кругового сектора, создаваемого обычной одномерной фазированной решетки из немного более крупных элементов и получении изображений способом, сравнимым с обычной системой линейных решеток. В этом подходе каждая линия сканирования получается с помощью двумерной субапертуры активных элементов, сфокусированных прямо вперед. Субапертура шагает в обоих измерениях по всей поверхности массива, чтобы построить трехмерный прямолинейный объем изображения.

13.5. ЦВЕТНАЯ ПОТОКОВАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

13.5.1. Режимы визуализации потока

Допплеровские методы визуализации кровотока можно рассматривать продолжение импульсно-волнового допплеровского как метода, представленного в разделе 12.5, в котором допплеровская обработка применяется к большому количеству объемов образца для получения двухили трехмерных изображений кровотока. Существует два основных формата отображения полученных изображений кровотока. Один формат, обычно называемый цветным допплером, использует красную и синюю цветовую шкалу для представления средней осевой скорости в каждом объеме образца, при этом поток, направленный к датчику, отображается красным цветом, поток, направленный от датчика, - синим, а величина скорости соотносится с интенсивностью цвета. Цветные пиксели накладываются на изображение в В-режиме, так что эхо-сигнал от объемов ткани, в которых поток не определяется, отображается в сером цвете. Цветная допплерография в основном используется при визуализации сердца и крупных кровеносных сосудов в тех случаях, когда средняя скорость потока является диагностически полезным параметром. Получение изображения в В-режиме должно чередоваться с получением допплеровских данных, поэтому частота кадров цветной допплерографии всегда меньше частоты кадров обычной Врежимовской визуализации. Поэтому оценки скорости на цветном допплеровском изображении подвержены алиасингу (см. раздел 12.5.3), поскольку частота повторения допплеровских импульсов также ограничена необходимостью получения строк сканирования в В-режиме. Обертывание спектра, вызванное алиасингом в импульсно-волновом допплере, проявляется в виде внезапных изменений цвета пикселей, а значит, и видимого направления потока, в цветной допплеровской системе.

Второй формат отображения, обычно называемый энергетическим допплером, использует красно-оранжево-желтую цветовую шкалу для представления общей мощности в допплеровском спектре в каждом объеме образца, при этом самые низкие мощности отображаются красным цветом, а самые высокие – желтым. Как и при цветной допплерографии, сигнал в Врежиме отображается в серых тонах для объемов ткани, в которых поток не определяется. Теоретически мощность допплеровского сигнала пропорциональна концентрации движущихся клеток крови в объеме образца, поэтому силовой допплер обычно используется в таких областях, как визуализация опухолей, где объем крови является диагностически полезным параметром. Хотя изображения, полученные с помощью силового допплера, не содержат информации о направлении или скорости потока, этот метод имеет ряд преимуществ перед цветным допплером. Мощность допплеровского излучения не зависит от угла наклона допплера, поэтому энергетическая допплерография обеспечивает более четкое отображение извилистых сосудов. Изображения, полученные с помощью энергетического допплера, не подвержены артефактам алиасинга, поскольку алиасинг не влияет на общую мощность в допплеровском спектре. Энергетическая допплерография также лучше, чем цветная допплерография, подходит для визуализации мелких сосудов c медленным течением, поскольку интегральная мощность меньше страдает от низкого SNR, чем средняя допплеровская частота.

Цветной допплер И импульсно-волновой допплер иногда комбинируются в режиме, известном как триплексный допплер, где информация в В-режиме, включенная в цветное допплеровское изображение, представляет собой третий компонент триплекса. При допплерографии получение триплексной импульсно-волнового допплеровского спектра из выбранного пользователем объема образца чередуется с получением цветного допплеровского изображения. Цветное изображение потока и допплеровский спектр отображаются рядом. Этот режим обеспечивает двухмерную пространственную информацию цветного

374

изображения потока и, для импульсно-волнового объема образца, более высокую максимальную скорость и скоростное разрешение обычного импульсного допплеровского исследования. Триплексную допплерографию можно считать продолжением дуплексной допплерографии - режима сканирования, предшествовавшего цветной визуализации потока, при котором изображение в В-режиме и спектр импульсной допплерографии получаются и отображаются одновременно.

13.5.2. Тканевая допплеровская визуализация

Обычные допплеровские системы, включая допплерографию с непрерывной волной, допплерографию с импульсной волной и цветную визуализацию потока, отличают кровоток от движения мягких тканей на основе скорости. В частности, допплеровская система предполагает, что кровоток сосредоточен на средних и высоких скоростях, а рассеиватели, движущиеся с низкой скоростью, соответствуют мягким тканям. Такая дискриминация достигается путем применения высокочастотного настенного фильтра, также известного как фильтр беспорядка, для устранения из допплеровского сигнала компонентов низкой допплеровской частоты.

В приложениях, где требуется измерение движения мягких тканей, оказалось полезным заменить Допплеровский фильтр стенок фильтром низких частот, чтобы отображались только низкоскоростные движения. Такой режим визуализации называется тканевым допплером. Диагностика региональных нарушений движения стенок желудочков, например, после инфаркта миокарда или у пациентов с сердечной недостаточностью, применением тканевого является основным допплера. Тканевая допплерография может быть выполнена на одном объеме образца импульсно-волновой аналогично допплерографии, случае в этом отображается допплеровская спектрограмма, связанная с движением ткани. В качестве альтернативы, тканевые допплеровские измерения могут проводиться в двухмерной области интереса по аналогии с цветной допплерографией, чтобы получить изображение средней допплеровской частоты или осевой скорости.

13.6. АРТЕФАКТЫ ИЗОБРАЖЕНИЯ И ОБЕСПЕЧЕНИЕ КАЧЕСТВА

13.6.1. Артефакты изображения в В-режиме

Многие распространенные артефакты изображения в В-режиме можно понять с точки зрения фундаментальных физических понятий,

представленных в главе 12, а также в этой главе. Одним из таких примеров является артефакт реверберации, который может возникать, когла переданный импульс отражается от двух сильно отражающих поверхностей. Каждый раз, когда реверберирующий импульс возвращается к верхней поверхности, часть акустической интенсивности передается через эту поверхность и продолжает поступать в датчик. Импульсы, переданные обратно к датчику, появляются на изображении в виде копий более глубокой границы, разделенных расстоянием, равным толщине объекта, вызвавшего реверберацию. Интенсивность изображения ревербераций уменьшается в зависимости от глубины из-за суммарного умножения интенсивности импульсов на коэффициенты отражения и пропускания на границах объекта, поэтому результирующий артефакт обычно затемняет только ограниченную область под реверберирующим объектом. Артефакты реверберации часто возникают при наличии крупных кальцификатов или металлических инородных тел. Сонографы описывают последовательность ярких эхосигналов под реверберирующим объектом как артефакт «хвост кометы» и используют этот артефакт в качестве вспомогательного средства для идентификации таких твердых включений.

Артефакты преломления – это другие артефакты В-режима, возникающие при просвечивании через зеркальные поверхности. Как обсуждалось в разделе 12.2.3, рефракция возникает, когда импульс косо падает на границу между двумя тканями с разной скоростью звука. Изменение направления распространения импульса при пересечении границы отклоняет его от намеченного направления линии сканирования. Если преломленный импульс впоследствии встречает сильный отражатель, полученное эхо может быть преломлено обратно к датчику на вышележащей зеркальной границе. Сканер отобразит преломленный эхосигнал в точке вдоль намеченного направления линии сканирования, поэтому отражающий объект будет отображаться в неправильном боковом положении на изображении.

Очень сильно отражающий (т. е. R~1) спекулярный интерфейс также изображения. может создавать артефакт зеркального Рассмотрим передаваемый импульс, который перенаправляется зеркальным отражателем, как описывает закон Снелла. Эхо от перенаправленного импульса рассеивается обратно на зеркальный отражатель, который отражает его обратно на датчик. Сканер отображает эти эхо-сигналы вдоль направления исходной линии сканирования и, следовательно, за зеркальным отражателем, поскольку их время прохождения туда и обратно больше. На практике наиболее яркие артефакты зеркального изображения возникают изза диафрагмы при визуализации печени в плоскости сканирования,

376

ориентированной краниально. Перенаправленные эхо-сигналы приводят к появлению особенностей на изображении над диафрагмой в легких, т. е. в местах, от которых не ожидается никакого сигнала, из-за сложности связи ультразвука с органом, заполненным воздухом.

Локальные изменения коэффициента затухания могут создавать артефакты затенения и усиления. Например, если переданный импульс проходит через участок, который затухает сильнее, чем окружающая ткань, импульсы, падающие на участки, расположенные за этим участком, будут иметь меньшую интенсивность, чем ожидалось. Таким образом, ткань, находящаяся за сильно ослабляющей особенностью. будет выглядеть темнее, чем латерально прилегающая ткань на изображении в В-режиме. Артефакты усиления возникают по противоположному сценарию: слабо ослабляющее включение приводит к тому, что ткань, расположенная за ним, выглядит на изображении ярче, чем ожидалось. Поскольку кривая временной компенсации усиления олинакова вдоль всех линий сканирования, а боковая компенсация усиления одинакова на всех глубинах изображения, ни один из этих этапов обработки не является эффективным для устранения артефактов затенения или усиления. При визуализации рака относительное ослабление в очаге поражения может коррелировать с тем, является ли очаг доброкачественным или злокачественным, поэтому сонографы иногда считают артефакты или усиления затенения диагностически полезными наблюдениями.

Локальные изменения скорости звука могут привести к тому, что отражатели будут отображаться на неправильной глубине изображения. Например, область с повышенной скоростью звука приведет к тому, что эхосигналы, рассеянные за этим включением, придут на приемник раныше, чем эхосигналы с той же глубины по другим линиям сканирования, в результате чего рассеиватели за областью с высокой скоростью звука будут казаться ближе к датчику, чем их истинное положение. Скорость звука в большинстве мягких тканей находится вблизи 1540 м/с (см. табл. 12.1), поэтому геометрические искажения изображения из-за изменений скорости звука редко ощутимы. Однако артефакты, связанные со скоростью звука, вызывают беспокойство, когда ультразвук используется в интервенционных процедурах с наведением изображения.

Как указано в разделе 13.2.2, боковые лепестки снижают контрастность изображения. Рассмотрим небольшой безэховый объект, например кисту, заполненную жидкостью. При получении линий сканирования, проходящих через кисту, боковые лепестки луча могут выходить за пределы кисты в окружающие ткани. При этом часть интенсивности, содержащейся в боковых лепестках, может быть обратно рассеяна в сторону датчика.

Эхосигналы, полученные в результате рассеяния от боковых лепестков, будут отображаться вдоль оси луча в линии сканирования, то есть внутри кисты. Таким образом, киста представляется слабо рассеивающим, а не анэхогенным образованием, и поэтому контрастность изображения ниже, чем в отсутствие артефакта боковой доли.

Это рассуждение является основой для интерпретации PSL (уравнение (13.5)) как приблизительной меры контрастного разрешения ультразвуковой системы.

Решетчатые лепестки, если они присутствуют, могут создавать артефакты в В-режиме, аналогичные артефактам боковых лепестков. Артефакт решетчатой доли возникает, если основная доля луча распространяется через ткань с умеренной силой рассеяния, а решетчатая доля падает на сильно отражающий объект. Эхо, создаваемое лепестком решетки, будет отображаться вдоль оси линии сканирования. Поскольку рисунок лепестка решетки обычно симметричен относительно главной оси лепестка, артефакты лепестка решетки также визуально симметричны. Сильный отражатель будет ярко отображаться на изображении в своем правильном положении, а менее интенсивные копии отражателя будут отображаться на равных боковых расстояниях слева и справа от него. Артефактные изображения отражателя возникают на линиях сканирования, в которых лепестки решетки с m = 1 и m = -1 (уравнение (13.6)) направлены на отражатель. Однако большинство систем массивов спроектированы таким образом, чтобы предотвратить образование лепестков решетки, как обсуждалось в разделе 13.2.2, и поэтому артефакты лепестков решетки относительно редки.

13.6.2. Спекл

Спекл, представляющий собой зернистую или пеструю текстуру, наблюдаемую на изображениях в В-режиме, иногда рассматривается как еще один вид артефактов, однако спекл также является фундаментальной характеристикой изображения в В-режиме и, следовательно, заслуживает особого рассмотрения. Образование спеклов можно понять, используя модель случайного блуждания, которая изначально была разработана в оптике. В любой момент времени ультразвуковая система получает эхосигналы от множества неразрешенных тканевых структур, расположенных в объеме разрешения, определяемом трехмерной PSF. В узкополосном пределе каждый из этих эхо-сигналов может быть представлен фазовым сигналом с определенной величиной и фазой. Мгновенное значение принятого радиочастотного сигнала равно когерентной сумме этих фазоров. Если все рассеиватели представляют собой однотипные структуры, величина каждого фазового сигнала может быть смоделирована как гауссовская случайная величина; если рассеиватели расположены случайным образом по всему объему разрешения, фаза отдельных эхосигналов может быть смоделирована как равномерно распределенная случайная величина от –р до р. В этом случае когерентное суммирование можно представить графически как случайное блуждание в комплексной плоскости (рис. 13.5(а)). Если в объеме разрешения имеется не менее 10 рассеивателей, то величина фазовой суммы, соответствующей огибающей обнаруженного эхо-сигнала, соответствует функции плотности вероятности Рэлея (рис. 13.5(b)).



РИС. 13.5. (a) Модель случайного блуждания для спекл-сигнала. Тонкие черные фазоры представляют собой эхо-сигналы от отдельных рассеивателей, а толстый серый фазор - когерентную сумму s этих эхо-сигналов. (b) Функция плотности вероятности Рэлея для величины когерентно суммированного спекл-сигнала, |s|. Параметр масштаба Рэлея равен единице в этом примере, поэтому среднее значение: $\sqrt{\pi}/2 \approx 1.25$

Таким образом, спекл на изображении в В-режиме – это случайный процесс, который иногда приравнивают к шуму. Это сравнение может быть поучительным при определенных обстоятельствах. Например, если все вышеизложенные предположения выполнены, отношение среднего значения к стандартному отклонению огибающей обнаруженного сигнала, называемое SNR точки, является постоянной величиной ≈1,91, а гистограмма сигнала дает мало информации о ткани, помимо ее средней силы рассеяния. Размер отдельных зерен спеклов, т. е. пространственная длина автокорреляции картины спеклов, полностью определяется PSF и также несет мало информации о ткани. В таких приложениях, как обнаружение повреждений, флуктуации уровня серого из-за спеклов могут затушевывать низкоконтрастные повреждения, поэтому значительные усилия были направлены на разработку методов уменьшения спеклов. Пространственное компаундирование, при котором несколько изображений интересующей области получают под разными углами и усредняют, является наиболее успешным методом уменьшения спеклов и в настоящее время применяется в большинстве современных сканеров под различными торговыми названиями.

Однако сравнение спекла с шумом также может ввести в заблуждение. Поскольку спекл – это когерентная сумма всех эхо-сигналов, рассеянных от внутренней структуры ткани, спекл – это сигнал на большей части изображения. Более того, если датчик и ткань неподвижны, то картина спеклов, в отличие от любого электронного шума на изображении, постоянна. Что еще более важно, все ткани обладают определенной пространственной организации степенью для выполнения своих биологических функций, поэтому условие случайного расположения рассеивателей строго соблюдается только в симулированных изображениях и фантомах, имитирующих ткани. Кроме того, в реальной ткани может быть менее десяти рассеивателей на объем разрешения, а также две или более популяций рассеивателей. Таким образом, статистика первого и второго порядка и спектральные характеристики эхосигналов, полученных от ткани, несут больше информации о ткани, чем предполагает модель случайного блуждания. Это наблюдение послужило основой для постоянных усилий по разработке характеристики методов количественной тканей с использованием ультразвуковой визуализации.

13.6.3. Фантомы и методы обеспечения качества

Фантомы, имитирующие ткани, предназначенные для использования в системах ультразвуковой визуализации, состоят в основном из материала, предназначенного для воспроизведения объемных акустических свойств мягких тканей. Простые лабораторные фантомы могут быть изготовлены из суспензии желатина или агара, но в коммерческих фантомах обычно используются запатентованные полимерные материалы, которые обладают гораздо большим сроком хранения, чем фантомы на основе желатина или агара. Скорость звука и коэффициенты ослабления фантома обычно тщательно контролируются и составляют 1540 м/с и 0,5 или 0,75 дБ/(см-МГц), соответственно. Фантомы также содержат суспензии мелких рассеивателей, изготовленных из таких материалов, как графит, полистирол или коллаген, цель которых – создать визуально реалистичные спеклы при получении изображения фантома.

В дополнение к фоновому материалу, описанному выше, фантом содержит несколько мишеней для визуализации, которые позволяют проверить пространственное и/или контрастное разрешение ультразвуковой системы. Мишени пространственного разрешения обычно представляют собой металлические проволоки или моноволоконные нити малого диаметра, подвешенные горизонтально через фантом для получения ярких точечных мишеней при изображении в поперечном разрезе. Набор проволочных мишеней располагается на одинаковой глубине под акустическим окном фантома в регулярном порядке, так что каждая пара соседних проволок представляет собой постепенно уменьшающееся разделение от нескольких миллиметров до 0,5 мм или менее. При получении изображения этой схемы мишеней оценить можно латеральное пространственное разрешение, наблюдая за тем, какие пары мишеней разрешаются на изображении. Дополнительные проволочные мишени ориентированы вертикали, по что позволяет оценить осевое пространственное разрешение. Фантом может включать несколько латерально и аксиально ориентированных групп проводов на разной глубине, чтобы можно было оценить разрешение во всем FOV сканера.

Мишени с контрастным разрешением обычно представляют собой сферические включения диаметром от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров, похожие на фоновый материал, но со средним коэффициентом обратного рассеяния больше или меньше, чем у фонового материала. Мишени предназначены для получения определенного контраста обратного рассеяния по отношению к фоновому материалу. Контраст включений можно варьировать путем изменения размера или состава рассеивающих частиц, но обычно проще всего управлять контрастом путем изменения концентрации рассеивающих частиц относительно фонового материала, включая несколько мишеней без рассеивателей для имитации безэховых поражений. Мишени различной глубины будут распределены по всему фантому, чтобы контрастность изображения можно было оценить в зависимости от размера и глубины поражения.

Фантомы потока представляют собой полезный способ оценки эффективности спектральных, цветовых и энергетических допплеровских систем. В типичной конструкции фантома потока материал, имитирующий ткань, формуется таким образом, чтобы включать один или несколько полых каналов, которые имитируют кровеносные сосуды различного диаметра и/или ориентации. Каналы соединены трубками с калиброванным насосом, который используется для прокачивания жидкости, имитирующей кровь, через каналы с контролируемой скоростью потока. Жидкость, имитирующая кровь, как следует из названия, представляет собой суспензию мелких рассеивателей, которая предназначена для воспроизведения акустических свойств крови.

Фантомы также доступны для обучения сонографов для конкретных применений и для тестирования новых методов ультразвуковой визуализации. Примерами учебных фантомов являются антропоморфные фантомы молочной железы или простаты, предназначенные для отработки процедур биопсии или брахитерапии под ультразвуковым наведением. Фантомы для эластографии – пример фантома, предназначенного для тестирования новых методов визуализации. Фантомы для эластографии по своей конструкции похожи на контрастные фантомы, за исключением того, что эмулируемые поражения отличаются от фонового материала модулем упругости и коэффициентом обратного рассеяния.

БИБЛИОГРАФИЯ

EVANS, D.H., McDICKEN, W.N., Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Signal Processing, Wiley, New York (2000).

JENSEN, J.A., Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach, Cambridge University Press, Cambridge (1996).

KREMKAU, F.W., Diagnostic Ultrasound: Principles and Instruments, 7th edn, Saunders/ Elsevier, St. Louis, MO (2006).

QIN, S., CASKEY, C.F., FERRARA, K.W., Ultrasound contrast microbubbles in imaging and therapy: Physical principles and engineering, Phys. Med. Biol. 54 (2009) R27–R57.

SHUNG, K.K., Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements, CRC Press, Boca Raton, FL (2006).

SZABO, T.L., Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside Out, Elsevier Science, Boston (2004).

ZAGZEBSKI, J.A., Essentials of Ultrasound Physics, Mosby, St. Louis, MO (1996).

Глава 14

ФИЗИКА МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА

ХИ КВОН СОНГ

Больница Пенсильванского университета, Филадельфия, Соединенные Штаты Америки

14.1. ВВЕДЕНИЕ

Открытие ядерного магнитного резонанса (ЯМР) – свойства ядер в магнитном поле поглощать радиочастотную энергию и затем испускать ее на определенной частоте – относится к началу 1900-х годов. Физик Исидор И. Раби, увлеченный работами Отто Штерна и Вальтера Герлаха, которые показали, что частицы обладают внутренними квантовыми свойствами, занялся изучением магнитных свойств ядер, и в 1938 году Раби открыл явление ЯМР. Несколько лет спустя, в 1946 году, Феликс Блох и Эдвард Перселл усовершенствовали методы и успешно измерили сигнал ЯМР от жидкостей и твердых тел. За свои открытия Раби получил Нобелевскую премию по физике в 1944 году, а Блох и Перселл – в 1952 году.

Хотя Раби, Блох, Перселл и другие физики, работавшие в этой области, заложили основы, главное открытие, преобразовавшее феномен ЯМР для визуализации, было сделано только в 1973 году, когда Пол Лаутербур разработал метод пространственного кодирования сигнала ЯМР с помощью линейных градиентов магнитного поля. Примерно в то же время Питер Мэнсфилд открыл способ определения пространственной структуры твердых тел путем введения линейного градиента через объект. Идея применения градиентов магнитного поля для создания пространственно изменяющихся резонансных частот с целью определения пространственного распределения намагниченности стала важной вехой и началом магнитнорезонансной томографии (MPT). За свою работу Лаутербур и Мэнсфилд были удостоены Нобелевской премии по медицине в 2003 году.

С момента своего открытия МРТ быстро стала одним из самых важных устройств для получения медицинских изображений, доступных врачам сегодня. В отличие от других методов визуализации, таких как рентгенография и компьютерная томография, МРТ не использует ионизирующее излучение. Кроме того, МРТ обеспечивает превосходный контраст мягких тканей, который невозможен при использовании других методов визуализации. Более того, при МРТ желаемый уровень контрастности изображения различных тканей часто можно точно контролировать с помощью простых настроек временных параметров получения изображения. МРТ стала бесценным инструментом для оценки многих видов заболеваний.

В этой главе дается краткое введение в феномен ЯМР и описывается, как он может быть использован для создания магнитно-резонансных (МР) изображений. Наряду с некоторыми основными понятиями ЯМР, представлена техника пространственного кодирования и объяснены методы измерения свойств тканей, а именно присущих им констант релаксации T_1 и T_2 . Цель этой главы – познакомить читателя с фундаментальными понятиями МРТ, а в следующей главе будут описаны некоторые из более продвинутых тем МРТ.

14.2. ЯМР

За некоторыми исключениями, встречающимися в исследованиях, MPT предполагает получение изображений ядра атома водорода, т. е. протона. К счастью, человеческое тело обладает богатыми запасами водорода, в основном в виде воды и жира, которые у здоровых людей составляют 50-70 % и 10-20 % от общей массы тела соответственно.

14.2.1. Ядро: спин, угловой и магнитный момент

Среди свойств атомного ядра – его угловой момент *p* (14.1):

$$P = I\hbar \tag{14.1}$$

где h – это постоянная Планка, деленная на 2*π* (приведенная постоянная Планка), и I – спин ядра (или квантовое число).

Все векторы выделены жирным шрифтом. Для ядра водорода I = ½. Так как протон положительно заряжен, угловой момент также порождает магнитный момент ядра, µ, где:

$$\mu = \gamma p \tag{14.2}$$

где *у* – гиромагнитное отношение.

Гиромагнитное отношение специфично для каждого типа ядер и для протонов примерно равно 42,58 МГц/Т. Помимо водорода, были получены изображения и других ядер, в том числе углерода (¹³C), фтора (¹⁹F), фосфора (³¹P), натрия (²³Na) и калия (³⁹K) (таблица 14.1). Однако из-за их относительно низкой распространенности в естественных условиях

магнитно-резонансная томография этих видов не часто проводится из-за ограниченного доступного сигнала.



РИС. 14.1. Ядро водорода, протон, характеризуемый угловым моментом, р. Из-за наличия положительного заряда, спин имеет собственный магнитный момент, µ.

Λ Γ			, , , ,		
Ядро	Относительное количество (%)	Спин (I)	Гиромагнитное отношение (МГц/Т)	Относительная чувствительность	Распространённость в организме человека (% атомов)
$^{1}\mathrm{H}$	99,98	$^{1}/_{2}$	42,58	1	63
¹³ C	1,11	$^{1}/_{2}$	10,71	0,016	0,13
¹⁹ F	100	$^{1}/_{2}$	40,05	0,83	0,0012
²³ Na	100	$^{3}/_{2}$	11,26	0,093	0,037
³¹ P	100	$^{1}/_{2}$	17,23	0,066	0,14
³⁹ K	93,1	$^{3}/_{2}$	1,99	$5,08 * 10^{-4}$	0,031

ТАБЛИЦА 14.1. ОБЩИЕ ЯДРА ДЛЯ МР (Адаптировано из книги STARK, D.D., BRADLEY, W.G., [14.1])

^а На равное число ядер

14.2.2. Внешнее магнитное поле и намагниченность

В отсутствие внешнего магнитного поля совокупность этих магнитных моментов (или спинов) будет выстраиваться в пространстве в случайных направлениях, что приведет к нулевой намагниченности. Однако если приложить внешнее магнитное поле B_0 , то каждый спин будет выстраиваться либо параллельно, либо антипараллельно направлению приложенного поля; они становятся поляризованными (рис. 14.2). Из-за более низкого энергетического состояния параллельной ориентации число спинов, выровненных вдоль этого направления, будет немного больше. Отношение числа спинов, выровненных в параллельном (N+) и антипараллельном (N-) направлениях, определяется распределением Больцмана:

$$\frac{N_+}{N_-} = e^{\Delta E/kT} = e^{\hbar\omega_0/kt} \tag{14.3}$$

где ΔE – разность энергий между двумя состояниями;

k – постоянная Больцмана;

T – абсолютная температура

и w_o – частота Лармора или резонансная частота.

При напряженности поля 1,5 Тл это соотношение для протона составляет примерно 1,000010, что означает, что в коллекции из примерно 2 миллионов спинов будет только десять спинов, выровненных по полю! Хотя на самом деле только небольшая часть спинов может быть обнаружена, огромное количество спинов, имеющихся в любом конкретном вокселе, позволяет обнаружить намагниченность для создания MP-изображений.



РИС. 14.2. Спины, первоначально ориентированные в пространстве случайным образом (a), становятся выровненными либо параллельно, либо антипараллельно внешнему магнитному полю **B**₀ (b).

Помимо поляризации под лействием внешнего **B**₀. поля намагниченность будет испытывать вращающий момент, который заставит намагниченность или прецессировать, вращаться, относительно направления поля. Движение спина в магнитном поле может быть описано уравнением Блоха, которое является фундаментальным уравнением, описывающим поведение намагниченности:

$$\frac{d\mu}{dt} = \gamma \mu \times B \tag{14.4}$$

где *В* – магнитное поле.

Согласно этому уравнению, спин будет прецессировать на ларморовской частоте, *w*_o, которая линейно пропорциональна напряженности внешнего поля (рис. 14.3).
$$\omega_0 = \gamma B_0 \tag{14.5}$$

Движение протона в присутствии внешнего поля аналогично прецессии вращающейся верхушки, обладающей угловым моментом, обусловленным ее вращением, вокруг направления гравитационного поля, возникающего в результате действия на нее вращающего момента.

Полезно также рассмотреть другую систему отсчета – вращающуюся на ларморовской частоте. В этой вращающейся системе спины, прецессирующие точно на ларморовской частоте, будут казаться неподвижными, а спины, прецессирующие на другой частоте ω в неподвижной системе, будут казаться прецессирующими с частотой wr во вращающейся рамке, где:

РИС. 14.3. Под действием внешнего магнитного поля **B**₀ спины прецессируют относительно направления поля с ларморовской частотой, которая пропорциональна **B**₀.

Общая намагниченность в вокселе, его чистая намагниченность, представляет собой векторную сумму всех спинов, содержащихся в вокселе, и будет выровнена вдоль +z направление, т. е. направление B_0 (рис. 14.4). В дальнейшем любая ссылка на намагниченность будет относиться к чистой намагниченности совокупности спинов, например, всего вокселя, в отличие от намагниченности отдельного ядра. Поведение чистой намагниченности, М, можно рассматривать аналогично поведению одного спина. Таким образом, уравнение Блоха может быть модифицировано, чтобы отразить поведение чистой намагниченности:

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times B \tag{14.7}$$

Обратите внимание, что поскольку чистая намагниченность выровнена вдоль оси z, она остается неподвижной и не прецессирует вокруг какой-либо оси. Таким образом, в присутствии постоянного внешнего магнитного поля, B_0 , чистая намагниченность остается постоянной и направлена вдоль направления поля. Считается, что намагниченность находится в состоянии равновесной намагниченности, M_0 . Однако при наложении дополнительных магнитных полей, в том числе изменяющихся во времени, намагниченность отклоняется от своего равновесного положения и может начать прецессировать относительно эффективного магнитного поля. Такое возмущение намагниченности необходимо для обнаружения сигнала и является темой следующего раздела.



РИС. 14.4. Чистая намагниченность, *М*, является суммой всех спинов внутри вокселя и выравнивается вдоль направления приложенного поля, **B**₀.

14.2.3. Возбуждение и обнаружение

Рассмотрим внешнее радиочастотное поле, $B_1(t)$, резонирующее на частоте Лармора, приложенное к спинам в магнитном поле B_0 . Согласно уравнению Блоха, намагниченность будет прецессировать вокруг эффективного магнитного поля, которое представляет собой векторную сумму статического B_0 поле и изменяющееся во времени B_1 поле. Поведение намагниченности можно упростить, рассмотрев ее движение BO вращающейся рамке, где B_1 поле будет казаться неподвижным, поскольку его частота совпадает с частотой вращающейся рамки. Во вращающейся рамке намагниченность, первоначально выровненная вдоль оси z, будет просто прецессировать вокруг направления **B**₁ поля (рис. 14.5(a)). Если радиочастотное поле, B_1 , расположено вдоль оси х во вращающейся рамке, намагниченность будет прецессировать, или нутироваться, вокруг этой оси и будет продолжать это делать до тех пор, пока применяется B_1 . Для обнаружения магнитно-резонансного сигнала B_1 поля обычно подается достаточно долго (порядка 2-3 мс), чтобы вызвать поворот на 90°, так что в конце радиочастотного импульса намагниченность выравнивается вдоль оси у. Когда намагниченность повернется в поперечную (x, y) плоскость и РЧизлучение будет снято, спины начнут прецессировать вокруг B_0 на частоте Лармора (в неподвижной системе отсчета) в соответствии с уравнением Блоха (уравнение (14.7)). Эта вращающаяся намагниченность может быть обнаружена с помощью радиочастотной впослелствии катушки. помещенной вблизи нее, в соответствии с законом Фарадея (рис. 14.5(b)), поскольку изменяющийся магнитный поток через катушку вызывает изменения напряжения, которые впоследствии могут быть обнаружены приемником. Помимо прочих факторов, тип и размер радиочастотной катушки, используемой для приема сигнала, ее близость к объекту визуализации и размер вокселя определяют общую силу принимаемого сигнала. Подробная информация о радиочастотной катушке и другом оборудовании лля визуализации, имеюшем отношение MPT. к рассматривается в главе 15.



РИС. 14.5. (a) Во вращающейся рамке, обозначенной координатными осями (xr, yr, zr), радиочастотное поле $B_1(t)$, резонирующее на ларморовской частоте, вызывает прецессию или нутацию намагниченности вокруг своей оси. (b) Для оптимального обнаружения сигнала поле B_1 снимается, как только намагничивание достигает поперечной плоскости (x, y). Затем намагничивание перемещается вокруг оси z в неподвижной системе отсчета, и сигнал может быть обнаружен с помощью радиочастотной катушки.

14.3. РЕЛАКСАЦИЯ И КОНТРАСТ ТКАНЕЙ

14.3.1. *Т*₁ и *Т*₂ релаксации

Из-за взаимодействия спинов с окружающей средой прецессия не продолжается бесконечно долго после поворота намагниченности в

Как поперечную плоскость. только намагниченность возмущается радиочастотным импульсом и отклоняется от равновесного (минимально энергетического) положения вдоль оси z, существует два механизма, которые приводят намагниченность обратно в равновесное состояние. Часть энергии, поглощенной спинами от приложенного радиоимпульса, уходит в окружающую среду (или в решетку) в результате так называемой спинрешеточной релаксации, а постоянная времени этого явления называется T₁. Релаксация Т₁ зависит от подвижности решетки и эффективности передачи энергии от возбужденных спинов к решетке. Благодаря T₁-релаксации продольная (или z) компонента намагниченности возвращается к своему равновесному состоянию, M_0 , экспоненциальным образом:

$$M_z(t) = M_z(0)e^{-t/T_1} + M_o(1 - e^{-t/T_1})$$
(14.8)

где $M_z(0)$ – продольная намагниченность сразу после радиочастотного возбуждения.

При возбуждении под углом 90° этот член равен нулю и остается только второй член. Через период T_1 s, намагниченность почти полностью вернулась в равновесное состояние, амплитуда M_0 и выровнялась вдоль оси z (рис. 14.6).



РИС. 14.6. Эволюция намагниченности после радиочастотного возбуждения. После возбуждения в поперечной плоскости релаксация T_1 и T_2 возвращает намагниченность в равновесное положение, M_0 . T_2 -релаксация уменьшает поперечную компоненту до нуля, а T_1 -релаксация возвращает продольную компоненту к M_0 .

Помимо взаимодействия с решеткой, спины также взаимодействуют друг с другом, вызывая спин-спиновую релаксацию. Каждый спин, который по сути является магнитным диполем, создает собственное магнитное поле, которое слегка изменяет поле в его окружении. Любой спин, находящийся в непосредственной близости от другого, будет испытывать это дополнительное поле, слегка изменяющее его частоту прецессии. Поскольку спины находятся в постоянном движении, прецессионные частоты каждого спина постоянно меняются, что впоследствии приводит к возрастающей потере фазовой когерентности, когда разные спины со временем накапливают разное количество фазы. Эта потеря когерентности приводит к экспоненциальному затуханию сигнала в поперечной плоскости с постоянной времени T_2 :

$$M_{xy}(t) = M_{xy}(0)E^{-t/T_2}$$
(14.9)

где $M_{yy}(0)$ – начальная поперечная намагниченность после возбуждения.

Для создания изображения процесс возбуждения и обнаружения сигнала обычно повторяется много раз, пока не будет получено достаточно данных для реконструкции изображения. Время между последующими возбуждениями – это время повторения, или TR, и из уравнения (14.8) ясно, что TR определяет, в какой степени ткани с различными значениями T₁ вернулись в свое полностью расслабленное, равновесное состояние. При коротком TR ткани с короткими значениями T_1 , которые расслабляются быстрее, будут выглядеть ярче, чем ткани с более длинными значениями T_1 , и различия в T₁ будут подчеркнуты. С другой стороны, контрастность изображения из-за различий в T₂ можно регулировать, изменяя время эхосигнала - время между возбуждением и получением данных. При более длительном времени эха ткани с короткими значениями Т₂ будут выглядеть темнее, чем ткани с более длинными значениями Т₂. В табл. 14.2 приведены типичные значения T₁ и T₂ для различных тканей человека. Обратите внимание, что T_1 и T_2 зависят от напряженности поля, и их значения при 1,5 Т приведены в табл. 14.2.

Ткани	T_1 (MC)	T_2 (MC)
Мышцы	870	50
Жир	260	80
Печень	490	40
Кровь (насыщенная кислородом)	1200	200
Кровь (деоксигенированная)	1200	50
Белое вещество	790	90
Серое вещество	920	100
Спинномозговая жидкость	4000	2000

ТАБЛИЦА 14.2. ТКАНИ И ИХ ЗНАЧЕНИЯ *T*₁ и *T*₂ ПРИ 1,5 Т (адаптировано из Бернитейна и др. [14.2])

14.3.2. Уравнения Блоха с релаксационными членами

Константы релаксации T_1 и T_2 можно включить в уравнение Блоха из уравнения (14.7), чтобы получить более полное описание эволюции МР-сигнала:

$$\frac{dM}{dt} = \gamma M \times B + \frac{M_o - M_z}{T_1} \hat{z} - \frac{M_x \hat{x} + M_y \hat{y}}{T_2}$$
(14.10)

Это уравнение учитывает влияние статического и динамического (РЧ) магнитных полей, приложенных к объекту визуализации, B_0 и B_1 , соответственно, а также релаксацию спинов к их равновесным значениям за счет релаксации T_1 и T_2 . Высокий уровень контрастности изображений различных тканей, который обеспечивает МРТ, обусловлен главным образом тем, что постоянные времени релаксации T_1 и T_2 различны для разных типов тканей. Одним из основных факторов, обеспечивающих преимущество МРТ перед другими методами визуализации, такими как рентгенография и компьютерная томография, является то, что при МРТ можно точно контролировать степень влияния на изображения этих двух временных констант, о чем подробнее будет рассказано ниже.

14.3.3. T₂* релаксация

При МРТ однородное поле **B**₀ имеет решающее значение для получения высококачественных изображений. В однородном поле поперечный сигнал экспоненциально затухает с присущей ему постоянной времени Т₂ как описано выше. Однако в присутствии неоднородностей магнитного поля, вызванных либо несовершенным шиммированием магнита, либо наведенными возмущениями поля (например, из-за разницы в восприимчивости на границах тканей), поперечная релаксация может усилиться из-за дополнительной потери когерентности между спинами. Поскольку частота прецессии каждого спина прямо пропорциональна локальному магнитному полю, любые возмущения поля в пределах вокселя приведут к тому, что спины будут прецессировать на разных частотах, что вызовет потерю когерентности и усиление потери сигнала в пределах вокселя. Хотя точная эволюция сигнала зависит от распределения полей внутри воксела, она может быть хорошо аппроксимирована затухающей экспоненциальной функцией (аналогичной Т2-релаксации), а постоянная времени обозначается как T_2^* ('T-две звезды'). T_2^* должно быть меньше T_2 и представляет собой общее время поперечной релаксации, состоящее как из собственной постоянной времени Т2, так и из компонента, обусловленного неоднородным полем, T_2' ('T-два прайма'):

$$\frac{1}{T^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \Delta B = \frac{1}{T_2} + \frac{1}{T_2'}$$
(14.11)

где ΔB – неоднородность поля по вокселю.

Наиболее часто эти нежелательные возмущения поля в естественных условиях возникают вблизи границ между воздухом и тканью, например, в полости синуса в голове, или в трабекулярной (или губчатой) кости, где разница в восприимчивости между костью и костным мозгом вызывает локальные неоднородности поля внутри костного мозга. К счастью, если потери сигнала из-за внутренней релаксации T_2 избежать невозможно, то потерю сигнала из-за неоднородности поля можно обратить вспять, подав второй радиочастотный импульс «перефокусировку» импульса, «перефокусирующего» импульса, это делается спин-эхо как при визуализации, описанной далее в главе.

14.3.4. Контрастные вещества

Хотя МРТ обладает отличной контрастностью мягких тканей, иногда желательно усилить контраст между тканями путем введения контрастного вещества. Контрастные вещества имеют высокую парамагнитную природу, усиливают спин-решеточное взаимодействие и сокращают постоянную времени T_1 , что приводит к более быстрому восстановлению продольного сигнала после возбуждения. К распространенным контрастным веществам T_1 относятся средства на основе иона гадолиния (3^+), который содержит семь неспаренных электронов и поэтому является сильным парамагнетиком. Скорость продольной релаксации ($R_1 = 1/T_1$) после введения контрастного вещества в ткань прямо пропорциональна концентрации укорачивающего T_1 вещества:

$$R_1 = \frac{1}{T_1} = \frac{1}{T_{10}} + r[C] \tag{14.12}$$

где T_{10} – собственная тканевая T_1 без контрастного вещества, а r и [C] – релаксационная способность и концентрация контрастного вещества, соответственно.

Релаксационная способность является специфическим свойством каждого типа контрастного вещества и может значительно отличаться от одного препарата к другому. Постоянная времени T_2 также подвержена влиянию контрастных веществ, и релаксивность для T_1 и T_2 примерно одинакова. Однако, поскольку собственный T_1 тканей часто намного длиннее, чем собственный T_2 , относительное влияние данной концентрации

контрастного вещества на продольную постоянную времени обычно намного больше, чем на поперечную постоянную времени.

В МРТ с контрастным усилением для выделения усиливающих структур используются последовательности изображений с коротким TR. Использование коротких TR не позволяет намагниченности большинства тканей достаточно восстановиться после возбуждения, а только тех тканей, на которые воздействует контрастное вещество, чьи значения T_1 резко сокращены, восстановится в достаточной степени для получения высокого сигнала.

Одно из основных клинических применений визуализации с контрастным усилением – обнаружение опухолей. Контрастное вещество обычно вводится в кровоток через вену в руке. Поскольку большинство опухолей обычно имеют богатое кровоснабжение, эти вещества могут локально снижать T_1 этих поражений, поскольку они диффундируют из сосудов во внесосудистое пространство и эффективно усиливают интенсивность сигнала поражения по отношению к окружающим тканям (рис. 14.7). Степень усиления сигнала также может быть использована для оценки перфузии опухоли. Другие области применения МРТ с контрастным усилением включают МР-ангиографию для визуализации артерий и вен и для визуализации инфаркта миокарда.



РИС. 14.7. Изображения молочной железы с контрастным веществом и без него. Без контрастного вещества поражение не видно. После внутрисосудистого введения контраста очаг поражения отчетливо виден благодаря высокой сосудистости внутри очага.

14.3.5. Свободная индукция распада

После возбуждения намагниченности радиочастотным импульсом zкомпонента намагниченности возвращается в равновесное состояние, $M_{\rm O}$, посредством T_1 релаксации, в то время как сигнал в поперечной плоскости экспоненциально затухает с постоянной времени T₂ (для простоты дополнительная релаксация из-за неоднородностей поля – эффект T_2^* – будет игнорироваться). В лабораторной системе отсчета спины также прецессируют на ларморовской частоте, в дополнение к затуханию амплитуды из-за релаксации Т₂. Такая эволюция сигнала в поперечной плоскости называется распадом свободной индукции (FID) (рис. 14.8(a)). В однородном магнитном поле все спины прецессируют на одной ларморовской частоте, и регистрируемый сигнал будет представлять собой идеальную синусоиду, модулированную затухающей экспоненциальной функцией с постоянной времени Т2. Если посмотреть на частотное содержание этого сигнала, или его частотный спектр, который можно получить, просто взяв преобразование Фурье (FT) затухания свободной индукции, то получится функция, реальная составляющая которой является лоренцевой. Пик лоренцевой кривой будет находиться в центре на частоте Лармора, а ее ширина, или, точнее, полная ширина на половине максимума, будет равна $1/pT_2$ (рис. 14.8(b)). Более быстро затухающий сигнал, имеющий более короткий T_2 , будет иметь более широкую ширину, в то время как сигнал вида с более длинным T_2 характеризуется более острым пиком.



РИС. 14.8. (a) После возбуждения радиочастотным импульсом поперечная намагниченность претерпевает ФИД. (b) Вещественная составляющая ФТ затухания свободной индукции представляет собой лоренцеву функцию с центром на частоте прецессии.

14.4. МР СПЕКТРОСКОПИЯ

В естественных условиях протоны атомов водорода в воде и жире являются наиболее интенсивным источником МР-сигнала. Хотя свойства всех ядер водорода идентичны (спиновое число, угловой момент), в воде и жире они прецессируют на несколько разных частотах даже в присутствии однородного внешнего поля. Это связано с тем, что ядра водорода разных химических видов испытывают не одинаковые локальные магнитные поля. Небольшие различия в этих локальных полях обусловлены различиями в магнитном экранировании от электронных облаков, которое у разных молекул разное. Между водой и жиром разница в частоте составляет 3,35 ppm, или примерно 215 Гц при 1,5 Тл.

Таким образом, ФИД объекта визуализации, содержащего жир и воду, представляет собой уже не простую затухающую синусоиду, а сумму двух затухающих синусоид, резонирующих на немного разных частотах и с разными постоянными времени релаксации T_2 . ФТ этого ФИД впоследствии дает не один лоренцианец, а суперпозицию двух лоренцианов, разделенных 3,35 ppm.

На самом деле даже разные ядра водорода одной молекулы, например жира, могут резонировать на разных частотах. Например, протоны, связанные с атомом углерода, содержащим только одинарные связи, резонируют на несколько иной частоте, чем протоны, связанные с атомами углерода, содержащими двойные связи. Кроме того, их значения T_2 также могут отличаться. В результате спектр частот становится более сложный, содержащий множество пиков разной амплитуды и ширины. В магнитнорезонансной спектроскопии эти различия в частотах могут быть использованы для определения химических и структурных свойств молекул. Поскольку расстояние между резонансными пиками разных протонов пропорционально напряженности внешнего магнитного поля, системы с высоким полем особенно выгодны для MP-спектроскопии, поскольку они обеспечивают более высокое спектральное разрешение. Это явление сдвига частоты, обусловленное воздействием на ядра различных электронных сред, называется химическим сдвигом.

МР-спектроскопия может использоваться лля мониторинга биохимических изменений при опухолях, инсультах и метаболических нарушениях. Наиболее распространенными ядрами, используемыми в МРспектроскопии, являются протон, фосфор и углерод. Поскольку один и тот же тип ядра (например, водород), связанный с различными молекулами и соединениями, часто резонирует на немного разных частотах, относительную концентрацию этих соединений можно определить, наблюдая за высотой пиков в спектре, причем более высокие пики соответствуют более высоким концентрациям. Например, при протонной MP-спектроскопии повышенное соотношение холина и креатина может указывать на наличие злокачественного заболевания, а высокий уровень лактата – на гибель клеток и некроз тканей. Более подробно методы МРспектроскопии рассматриваются в главе 15.

396

14.5. ПРОСТРАНСТВЕННОЕ КОДИРОВАНИЕ И ОСНОВНЫЕ ИПУЛЬСНЫЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ

14.5.1. Выбор среза

Ранее мы обсуждали применение радиочастотного импульса $B_1(t)$ с постоянной амплитудой и фиксированной длительностью, вызывающего поворот намагниченности в поперечную плоскость. Применение РЧ-импульса в однородном поле приводит к возбуждению всего объема изображения. Однако в большинстве случаев требуется получить изображение тонкого среза объекта, и мы хотим ограничить возбуждение срезом, оставив остальную часть объекта невозмущенной. В МРТ этого легко добиться, приложив линейный градиент магнитного поля к объекту во время радиочастотного импульса. Кроме того, соответствующим образом формируя радиочастотный импульс, можно добиться желаемого профиля среза.

Если РЧ-импульс подается одновременно с линейным градиентом магнитного поля, то профиль среза, возбужденный вдоль того же направления, что и градиент, будет близко напоминать FT формы РЧ-импульса. Это соотношение Фурье наиболее точно для малых углов переворота (например, $<30^{\circ}$) и даже приемлемо для возбуждения под углом 90°, но профиль среза будет все больше отклоняться от предсказанной формы при больших углах переворота. Тем не менее, в обычных МР-приложениях часто предполагается наличие зависимости Фурье. Так, при подаче радиочастотного импульса синфазной формы в присутствии линейного градиента возбуждается узкая полоса спинов внутри объекта, поскольку FT синфазной функции представляет собой «верхнюю шапку» или прямоугольную функцию в частотном пространстве (рис. 14.9). Толщина возбужденного среза, Δz , является функцией полосы пропускания (BW) синфазного импульса и амплитуды градиента выбора среза, G_{-} , где:

$$\Delta z = \frac{BW}{\gamma G_z} \tag{14.13}$$

Поскольку сингулярный импульс имеет бесконечную длину, импульс возбуждения обычно усекается, чтобы включить только один или два лепестка по обе стороны от основного лепестка. Кроме того, к импульсу часто применяется сглаживающий фильтр низких частот, например, Ханнинга или Хэмминга, чтобы создать сглаженный импульс, который сужается до нуля на обоих концах усеченного импульса. Фильтрация необходима для улучшения профиля среза, поскольку резкое усечение

397

радиочастотного импульса может привести к звону Гиббса, нежелательно вызывая возбуждение части намагниченности за пределами среза. Хотя sinc является наиболее часто используемым РЧ-импульсом, можно использовать и другие формы РЧ-импульсов, например, гауссову.



РИС. 14.9. Поскольку между формой радиочастотного импульса и профилем возбужденного среза существует приблизительная зависимость Фурье, для селективного возбуждения одного среза часто используется синфазный импульс. Синхроимпульс часто усекается (пунктирная рамка), чтобы ограничить его ширину, а концы часто сужаются, чтобы создать плавный переходный участок в профиле среза.

В магнитно-резонансной томографии для пространственного кодирования используются три набора линейных градиентных катушек: Gx, Gy и Gz, которые обеспечивают линейные градиенты по осям x, y и z соответственно. Градиент выбора среза может быть любым из этих трех. Кроме того, плоскость среза с любой пространственной ориентацией может быть выбрана путем включения более одного градиента во время возбуждения. Возбуждаемая плоскость всегда будет перпендикулярна направлению чистого градиента.

14.5.2. Частотное и фазовое кодирование

После возбуждения нужного среза следует пространственное кодирование в плоскости выбранного среза. Это достигается за счет использования линейных градиентов вдоль двух перпендикулярных направлений в плоскости (условно принятых за Gx и Gy после возбуждения аксиальной плоскости среза градиентом Gz). Линейное градиентное поле заставляет спины в разных положениях вдоль направления градиента прецессировать на разных частотах, линейно изменяющихся в зависимости от положения:

$$\omega_x = g \, G_x x \tag{14.14}$$

где Gx – градиент приложенного магнитного поля вдоль оси x, a wx – резонансная частота спинов в положении x.

Обратите внимание, что частота прецессии в приведенном выше

уравнении, как и во всех последующих уравнениях, относится к вращающейся рамке; аддитивный частотный член, обусловленный статическим полем Во, не учитывается. Таким образом, во время получения данных МРТ применяется пространственный градиент (по условию, вдоль оси х), заставляющий спины вдоль этой оси резонировать на линейно изменяющихся частотах. Кодирование пространственной информации таким образом называется «частотным кодированием», а применяемый градиент – градиентом считывания, поскольку точки данных получают во время действия градиента.

Обнаруженный сигнал S(t) представляет собой сумму всех возбужденных спинов в объеме изображения, каждый из которых резонирует на частоте, соответствующей его положению вдоль направления градиента:

$$S(t) = \int \rho(x) e^{j\omega_x t} dx = \int e^{j\gamma G_x x t} dx$$
(14.15)

где r(x) – спиновая плотность, а зависимостью T_1 и T_2 для простоты пренебрегли.

Член в экспоненте является фазовым членом и представляет собой относительную фазу, накопленную во вращающемся кадре из-за градиента частотного кодирования. Как правило, градиент считывания постоянен во время сбора данных. В более общем случае можно использовать градиенты, изменяющиеся во времени, и в этом случае накопленный фазовый член в приведенном выше уравнении необходимо заменить интегралом по времени градиента считывания. Если мы определим:

$$k_{\lambda} = \gamma \int G_x(t) \, dt \tag{14.16}$$

то из этого следует, что обнаруженный сигнал S(t) в уравнении (14.15) может быть выражен как функция переменной kx, где:

$$s(t) = s(k_x) = \int \rho(x) e^{jk_x x} \, dx \tag{14.17}$$

Уравнение (14.17) показывает, что переменная положения х и переменная «пространственной частоты» kx, или, что эквивалентно, пространство изображения и «k-пространство», представляют собой пару Фурье. Это можно распространить и на двумерное пространство:

$$k_{\gamma} = \gamma \int G_{\gamma}(t) dt \tag{14.18}$$

$$s(k_x, k_y) = \int \rho(x, y) e^{j(k_x x + k_y y)} dx dy$$
(14.19)

Уравнение (14.19) показывает, что после получения достаточного количества данных S(kx, ky) в k-пространстве объект визуализации r(x, y) получается с помощью простой ФТ (рис. 14.10). Нужные данные S(kx, ky) в k-пространстве получают, перемещаясь по k-пространству с градиентами Gx и Gy в соответствии с уравнениями (14.16, 14.18). Хотя можно собрать все необходимые данные, заполнив все k-пространство после одного возбуждения, потеря сигнала из-за T_2 или T_2^* во время сбора данных часто ограничивает возможность получения достаточно высокого уровня сигнала, что может привести к размытию или другим артефактам изображения. Вместо этого данные обычно получают за несколько Tp, при этом после каждого возбуждения получения данных описаны в следующих разделах.



РИС. 14.10. Процесс получения изображения. Данные получают в k-пространстве, FT которого дает желаемое изображение.

14.5.3. Поле зрения и пространственное разрешение

Поле (FOV) зрения И пространственное разрешение реконструированного изображения определяются способом дискретизации k-пространства. Поскольку пространство изображения (единицы расстояния) и k-пространство (единицы 1/расстояние) являются парами Фурье и соответствуют пространственному положению и пространственной частоте, соответственно, между ними существует обратная зависимость. Таким образом, больший FOV требует более тонкой выборки в kпространстве, а меньший FOV – более грубой выборки. В частности, FOV определяется обратной величиной расстояния между соседними точками kпространства и может изменяться в двух направлениях в плоскости:

$$FOV_x = \frac{1}{\Delta k_x} \quad \text{i} \quad FOV_y = \frac{1}{\Delta k_y} \tag{14.20}$$

где Δ kx и Δ ky – расстояния между соседними точками k-пространства вдоль kx и ky.

И, наоборот, пространственное разрешение, или ширина пикселя Δx и Δy , определяется диапазоном области k-пространства, из которой производится выборка:

$$\Delta x = \frac{1}{2k_{x,max}} \quad \text{H} \quad \Delta_y = \frac{1}{2k_{y,max}} \tag{14.21}$$

где $k_{x,\max}$ и $k_{y,\max}$ – максимальные положения вдоль kx и ky, которые попадают в выборку, соответственно.

Таким образом, высокое пространственное разрешение (или малый размер пикселя) требует, чтобы была отобрана большая область к-пространства.

14.5.4. Визуализация градиентного эха

Для получения изображений при МРТ существуют различные последовательности импульсов. Последовательность импульсов – это набор инструкций, которые управляют получением данных МРТ и включают в себя применение градиентов магнитного поля Gx, Gy и Gz, радиочастотный импульс и сбор данных. За прошедшие годы было разработано множество различных типов импульсных последовательностей, в том числе оптимизированных для быстрой визуализации, оценки диффузии или потока, а также устойчивых к движению.

Одной из самых простых импульсных последовательностей для визуализации является последовательность градиентного эха. Основными компонентами последовательности градиентного эха являются следующие (рис. 14.11):

- селективный по срезу радиочастотный импульс, который поворачивает намагниченность в поперечной плоскости (условно вдоль оси z);
- частотный кодирующий, или считывающий, градиент (ось х);
- градиент фазового кодирования (ось у).



РИС. 14.11. Последовательность градиентного эха. После возбуждения среза применяется фазовое кодирование и считывание предфазовых градиентов. Затем следует сбор данных, в ходе которого приобретается одна линия данных kпространства. Амплитуда градиента фазового кодирования линейно увеличивается от одного TR к другому, чтобы заполнить различные линии ky k-пространства.

Выбор среза, кодирование частоты и фазы, описанные в предыдущих разделах, в основном составляют основные компоненты этой базовой последовательности импульсов. Для полноты послеловательности необходимо добавить еще несколько градиентных импульсов. Во-первых, после селективного возбуждения среза необходимо применить «перемотку» среза. Градиент перемотки, имеющий противоположную полярность по сравнению с амплитудой градиента селекции срезов, необходим для устранения накопления фазы, которое происходит во время РЧ-импульса. Если бы использовался неселективный радиочастотный импульс, где градиент выбора среза не применяется одновременно, перемотка не потребовалась бы, так как все спины вращаются в фазе в поперечной плоскости, как показано на Рис.14.5(а). Однако в присутствии градиента выбора среза спины в разных положениях вдоль оси z будут накапливать разное количество фазы во время РЧ-импульса. Применяя градиент перемотки, площадь которого примерно в два раза меньше площади градиента выбора среза, можно эффективно изменить нежелательную дисперсию фазы и заставить спины выровняться вдоль одного направления в поперечной плоскости.

Второй градиентный импульс, который необходимо добавить в последовательность, – это предфазовый градиент считывания. Для восстановления МР-изображения данные должны заполнить k-пространство

симметрично относительно его центра (kx = ky = 0). Этого можно лобиться наиболее эффективно путем выборки полной строки данных за одно считывание, и цель предфазового градиента – переместить положение в kпространстве в положение -k_{x,max} до сбора данных (рис. 14.12(а)). Поскольку k-пространстве положение в является простым интегралом пространственных градиентов (уравнения (14.16, 14.18)), отрицательный градиент предварительной фазы Gx используется для перемещения положения в k-пространстве вдоль отрицательного направления kx. Затем применяется градиент считывания при одновременном получении точек данных, заполняющих одну полную линию k-пространства вдоль kx (рис. 14.12(b)). Без предварительного фазового градиента считывание данных началось бы при kx = 0, а второе для заполнения второй половины kпространства потребовалось бы второе считывание в противоположном направлении.



РИС. 14.12. (a) Градиент оси считывания перед фазой перемещает текущее положение в пространстве k в положение -k_{x,max}. (b) Впоследствии во время считывания будет получена одна полная строка данных. (c) Применяя различные градиенты фазового кодирования перед считыванием, можно перемещаться вдоль оси ky. На рисунке (c) показаны две различные фазовые кодировки, одна положительная, другая отрицательная. Этот процесс продолжается до тех пор, пока не будет заполнена нужная область к-пространства (серая рамка).

Как объяснялось в предыдущем разделе, в течение каждого времени повторения (TR) регистрируется одна линия данных, а от TR к TR применяются различные амплитуды фазового кодирования для выборки различных линий вдоль оси k_y (рис. 14.12(с)). Обратите внимание, что фазовое кодирование и предфазовые градиенты, а также перемотка срезов могут применяться одновременно. Единственное требование - чтобы эти градиенты применялись после окончания импульса возбуждения и до начала окна считывания. Что касается амплитуды и длительности градиента, то важна общая площадь под этими импульсами, поскольку переменная k – это интеграл градиента по времени. Например, площадь предфазового градиента считывания должна составлять половину площади градиента считывания, чтобы эхо возникало в середине окна считывания. Одним из вариантов является использование той же амплитуды с противоположной полярностью и половинной длительностью импульса, но можно также использовать максимально возможную амплитуду градиента с более короткой длительностью импульса. Последний вариант предпочтительнее, если необходимо получить минимальное время эхо-сигнала. После получения необходимых данных, например 256 линий фазового кодирования и 256 точек считывания на линию, простая двумерная дискретная быстрая ФТ данных k-пространства позволит получить желаемое изображение.

Время между пиком импульса возбуждения и центром окна считывания (kx = 0) называется временем эхо. В МРТ время эха (TE) может быть произвольно выбрано выше определенного минимума для достижения желаемого контраста изображения. В течение этого периода сигнал затухает времени релаксации vменьшая поперечную с постоянной T_2 . намагниченность (уравнение (14.9)). Кроме того, как уже упоминалось выше, наличие любой неоднородности поля приводит к дополнительной потере сигнала в каждом вокселе из-за потери фазовой когерентности между спинами. Сумма этих двух факторов - собственного затухания Т₂ и потери сигнала из-за неоднородности поля - приводит к затуханию T_2^* в течение TE, и изображение градиентного эха изображение будет взвешено на коэффициент $e^{-(\text{TE } T^*)}$.

Последовательности градиентного эха с коротким TR часто используются, когда требуется T_1 -контраст. После каждого возбуждения происходит релаксация T_1 , что позволяет восстановить продольную намагниченность. Благодаря короткому TR продольная намагниченность тканей с относительно большим значением T_1 остается низкой из-за недостаточного времени для восстановления, в то время как ткани с меньшим значением T_1 успевают восстановить сигнал в большей степени. Это приводит к повышению сигнала в тканях с короткими значениями T_1 и снижению сигнала в тканях с длинными значениями T_1 . На таких T_1 -взвешенных изображениях контрастность изображения обусловлена различиями в T_1 между тканями. При T_1 -взвешенных изображениях TE обычно поддерживается на минимальном уровне, чтобы свести к минимуму контраст T_2 или T_2^* .

Последовательность градиентного эха также часто используется в приложениях, требующих быстрого сбора данных, например, при динамической визуализации, когда быстро получают несколько изображений, чтобы обнаружить изменения в изображении с течением времени. В таких случаях TR должен быть коротким, чтобы минимизировать

сканирования. Поскольку короткий TR сокращает время время восстановления намагниченности после возбуждения, часто используются малые углы возбуждения (например, 5-30°), чтобы максимизировать полученный сигнал. Если *T*₁ ткани известен или может быть аппроксимирован, уравнение Блоха может быть решено аналитически для определения оптимального угла переворота, который дает наибольшую интенсивность сигнала при заданном TR. Этот оптимальный угол флипа известен как угол Эрнста, qE, и определяется следующим выражением:

$$\theta_E = \cos^{-1}\left(e^{-TR/T_1}\right) \tag{14.22}$$

14.5.5. Спин эхо визуализация

Одним из недостатков последовательности градиентного эхо является ее чувствительность к неоднородностям магнитного поля. В присутствии неоднородных полей, возникающих в результате несовершенного шиммирования основного поля B_0 или вдоль границ между воздухом и тканью, когда разница в восприимчивости между двумя областями искажает локальное магнитное поле, может произойти дополнительная потеря сигнала из-за дефазировки спинов внутри пораженных вокселей (распад T_2^*). Это приводит к уменьшению сигнала в ячейках и даже может привести к полной потере сигнала, особенно при более длинных ТЕ. Этого снижения сигнала из-за неоднородности магнитного поля можно избежать с помощью последовательности спинового эха. При спин-эхо визуализации второй радиочастотный импульс с углом 180° с флип-углом подается при TE/2 после первоначального 90° импульса возбуждения. Названный «импульсом перефокусировки», импульс 180° изменяет фазу, которую спин мог накопить из-за неоднородности поля. После импульса перефокусировки намагниченность снова накапливает фазу, но на этот раз общая фаза уменьшается из-за предыдущего обращения фазы, что в конечном итоге приводит к аннулированию фазы в ТЕ. На рис. 14.13(a) показана последовательность спинового эха. Обратите внимание, что полярности градиентов префазирования и фазового кодирования противоположны полярностям градиентной эхо-последовательности, чтобы учесть эффект обращения фазы импульса перефокусировки. В k-пространстве импульс перефокусировки, по сути, перемещает текущее местоположение в kпространстве в сопряженное с ним положение (рис. 14.13(b)) или, что эквивалентно, отражает точку относительно начала k-пространства. Полученный сигнал в ТЕ при спин-эхо визуализации развивается с собственной постоянной времени T₂ и не подвержен влиянию неоднородных полей, в отличие от последовательности градиентного эха, где он развивается с T_2^* .



РИС. 14.13. (а) Последовательность спинового эха. Последовательность спинового эха аналогична последовательности градиентного эха, за исключением того, что для перефокусировки спина, который мог дефазироваться в результате неоднородности магнитного поля, применяется импульс перефокусировки на 180°. Поскольку импульс перефокусировки меняет местами накопленную фазу, полярности градиента фазового кодирования и предфазового градиента считывания меняются местами. (b) В kпространстве импульс на 180° перемещает текущее положение в k-пространстве в сопряженное положение (отражение относительно начала координат).

Если градиентное эхо можно использовать для быстрого сбора данных, применяя короткий TR и возбуждение под малым углом, то при использовании метода спин-эхо получение изображений с коротким TR обычно не рекомендуется из-за быстрого уменьшения доступной намагниченности. Импульс перефокусировки на 180° в последовательности спин-эхо инвертирует любую положительную продольную намагниченность в направлении -z. Поскольку короткий TR не дает достаточного времени для восстановления продольной намагниченности, для получения изображений методом спин-эхо обычно требуется более ллительный TR И. соответственно, более длительное время сканирования. Однако в модифицированном методе спинового эха, в котором применяется несколько при применении нескольких импульсов перефокусировки и получении нескольких строк данных после одного импульса возбуждения, время сканирования может быть значительно сокращено. Обычно это называют «быстрым спин-эхо» или «турбо-спиновым эхо», в течение каждого TR обычно получают 16, 32 или более строк данных. Возможна также однократная регистрация, при которой все данные k-пространства (например, 128 импульсов перефокусировки и 128 линий считывания) получают после одного импульса возбуждения. Подробности этой последовательности представлены в Главе 15.

14.5.6. Многослойная визуализация

В магнитно-резонансной томографии существует два способа получения данных о нескольких срезах. Первый способ заключается в получении нескольких двумерных срезов путем повторения стратегии получения одного среза, описанной ранее, но со смещенным положением срезов. В этом методе множественных срезов расположение каждого среза возбуждающего изменяется просто путем модуляции частоты радиочастотного импульса. Все формы градиентных волн, включая выбора неизменными. градиенты срезов, остаются Поскольку радиочастотный импульс возбуждает спины в определенном диапазоне частот, местоположение возбужденного среза может быть выбрано путем изменения несущей частоты радиоимпульса. Расположение центра возбужденного среза определяется в соответствии со следующим уравнением:

$$Z_{\rm cpe3} = \frac{\Delta f}{\gamma G_{\rm cp}} \tag{14.23}$$

где z_{cpe3} — расположение среза относительно изоцентра сканера, Δf — расположение среза относительно изоцентра сканера.

Получение нескольких двумерных срезов обычно осуществляется в чередовании. При чередующемся получении срезов не нужно ждать окончания ТР после получения данных с одного среза, чтобы получить данные с других срезов. Возбуждается другой срез, и данные собираются в течение «мертвого времени» предыдущего среза – времени между окончанием сбора данных и следующим импульсом возбуждения для этого среза (рис. 14.14(а)). При такой стратегии общее время сканирования может быть равно времени сканирования одного среза, если мертвое время достаточно велико, чтобы успеть получить все срезы. Однако если длительность ТР недостаточна для сбора данных со всех срезов в течение одного периода ТР, сканирование повторяется до тех пор, пока не будут получены данные со всех оставшихся срезов. После получения данных изображения реконструируются путем применения отдельных двухмерных ФТ для каждого среза.

14.5.7. З-D изображение

Альтернативным способом получения нескольких срезов является трехмерная визуализация. При трехмерной МРТ вместо возбуждения и получения данных с отдельных двумерных срезов возбуждается один большой объем, а затем производится дополнительное фазовое кодирование вдоль направления среза. Таким образом, фазовое кодирование применяется как в плоскости, так и в направлении среза (или «сквозной плоскости») (рис. 14.14(b)). При такой схеме, подобно тому, как пространственная информация кодируется, а затем разделяется с помощью фазового кодирования вдоль оси у с последующей ФТ, информация о срезах кодируется фазой вдоль z, а отдельные срезы разделяются с помощью ФТ. Таким образом, после сбора данных изображения получаются путем 3-D FT полученных данных k-пространства. Данные для всех срезов получаются одновременно, в отличие от двухмерной схемы, в которой в каждое окно сбора данных поступают данные только от одного среза. При трехмерной визуализации время сканирования увеличивается в раз, равный количеству срезов, по сравнению с получением одного среза при том же TR. Обратите внимание, что при трехмерной визуализации все срезы являются смежными, в то время как при двухмерной визуализации взаимное расположение срезов может быть произвольным. Таким образом, трехмерная визуализация часто предпочтительна, когда необходимо получить несколько смежных срезов. Она также предпочтительнее многосрезовой двухмерной аналогии, когда необходимо получить тонкие срезы, поскольку для возбуждения одного большого трехмерного объема требуется гораздо меньшая амплитуда градиента, чем для возбуждения отдельных тонких срезов.



РИС. 14.14. Многосрезовая визуализация. (a) Многосрезовая двумерная томография с чередованием срезов. Показана многосрезовая двухмерная последовательность, в которой три среза (S1, S2, S3) получены чередующимся образом. Каждая из пронумерованных ячеек может представлять любую последовательность визуализации (например, градиентную или спин-эхо). Эффективный TR для каждого среза – это период между получениями одного и того же среза, поскольку этот период соответствует времени между возбуждениями для любого данного спина. (b) Трехмерная последовательность градиентного эха с дополнительным фазовым кодированием вдоль направления кодирования среза.

14.5.8. Измерение констант времени релаксации

Иногда желательно количественно определить константы времени релаксации тканей, так как они могут быть полезны для определения состояния некоторых заболеваний или отслеживания их развития после лечения.

14.5.8.1. Измерение Т₁

Существуют различные способы измерения T₁, но одним из наиболее точных и широко используемых способов является метод инверсионного восстановления. В этом методе сначала подается импульс 180°, чтобы инвертировать спины из их равновесного положения по оси - z. Затем следует период ожидания - время инверсии - перед получением данных (рис. 14.15). намагниченность восстанавливается Зa время инверсии от инвертированного равновесной намагниченности состояния к экспоненциально, с постоянной времени продольной релаксации T₁, согласно уравнению (14.8) (с $Mz(0) = -M_0$). Получается серия изображений, каждое с разным временем инверсии, и интенсивность сигнала затем подставляется в уравнение (14.8) для получения T_1 . Для получения данных можно использовать любую последовательность, но для сокращения общего времени сканирования обычно предпочитают быструю последовательность. например турбоспиновое эхо. Длинные TR (в идеале TR ~ 5* T_1) часто используются в последовательностях с восстановлением инверсии, чтобы обеспечить полное расслабление спинов перед последующими TR.



РИС. 14.15. Последовательность инверсионного восстановления. При инверсионном восстановлении намагниченность сначала инвертируется к оси - г импульсом 180°. После этого данные получают с соблюдением времени инверсии. Последовательность повторяется с различными значениями времени инверсии (открытые круги), а данные затем подгоняются под уравнение для определения T₁. Обычно для сбора данных используется быстрый метод визуализации, например последовательность турбоспинового эха.

14.5.8.2. Измерение *T*₂ и *T*₂*

Поскольку сигнал от последовательности спинового эха экспоненциально затухает при T_2 постоянную времени, можно вычислить постоянную времени поперечной релаксации, повторив сканирование спинэхо с увеличивающимся временем ТЕ и затем подогнав интенсивность сигнала под экспоненциальный спад. Хотя требуется всего два ТЕ, для повышения точности измерений обычно используют четыре, пять или более. В идеале TR должен быть достаточно длинным (TR >> T_1), чтобы обеспечить полное возвращение намагниченности в равновесное состояние. Это гарантирует, что намагниченность перед каждым возбуждением будет одинаковой и не будет зависеть от TR или TE.

Более эффективное средство измерения T₂ заключается в применении нескольких импульсов перефокусировки на 180° после одного возбуждения. Например, возбуждение на 90° с последующими шестью импульсами перефокусировки и шестью периодами сбора данных, в которых данные с каждой ТЕ используются для реконструкции отдельного изображения, позволит получить данные для нескольких изображений с разными ТЕ при каждом TR. Такая последовательность похожа на последовательность быстрого спинового эха, описанную выше, только вместо того, чтобы все эхосигналы использовать полученные для реконструкции одного изображения, разные эхосигналы будут кодировать данные для разных изображений. Несмотря на высокую эффективность, одним из недостатков этого метода является то, что точность измерений чувствительна к неточностям в импульсах перефокусировки на 180°. Несовершенные импульсы перефокусировки не влияют на точность измерения T₂ в последовательностях спинового эха с одним эхосигналом, поскольку неточности одинаково влияют на сигнал на разных ТЕ. Это приводит к простому масштабированию амплитуд сигнала одинаково для всех эхосигналов и не влияет на расчет T_2 .

Измерение T_2^* аналогично T_2 , за исключением того, что вместо спинэхо используется последовательность градиентного эхо. Несколько градиентных эхо-сигналов, следующих за одним импульсом возбуждения, с каждым эхо-сигналом, кодирующим изображения в разных TE, могут быть использованы для измерения T_2^* . В отличие от аналога спин-эхо, точность T_2^* измерение не зависит от точности РЧ-импульса при многократной градиентной эхо-томографии, так как импульсы перефокусировки не применяются.

410

ссылки

- [14.1] STARK, D.D., BRADLEY, W.G., Magnetic resonance imaging, 2nd edn, Mosby, St. Louis, MO (1992).
- [14.2] BERNSTEIN, M.A., KING, K.F., ZHOU, X.J., Handbook of MRI pulse sequences, Elsevier, Amsterdam (2004).

БИБЛИОГРАФИЯ

BUSHBERG, J.T., SEIBERT, J.A., LEIDHOLDT, E.M.J., BOONE, J.M., The Essential Physics of Medical Imaging, 2nd edn, Williams & Wilkins, Baltimore, MD (2002).

HAACKE, E.M., BROWN, R.W., THOMPSON, M.R., VENKATESAN, R., Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, New York (1999).

PAULY, J., NISHIMURA, D., MACOVSKI, A., A k-space analysis of small-tip-angle excitation, J. Magn. Reson. 81 (1989) 435–436.

SPRAWLS, P., Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques, 2nd edn, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2000).

Глава 15

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ

М.О. ЛИЧ

Институт исследований рака и Королевская больница Марсден, Лондон, Великобритания

15.1. ВВЕДЕНИЕ

В главе 14 были представлены принципы ядерного магнитного резонанса, а также введение в процессы формирования изображений. В этой главе будет рассмотрена магнитно-резонансная томография (МРТ), начиная с необходимого оборудования и его влияния на качество изображения. Будут рассмотрены процессы получения и восстановления изображений, а также возможные артефакты, и в завершение главы - важная область безопасности и биоэффектов.

15.2. АППАРАТНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Системы МРТ состоят из нескольких основных аппаратных компонентов, управляемых цифровыми системами, которые предоставляют инструкции, контролируют работу системы, получают и обрабатывают сигналы, используемые для создания изображений или спектроскопических сигналов, сообщающих о состоянии широкого спектра тканей. Эти системы координируются одной или несколькими компьютерными рабочими станциями или ПК, которые обеспечивают интерфейс для оператора МРТ, позволяя планировать и проводить исследования, рассчитывать, отображать и хранить изображения, часто предоставляя наборы измерительного и аналитического программного обеспечения для решения конкретных клинических вопросов. На рис. 15.1 показаны основные компоненты системы МРТ, которые более подробно описаны ниже.

15.2.1. Подсистема статического магнитного поля

Основным требованием к системе МРТ является создание высокооднородного и стабильного магнитного поля, обеспечивающего соблюдение условия Ларморовского резонанса с точностью до 1 ppm в объеме изображения. Это условие может быть выполнено как основной конструкцией магнита, так и дополнительными статическими и электронными регулировками (или настройками), которые корректируют недостатки конструкции магнита, влияние близлежащих статических стальных конструкций и влияние собственной магнитной восприимчивости пациента.



РИС. 15.1. Основные компоненты клинической МРТ-системы, использующей сверхпроводящий магнит.

15.2.1.1. Распространенные напряженности поля и конструкции магнитов

Существует несколько различных типов конструкций магнитов с различными геометриями, которые напрямую связаны с присущей им ориентацией магнитного поля. Некоторые современные конструкции показаны на рис. 15.2. Возможно, самой простой конструкцией является резистивный соленоид, в котором длинный соленоид генерирует однородное магнитное поле. На практике эта конструкция соленоида сводится к нескольким катушкам, обычно четырем или шести, разделенным перегородками. Катушки могут иметь разный радиус, но относительная плотность тока, количество витков и диаметр рассчитываются таким образом, чтобы максимизировать однородность поля. Были созданы как горизонтальные, так и вертикальные конфигурации. Несмотря на относительную дешевизну, их недостатками являются значительное требующее тепловыделение, водяного охлаждения, И изменение сопротивления при нагреве. Эти факторы, а также ограничения, связанные с источниками питания, высоким потреблением тока и эффективным

ограничением напряженности поля до плотности потока около 0,5 Тл, привели к тому, что они были вытеснены другими подходами.

Наиболее распространенной конструкцией. основанной на аналогичных принципах, но использующей сверхпроводящий кабель, являются сверхпроводящие магниты. Они обычно имеют ту же общую геометрию горизонтального отверстия с несколькими параллельно расположенными катушками, но наматываются из сверхпроводящего кабеля, обычно ниобий-олово, заключенное в медь, и поэтому их обычно приходится поддерживать при температуре жидкого гелия (4 К, -269°С). Для этого они должны быть заключены в вакуумный криостат, где большое внимание уделяется конструкции, чтобы ограничить теплопроводность в криостат и обеспечить наличие нескольких тепловых слоев. Как правило, в современных магнитах жидкий гелий окружен барьером из паров гелия, а также вакуумом. Криокомпрессоры сбрасывают пары гелия, поддерживая систему с очень малым количеством криогена во время нормальной работы, хотя, если криокомпрессор выйдет из строя из-за неисправности или потери охлажденной воды или электроэнергии, магнит будет иметь только ограниченный срок службы сверхпроводящей системы, основанный на выкипании ограниченного запаса криогена. Когда криоген не сможет адекватно охладить сверхпроводящие обмотки, обмотки, по которым течет очень большой ток, станут резистивными и быстро нагреются из-за большого тока, что приведет к гашению магнита, при котором ток будет быстро резистивно рассеиваться в виде тепла, что приведет к быстрому выкипанию оставшегося криогена. Криостат должен быть спроектирован таким образом, чтобы любой взрывоопасный выброс газообразного гелия безопасно выводился за пределы здания, не попадая в комнату со сканером. В более ранних конструкциях магнитов использовались дополнительные слои жидкого и газообразного азота, которые приходилось довольно часто пополнять, чтобы свести к минимуму выкипание гелия.

Сверхпроводящие системы МРТ, используемые в клинической практике, имеют диапазон от 0,5 до 3,0 Т, а экспериментальные клинические системы - до 8 Т и выше. Системы до 3,0 Т (а в некоторых случаях и до 7 Т) обычно самоэкранируются, создавая второе обращенное магнитное поле, которое гасит большую часть поля вне магнита, но сохраняет сильное магнитное поле в отверстии магнита. Это значительно уменьшает площадь магнитного поля. что значительно упрощает планирование и проектирование объекта, а также уменьшает зону ограниченного доступа и воздействие на близлежащее оборудование. В некоторых моделях предусмотрено доступное центральное отверстие, перпендикулярное оси магнита, для проведения вмешательств, а также созданы конфигурации с

вертикально ориентированным полем, что дает определенные преимущества по соотношению сигнал/шум (SNR) в геометрии приемных катушек, где пациенты располагаются горизонтально. На рис. 15.2 приведены примеры некоторых сверхпроводящих магнитов.

Электромагниты снижают потребность В электрическом токе резистивных магнитов за счет включения ферромагнитного сердечника, а также за счет большей стабильности и минимизации требований к охлаждению. Такие магниты обычно работают при более низких полях (обычно 0,1-0,2 Т) с вертикально ориентированным полем между полюсами. Они обеспечивают более широкий доступ к пациенту по сравнению с большинством сверхпроводящих конструкций. Постоянные магниты преимущественно имеют вертикальную форму поля, при этом поле ограничено между верхней и нижней полюсными поверхностями; такая конструкция требует наличия пути возврата потока. Такие магниты очень тяжелые, их нельзя отключить, но у них небольшое паразитное поле. Недавней новинкой стал постоянный магнит с горизонтальным полем, позволяющий располагать пациентов в вертикальном положении, что очень важно для обследования суставов.



РИС. 15.2. Различные сверхпроводящие магниты: (a) система Siemens 3 T Vario; (б) система Philips 1 T Panorama; (в) система General Electric 1,5 T Discovery MR450.

Для МРТ требуется высокооднородное магнитное поле, как правило, не менее 1 ppm в поле зрения (FOV). Однородность ограничена допусками конструкции магнита, и на нее также влияет окружающая магнит среда (например, конструкционная сталь в здании). Чтобы компенсировать эти эффекты, магнитное поле обычно регулируется при установке с помощью процесса, называемого шиммированием, при котором для регулировки однородности поля используется комбинация стальных шиммов и дополнительных магнитных полей, создаваемых регулируемыми токами в наборах дополнительных шиммирующих катушек. Для некоторых подходов к визуализации, таких как визуализация с подавлением жира, а также для MP-спектроскопии, где требуется однородность поля порядка 0,1 ppm, катушки необходимо регулировать перед исследованием, чтобы компенсировать искажения магнитного поля, вызванные магнитной восприимчивостью пациента.

15.2.1.2. Вопросы размещения

Основными проблемами при размещении магнита являются вопросы безопасности, потенциальное влияние соседних стальных и движущихся стальных объектов на однородность магнита, близлежащие токоведущие кабели, достаточная прочность конструкции и влияние магнита на соседнее оборудование. Вопросы безопасности рассматриваются в разделе 15.6. Площадка для установки МРТ должна вмещать контур поля 0,5 мТл в пределах безопасной зоны (см. ниже) с контролируемым доступом. При проектировании необходимо учитывать нагрузку на пол и доступ к оборудованию, а также избегать источников вибрации. Необходимо потенциальное учитывать влияние магнитного поля на другое чувствительное оборудование, такое как гамма-камеры, рентгеновские установки, линейные ускорители для радиотерапии, усилители изображения и электронные микроскопы. Расположенная рядом конструкционная сталь на однородность магнита, и, хотя может повлиять это можно минимизировать с помощью самоэкранирования, могут потребоваться другие меры, например, замена на неферромагнитную нержавеющую сталь. Большие стальные трубы и электрические кабели с большой токовой нагрузкой также могут создавать проблемы. Особенно сложно экранировать движущуюся сталь из автомобилей, поездов или поездов метро. Производитель обычно может дать рекомендации по этим факторам.

15.2.2. Радиочастотная подсистема

Радиочастотная (РЧ) система включает в себя генерацию аналоговых импульсов звуковой частоты, модулирующих частоту Лармора РЧ, генерируемых цифровым источником и усиливаемых для управления РЧкатушками, которые передают и, в некоторых случаях, принимают РЧизлучение от пациента. Обычно они предназначены для управления катушкой, которая может облучать все тело, поэтому усилитель может обеспечивать мощность около 15 кВт. Обнаруженный радиочастотный сигнал слаб, поэтому канал (каналы) приема должен быть защищен от передаваемой мощности. Существует широкий спектр конструкций катушек, которые рассматриваются ниже. РЧ-сигнал проходит несколько стадий усиления и подвергается цифровой обработке, либо до, либо после демодуляции РЧ-сигнала. Этот сигнал предоставляет информацию, на основе которой строятся изображения или спектры.

15.2.2.1. Конструкции катушек: Объемные, поверхностные, фазированные решетки

В обычных системах основная катушка передаёт радиочастотное излучение пациенту, при этом она обычно имеет круговую поляризацию (генерирует поле, вращающееся на частоте Лармора) и работает в квадратурном режиме. Для приема и передачи важно, чтобы катушки передавали и регистрировали магнитные поля, ортогональные основному статическому магнитному полю B_0 . В некоторых высокопольных аппаратах (3 Т и выше) устанавливаются параллельные передающие системы для преодоления неоднородности передающих полей B_1 , возникающих по мере приближения длины волны РЧ к размерам тела. Эти системы имеют массив передающих катушек, каждая из которых питается от отдельного усилителя, что позволяет осуществлять индивидуальную амплитудную и фазовую модуляцию. В некоторых случаях могут использоваться головные и поверхностные передающие катушки (меньшие катушки, расположенные над телом - особенно для многоядерных измерений).

Катушка для тела также часто может выступать в качестве приемника и позволяет получать большие объемы тела и многостанционные изображения всего тела (т. е. изображения различных участков тела, которые соединяются вместе, чтобы получить изображение всего тела). К катушкам меньшего однородного объема относятся катушки для головы и катушки для колена и конечностей. Существует целый ряд конструкций, включая конструкции типа «птичья клетка» (в своей простейшей форме – две круговые петли, соединенные параллельными стержнями). Поверхностные катушки уже давно используются для обеспечения значительно более высокого SNR при малых объемах, а гибкие конструкции позволяют охватить многие части тела. Этот подход был расширен для создания катушек с фазированной антенной решеткой (набор близко расположенных отдельных катушек, каждая из которых подключена к отдельному параллельному каналу приема), что позволяет получать сигнал от многих таких катушек одновременно. Эти методы параллельной визуализации с использованием катушек с фазированной антенной решеткой позволили улучшить качество изображения, а некоторые системы позволяют покрывать тело такими катушками, что позволяет оптимизировать визуализацию множества различных областей тела без необходимости перемещать пациента для установки дополнительных катушек. Они также значительно

ускорили получение многих изображений. Для многоядерных измерений требуются катушки, настроенные на определенную частоту, или, для некоторых применений, катушки, которые будут работать на нескольких частотах. На рисунке 15.3 показаны некоторые из широкого спектра радиочастотных приемных катушек, доступных для систем МРТ.



РИС. 15.3. Приемные катушки МРТ: (a) 32-канальная катушка Siemens для головы; (б) катушка General Electric для туловища; (в) катушка Philips для шеи; (г) катушка General Electric для шейного, грудного и поясничного отделов позвоночника; (д) четырехканальная гибкая катушка Siemens.

15.2.2.2. Требования к радиочастотному экранированию: Размещение

Системы МРТ обычно размещают в экранированной радиочастотной комнате, чтобы избежать радиочастотных помех для другого оборудования, включая радио- и телеприемники, и чтобы внешние источники не мешали обнаружению очень слабого радиочастотного сигнала. Экранированное помещение обычно изготавливается из меди, алюминия или нержавеющей стали, с экранированными ВЧ-окнами и ВЧ-дверями с ножевыми щетками для поддержания целостности экрана. Помещение должно быть подключено к хорошей точке заземления, а все коммуникации в помещении должны быть непроводящими или фильтрованными по РЧ-излучению, или включать в себя непроводящий разрыв. Удобно иметь несколько волноводных каналов доступа для непроводящих коммуникаций.

15.2.3. Конструкция и технические характеристики градиентной катушки

Пространственная локализация информации изображения регулируется тремя ортогональными наборами катушек, которые могут накладывать градиент поля, добавляемый или вычитаемый из основного статического магнитного поля B_0 , эффективно заставляя частоту Лармора положением направлениях линейно изменяться с в х (обычно горизонтальном: ортогональном к **B**₀). v (обычно вертикальном: ортогональном к B_0) или z (ориентированном вдоль B_0). Для стандартного сверхпроводящего магнита такое расположение обычно обеспечивается двумя парами катушек Голея (катушки в форме седла, расположенного на цилиндре) для каждого из направлений х и у, и парой катушек, соосных с обмотками магнита, для направления z. На практике все эти катушки устанавливаются на существенном элементе, который размещается внутри и концентрично с отверстием магнита при комнатной температуре. Катушки способны быстро переключаться и пропускать большие токи (порядка 600 А), так как они могут генерировать поля до 60 мТл/м. Высокая рассеиваемая которое мошность приводит к необходимости охлаждения, часто осуществляется с помощью воды. Особые проблемы включают шум и вибрацию, которые решаются за счет использования большой массы и жестких креплений, при этом появляются конструкции co сбалансированными силами, а в некоторых случаях градиенты монтируются в вакуумной оболочке. Некоторые производители также применяют активное шумоподавление.

15.2.3.1. Максимальные амплитуды, время нарастания и скорость нарастания

Большие значения градиента позволяют получать тонкие срезы и изображения высокого разрешения. Они также уменьшают влияние неоднородностей поля В. Большие градиенты также могут помочь в диффузионно-взвешенной визуализации (см. ниже), позволяя получать большие значения В при более быстром времени визуализации. В идеале градиенты должны переключаться очень быстро, чтобы обеспечить быстрое получение изображений. Максимальная скорость поворота характеризует максимальную скорость изменения градиентов, которую также можно назвать временем нарастания градиентов. В современном оборудовании возможны скорости переключения около 200 Т-м-1-с-1. На практике время нарастания градиента или скорость нарастания ограничены индукцией токов в теле и возможностью стимуляции нервов, о которой речь пойдет ниже в разделе «Безопасность». Для обеспечения безопасной работы скорость нарастания может быть ниже при больших значениях градиента, и производители могут предложить переключение между различными режимами на конкретном оборудовании. Часто в конкретной модели прибора может быть несколько вариантов градиента.

15.2.3.2. Эффекты вихревых токов и методы компенсации

Хотя последовательность импульсов для визуализации может рассчитывать и требовать хорошо выполненной формы градиентного нарастанием, импульса, с линейным максимальным значением, удерживаемым в течение определенного периода, и линейным спадом, все в течение определенного общего времени, индуктивность градиентных катушек, а также наличие токов в соседних проводящих структурах, времени магнитного возникающих из-за изменяющегося во поля. создаваемого градиентными катушками, приведут к неидеальному отклику. В современных системах используются экранированные градиентные конструкции, которые гасят градиентные поля за пределами отверстия магнита, уменьшая генерацию вихревых токов, которые сами создают дополнительные градиенты магнитного поля. Тщательная конструкция криостата магнита и тепловых экранов также может минимизировать генерацию вихревых токов. Другие недостатки обычно устраняются с помощью коррекции предварительного фазиса в схеме градиента, которая накладывает дополнительные LC-терминалы на форму сигнала, чтобы любую компенсировать модуляцию из-за вихревых токов. Иx характеристики обычно настраиваются производителем. Нескорректированные вихревые токи могут привести к изменению во времени магнитных полей, которые искажают информацию об изображении.

15.2.4. Компьютерные и управляющие системы

Большая часть работы системы МРТ контролируется программатором импульсов, который отвечает за интерпретацию последовательностей импульсов, генерирует и подает формы сигналов на различные компоненты оборудования, такие как градиентные усилители и радиочастотные усилители, а также принимает и оцифровывает сигналы в соответствующие моменты времени. В некоторых случаях пользователь может иметь прямой доступ к этому программатору, чтобы генерировать свои собственные последовательности. Чаще всего пользователи получают доступ к интерфейсу, позволяющему настраивать ограниченный класс переменных для данной последовательности. Процессор также может быть связан со специализированным оборудованием для расчета изображений, а также с памятью для хранения необработанных данных временной области (измеренных сигналов) и реконструированных данных. Некоторые из этих средств могут быть предоставлены одним или несколькими компьютерами или консолями, которые могут обеспечивать анализ и интерфейс с хранилищами, вывод на бумажные носители и систему архивирования изображений и связи. Ключевой особенностью будут интерактивные дисплеи, позволяющие планировать измерения и анализировать данные изображений.

15.2.5. Общие параметры визуализации

Системы МРТ становятся все более сложными, их функции объединены в ряд пакетов, которые продаются для конкретных клинических применений. Кроме того, существует широкий спектр конфигураций оборудования. что позволяет основного пользователям подбирать оборудование в соответствии с клиническими требованиями, пространством и бюджетом. В некоторых областях важными факторами при выборе системы будут надежность источников питания, доступность криогенов и качество инженерной поддержки. В процессе принятия решения следует учитывать стоимость адекватной инженерной и технической поддержки в течение всего срока службы. Исходя из этих вопросов, выбор конфигурации магнита будет основным определяющим фактором. После этого основными факторами, подлежащими изучению, станут характеристики градиента (если это возможно), клинические комплекты и радиочастотные катушки. Полезно разработать клиническую спецификацию, на основе которой можно будет оценить эти потребности.

15.3. ОСНОВНЫЕ ПРОБЛЕМЫ КАЧЕСТВА ИЗОБРАЖЕНИЯ

В связи со сложностью систем МРТ существует множество характеристик, которые могут влиять на качество изображения. Здесь будут рассмотрены лишь некоторые из основных факторов, определяющих качество изображения.

15.3.1. Напряженность поля В₀, однородность и мерцание

Напряженность поля B_0 является основным фактором, определяющим SNR, который увеличивается примерно линейно с ростом напряженности магнитного поля. Однородность поля B_0 является основополагающим фактором качества системы МРТ. В конечном итоге она зависит от конструкции магнитной системы и, в первом приближении, от типа и размера магнита; как правило, чем он длиннее, тем лучше однородность. Это будет оптимизировано при установке путем тщательного проектирования объекта, чтобы избежать использования конструкционной стали и т. д., и путем тщательной подгонки магнита (пассивного и электронного) при настройке, где инженеры должны продемонстрировать, что система соответствует своим техническим характеристикам. Изменения в окружающей стали или небольшие стальные предметы, попавшие вблизи магнита и притянутые к нему, также могут вызвать изменения в неоднородности B_0 . Если наблюдается внезапное ухудшение, следует выяснить эти возможные причины.

Для некоторых последовательностей визуализации, особенно когда требуется частотно-зависимое подавление жира или возбуждение воды, может быть предусмотрена возможность регулировки оператором поля B_0 . Это осуществляется путем регулировки тока в ряде катушек, встроенных в систему при комнатной температуре. При проведении спектроскопии всегда необходимо шиммировать систему, чтобы компенсировать неоднородности B_0 , возникающие из-за восприимчивости пациента.

Градиентные нелинейности, а также неоднородности поля B_0 могут вносить пространственные искажения в изображения. Градиентные нелинейности неизбежны при внутреннем устройстве системы. Вихревые токи (как обсуждалось выше) и неадекватная коррекция предварительного эмфазиса также могут приводить к искажениям изображения и другим ошибкам.

15.3.2. Однородность В1 и регулировка угла переворота

В идеале последовательности МРТ разрабатываются с расчетом на то, что заданный угол флипа будет равномерно и точно передаваться в объем изображения. Когда в систему МРТ помещают нового пациента, обычно система выполняет калибровку, чтобы отрегулировать напряжение, подаваемое на катушку тела, для компенсации нагрузки на катушку со стороны пациента (что изменяет импеданс катушки), используемых конфигураций катушек и, при более высоком поле, взаимодействия
радиочастотного поля с объектом, где эффекты стоячей волны и диэлектрические эффекты могут привести к дальнейшей неоднородности B_1 . На основе этой калибровки можно рассчитать дальнейшие корректировки для обеспечения определенной длины радиочастотного импульса, толщины среза и т. д.

На практике ряд факторов приводит к тому, что, несмотря на расчеты, на весь объем или его часть подаются неточные углы импульсов. К таким факторам относятся физическая геометрия передающей катушки, наличие приемных катушек внутри передающей катушки, влияние стоячих волн или диэлектрических эффектов, а также несовершенная форма импульсов выбора срезов, обусловленная их конечной длиной. При обычной диагностической визуализации многие из этих эффектов могут снижать контрастность изображения и SNR, но информация об изображении остается пригодной для использования. Однако если необходимо провести количественную визуализацию, эти проблемы должны быть решены или компенсированы в процессе анализа.

15.3.3. Фантомы, оценка оборудования и загрузка катушек

Производитель обычно предоставляет несколько стандартных фантомов, на которых можно выполнить основные процедуры рутинного обслуживания. Часто они относительно просты и не позволяют полностью оценить работу сканера. Однако они позволяют сравнить их со спецификацией производителя и допусками на техническое обслуживание.

Был разработан ряд более сложных фантомов, и некоторые из них доступны на рынке. Они позволяют измерять пространственное разрешение, время релаксации T_1 и T_2 и оценивать пространственные искажения. В некоторых случаях покупные или самодельные фантомы могут не обеспечить тестирования некоторых характеристик належного оборудования. Это особенно касается измерений SNR, которые зависят от соответствующей нагрузки на радиочастотные катушки. Иногда это достигается с помощью проводящего (ионного) раствора в фантоме; в других случаях может быть предусмотрена отдельная нагрузочная кольцевая полость. Если важно полагаться на такие измерения, пользователям необходимо убедиться, что их фантомы обеспечивают точные измерения и отражают клиническую ситуацию. Для частых и рутинных целей очень полезно измерение SNR для каждой катушки визуализации в контролируемых и воспроизводимых условиях. Это измерение удобно проводить регулярно, чередуя катушки, и оно покажет, работает ли оборудование за пределами своих технических характеристик. Если измерение локальной или поверхностной катушки выходит за пределы спецификации, целесообразно повторить измерение на корпусной катушке, чтобы исключить или установить, в чем заключается неисправность – в поверхностной катушке или в основной системе. Если неисправность обнаружена, может быть достаточно обратиться к производителю, или могут потребоваться дополнительные испытания для определения характера проблемы. Для этого может потребоваться более детальное исследование, например, для выявления искажений или артефактов изображения, при этом можно использовать фантом с известными структурами.

Для устранения призрачности или алиасинга могут быть полезны трехмерные объекты с асимметрией. Существует очень много потенциальных источников артефактов и плохого качества изображения, но подробное рассмотрение их всех выходит за рамки данной книги. Однако систематический подход к устранению вероятных причин может оказаться полезным.

15.3.4. SNR и отношение контраста к шуму

При МРТ сигнал сильно зависит от объекта, а также от последовательности визуализации и выбранных параметров. Поэтому SNR необходимо определять для конкретного объекта, катушки, геометрии и последовательности измерений. В базовом МР-изображении шум должен быть распределен с помощью преобразования Фурье (ПФ) равномерно по всему изображению. Однако это может быть изменено, если в процессе реконструкции или получения применяются фильтры временных частот. При параллельной обработке И использовании массива катушек распределение шума может стать очень сложным. Эти факторы, а также направленное распространение артефактов позволяют предположить, что вычитание двух одинаковых изображений может быть более надежным средством определения шума с учетом того, что шум имеет распределение Рикена.

15.3.5. Пространственное разрешение

Для двумерных последовательностей визуализации пространственное разрешение определяется шириной среза и разрешением в плоскости, которое является функцией дискретизации временного сигнала (kпространства) в двух ортогональных направлениях вместе с FOV, как определено в разделе 14.5.3.

Хотя уравнения в разделе 14.5.3 обеспечивают теоретическую

взаимосвязь между пространственным разрешением и дискретизацией, на достижимое внутреннее разрешение также влияет мощность сигнала, доступная на более высоких частотах k-пространства, на которую может влиять порядок получения k-пространства, а также релаксационные свойства тканей, вносящих вклад в сигнал, наряду с продолжительностью измерения. Уменьшение сигнала из-за релаксации или асимметричный сигнал в кпространстве может привести к размытию восстановленных изображений в от характера последовательности импульсов. Часто зависимости изображения реконструируются с более высоким разрешением, чем первоначально полученные, эффективно интерполируя изображение. Такая интерполяция может быть больше в направлении фазового кодирования, чем в направлении считывания, что приводит к асимметричному разрешению. Для ускорения получения изображения могут также использоваться схемы с уменьшенной выборкой, которые также могут привести к уменьшению пространственного разрешения, а также к фазовым ошибкам и повышенному восстановлении также может шуму. При использоваться ряд пространственных фильтров, которые могут дополнительно влиять на пространственное разрешение. Поэтому, несмотря на упрощенное представление о том, что разрешение в плоскости регулируется простыми соотношениями, точная оценка пространственного разрешения может потребовать экспериментальной проверки на фантомах, гарантирующей, что свойства релаксации и восприимчивости точно отражают клиническую ситуацию.

На разрешение среза влияет не только определенная толщина среза, но и профиль среза, который зависит от профилей радиочастотных импульсов, используемых для возбуждения и генерации эхосигналов (если это необходимо). На профиль среза влияют релаксационные свойства тканей и время повторения (TR), так как не полностью расслабленные измерения могут привести к относительному подавлению сигнала в центре среза по сравнению с тканями по краям срезов, которые получают меньшие углы флипа. Профиль среза зависит от последовательности импульсов и параметров последовательности, а толщина и профиль могут быть изменены путем изменения ширины полосы импульсов возбуждения, формы импульсов И силы градиента. Лучше всего определить его экспериментально, используя материалы, отражающие время релаксации интересующих тканей. Срезы могут быть смежными или иметь межсрезовые промежутки, чтобы уменьшить перекрытие профиля среза, и могут быть собраны последовательно или чередуясь.

При трехмерной визуализации выбор срезов часто используется для выбора толстых срезов, которые затем разделяются на части с помощью

этапа фазового кодирования. К краям среза профиль среза может влиять на точность определения угла переворота, что особенно важно при количественной визуализации. Толщина раздела определяется так же, как и разрешение в направлении считывания, и также может быть подвержена интерполяции, как описано выше.

15.3.6. Время получения изображения

Для простых последовательностей время получения изображения складывается из TR, количества фазовых кодировок и количества усреднений сигнала, используемых для каждого изображения. Если последовательность имеет длинный TR, то можно получить несколько срезов в течение TR без временных затрат. Однако при быстрой визуализации TR может быть недостаточно длинным, чтобы получить дополнительные срезы, поэтому они обеспечат еще одну кратность, увеличивая время измерения. Однако на практике последовательности визуализации гораздо сложнее, и время получения изображения может быть увеличено за счет импульсов подготовки, импульсов инверсии или подавления жира или получения нескольких эхосигналов. Время получения также может быть сокращено за счет использования различных эхосигналов для обеспечения некоторых из различных фазовых кодов, необходимых для раздельного кодирования фазовой информации (как в последовательностях быстрого спинового эха). Время получения изображения в трехмерных последовательностях зависит от произведения числа фазовых шагов в каждом направлении кодирования фазы, но на него могут влиять и другие факторы, описанные выше. Сокращение времени получения изображения в настоящее время обычно достигается за счет совместного использования информации от массивов катушек, а также применения специализированных алгоритмов реконструкции, которые объединяют информацию от каждой катушки (или элемента катушки), обеспечивая ее пространственную чувствительность. Этот процесс известен как параллельная визуализация и привел к значительному увеличению скорости визуализации.

15.4. ПОЛУЧЕНИЕ И РЕКОНСТРУКЦИЯ МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ

Основные последовательности визуализации с градиентным эхо и спин-эхо были описаны в разделах 14.5.4 и 14.5.5. Они представляют собой основные структурные элементы основных семейств последовательностей МРТ.

15.4.1. Последовательности градиентного эха

В последовательности градиентного эхо импульс выбора среза обычно имеет небольшой угол (обычно 5-20°), что позволяет использовать очень короткий TR. Время считывания также может быть сокращено за счет больших градиентов. использования В широко используемой последовательности испорченного градиентного как правило, эхо, используется спойлинг, или разрушение любой когерентной поперечной каждой регистрации. намагниченности в конце Спойлинг может использовать изменения в фазе РЧ-возбуждения и регистрации (РЧспойлинг) или использовать градиенты дефазировки в конце регистрации. Существует множество вариантов и названий таких последовательностей, часто используется FLASH (fast low angle shot). Этот подход обычно используется для 3-D последовательностей, где малый TP позволяет быстро получить изображение, что позволяет получить много срезов за разумное время. Взвешивание T_2^* особенно полезно при визуализации суставов.

вариантов, основанных Существует несколько этой на последовательности. Турбо-FLASH или аналогичные последовательности используют подготовительные импульсы, такие как инверсионный импульс, перед получением изображения для обеспечения контраста, при этом все двумерное изображение считывается очень быстро с использованием очень малых углов переворота и коротких периодов времени. Другой класс последовательностей изображений основан на поддержании стабильного состояния намагниченности путем устранения порчи в конце каждого повтора, обеспечивая контрастность изображения, которая обычно зависит от T_1 / T_2^* , хотя точная зависимость контраста зависит от реализации, эхо и TR. Одна из версий этого метода – быстрая визуализация с устойчивой прецессией. Для обеспечения правильного фазового кодирования необхолимо перематывать фазовое кодирование в конце кажлого повторения, применяя обратный фазовому кодированию градиентный импульс.

15.4.2. Последовательность спин-эхо

Поскольку последовательность спин-эхо использует импульсы с углом 90° и 180°, она предполагает относительно высокую мощность, что может ограничить TR, количество срезов или эхо-сигналов, которые могут быть достигнуты. Последовательность обычно используется с длинным TR ~2 с, чтобы обеспечить восстановление сигнала и минимизировать взвешивание T_1 , и временем эхо (TE) 70-120 мс. для получения T_2 взвешенных

изображений; одновременно может быть получено взвешенное изображение протонов с коротким TE за счет использования двух эхосигналов. Обычно для получения изображений используется быстрое спин-эхо или быстрое получение с последовательностью расфокусированного эха. T_2 взвешивание, поскольку такие последовательности намного быстрее (см. ниже).

15.4.3. Последовательность быстрого спинового эха

В последовательности быстрого спинового эха (рис. 15.4) применяется несколько спиновых эхо-сигналов, но каждый из них получает отдельное фазовое кодирование, так что фазовое кодирование применяется перед импульсом 180° и затем меняется на противоположное после считывания эхо-сигнала. Следующий импульс фазового кодирования с кодировкой для другой линии k-пространства затем подается перед еще одним импульсом 180° и считывается. Снова наматывается фазовое кодирование и так далее. Как видно, каждая линия k-пространства имеет немного отличающуюся ТЕ. В самом крайнем случае можно получить достаточное количество эхосигналов, каждый из которых имеет разную фазовую кодировку, для выборки всего изображения. Различная взвешенность эхо-сигналов может повлиять на качество изображения. Если только материал не имеет очень длинный T_2 , этот процесс приведет к очень слабому сигналу в более поздних линиях k-пространства, что повлияет на пространственное разрешение. В более обычных реализациях выборка к-пространства распределяется между несколькими повторениями последовательности, а полосы с одинаковыми ТЕ могут быть сгруппированы вместе, чтобы получить эхосигналы, характеризующиеся узким диапазоном ТЕ. Такой подход в настоящее время очень часто используется для Т₂-взвешенных изображений.

15.4.4. Последовательности восстановления инверсии и их применение: Короткопериодное инверсионное восстановление и инверсионное восстановление с затуханием флюида

Визуализация с восстановлением инверсии основана на выборе соответствующей точки восстановления T_1 намагниченности после импульса инверсии на 180° , чтобы настроить сигнал для оптимизации контраста между различными тканями. Основной принцип описан на рис. 15.5. Частым применением этой техники при использовании короткого времени инверсии является обнуление сигнала от жира путем выбора считывания изображения в момент, когда восстановление сигнала от жира проходит через точку обнуления. Таким образом, техника обнуления сигнала от жира зависит от T_1 релаксации жира и представляет собой альтернативу частотно-зависимым методам подавления или селекции. Считывание изображения может быть выполнено с использованием различных последовательностей визуализации. Они могут варьироваться от обычного инверсионного восстановления с инверсией для каждой линии, полученной на изображении, до подготовительной инверсии с последующим очень быстрым градиентным эхо или быстрым спин-эхо считыванием. Часто последовательности сочетают эти подходы, имея соответствующим образом разнесенные инверсионные импульсы и получая ряд линий k-пространства вокруг времени инверсии



РИС. 15.4. (a) Последовательность быстрого спинового эха, показывающая начальную селекцию среза импульсом 90°, начальный селективный импульс перефокусировки среза 180°, затем фазовое кодирование для первой линии k-пространства, считывание первой линии k-пространства (спиновое эхо), перемотка фазового кодирования, селективный импульс перефокусировки среза 180°, фазовое кодирование для второй линии kпространства, считывание второй линии k-пространства (спиновое эхо), перемотка фазового кодирования и т. д. Эта перефокусировка и считывание продолжаются для стольких линий к-пространства, сколько требуется. (b) Линии к-пространства, полученные первыми тремя импульсами перефокусировки на 180°. Положение в направлении ку зависит от фазы импульса перефокусировки 180° и от амплитуды градиента фазового кодирования.

Последовательность с инверсионным восстановлением, ослабленным жидкостью, – это один из вариантов такой последовательности, но

разработанный с учетом отсутствия спинномозговой жидкости для визуализации центральной нервной системы или, в качестве альтернативы, жидкостей в других частях тела. Это может облегчить мониторинг структуры тканей, которые в противном случае были бы замаскированы сильными сигналами от соседних жидкостей. Другие варианты последовательностей допускают двойную инверсию, так что сигнал от двух групп тканей может быть сведен к нулю.

15.4.5. Общие варианты последовательности: Методы пространственного и химического насыщения

Подавление сигнала также может быть достигнуто путем выделения тканей с использованием широкого среза, определяемого импульсом выбора среза, но без считывания, с немедленным последующим применением спойлерных градиентов для обнуления сигнала в плоскости х-у. Такой подход с использованием насыщенных срезов или полос часто используется для уменьшения FOV или нулевого сигнала, который может вызвать артефакты от движущихся тканей. Время проведения таких полос должно учитывать T₁ соответствующих тканей и TR последовательности. В качестве альтернативы можно использовать аналогичную методику, но без выбора среза, для насыщения определенного типа ткани (обычно жировой), используя тот факт, что она имеет резонансную частоту, отличную от частоты воды. Один из подходов называется CHESS – химически специфическое насыщение. За возбуждением следуют спойлеры для дефазировки сигнала перед визуализацией. Этот подход также используется в спектроскопии. Существуют оптимизированные подходы, такие как WET, в которых используется индивидуальный диапазон импульсов для улучшения подавления жирового сигнала. Альтернативой этому подходу является использование химически специфического возбуждения и возбуждение только сигнала воды.

15.4.6. Последовательности сверхбыстрой визуализации: Эхопланарная визуализация и спиральные методы

В то время как методы быстрого градиентного эха могут быть использованы при подготовке для получения очень быстрого считывания в таких методиках, как SNAPSHOT FLASH, П. Мэнсфилдом была разработана независимая форма однократной визуализации (метод эхо-планарной визуализации). В этом типе последовательности (см. пример на рис. 15.5) после селективного импульса среза намагниченность непрерывно опрашивается большим переменным градиентом считывания, который

Второй градиент обеспечивает создает ряд эхосигналов. фазовое кодирование, которое может осуществляться небольшим непрерывным градиентом или повторяющимися всплесками (blipped echo planar), при этом начало k-пространства корректируется подготовительным импульсом смещения фазового кодирования. В свое время такой подход требовал сложной конструкции градиента, но теперь такие градиенты доступны в большинстве коммерческих систем. Полное изображение может быть считано, как правило, за 50-100 мс, или может быть построено из нескольких чередующихся измерений за более длительное время. Такой подход позволяет уменьшить T_2^* взвешенное измерение и степень искажения изображения. Выборка К-пространства может осуществляться по ряду более сложных траекторий, включая спиральные и радиальные, что позволяет экономить время и является преимуществом для некоторых подходов к визуализации.

15.4.7. Последовательности МР-ангиографии

Последовательности для измерения сосудистых структур могут использовать фазовое кодирование, которое происходит в крови, текущей в присутствии градиента, что позволяет измерить направление и скорость приток потока. Методы, использующие ненасыщенной крови к насыщенному срезу, также могут обеспечить высокий контраст сосудистых структур. Чаще всего современные методы используют дополнительный контраст и сигнал, которые могут быть получены при проведении измерений во время прохождения болюса контрастного вещества через сосудистое дерево, что позволяет ускорить визуализацию и получить более высокий SNR, чем это возможно без контрастного вещества. Предпочтительно использовать контрастное вещество, в котором контрастное вещество связано с белком, таким как альбумин, который не выводится быстро из сосудистой системы. Это позволяет избежать тканевого помутнения, которое возникает из-за утечки мелких молекул из сосудистой системы во внеклеточное пространство тканей, что может снизить сосудистый контраст.



РИС. 15.5. (a) Планарная последовательность со скользящим эхосигналом, показывающая модуль выбора среза с одним выстрелом спин-эхо, за которым следует считывание нескольких линий k-пространства (b) в присутствии чередующегося градиента считывания, со смещением начальной фазы и увеличением фазы для каждой линии k-пространства.

15.4.8. Измерения расхода

Объемный кровоток в кровеносных сосудах чаще всего измеряется с фазово-контрастной MPT. которая помощью позволяет определить направление и скорость течения крови. При этом используется явление, при котором спины, движущиеся вдоль градиента магнитного поля, набирают (или теряют) фазу по сравнению с неподвижными спинами. Метод обычно включает сравнение пространственных изменений фазы между последовательностью без градиента, кодирующего поток. и последовательностью, в которой усиление фазы, обусловленное потоком, кодируется биполярной парой градиентов, что позволяет рассчитать и представить в виде изображения усиление фазы, обусловленное потоком. Эта техника также часто используется для ангиографии, поскольку она может быть сенсибилизирована для улавливания текущих спинов. Другой подход заключается в создании среза вдоль интересующего сосуда и отслеживании расстояния, пройденного меченой кровью (ненасыщенной или меченой, например, с помощью инверсионного импульса) за определенное время. Этот метод времяпролетного анализа также позволяет измерять профили через конкретный сосуд. Расширения этого подхода также используются для измерения перфузии тканей с помощью спинового мечения артерий. Эти методы основаны на мечении крови в срезе за

пределами интересующей ткани и последующем наблюдении за доставкой меченых спинов в кровь, притекающую к интересующей ткани. Ткань в интересующей области может быть сначала насыщена, или метод может основываться на инвертировании меченого сигнала притока. Чтобы избежать эффектов переноса намагниченности, можно получить набор изображений с использованием контрольного меченого среза на противоположной стороне образца.

15.4.9. Кардиологические измерения

Кардиометрические измерения являются одним ИЗ основных направлений развития МРТ. Вначале для получения морфологических изображений использовались кардиологические триггерные регистрации, а в последнее время стали применяться навигационные триггерные регистрации, при которых профиль сигнала вдоль столба ткани измеряется часто во время последовательности изображений, что позволяет измерять динамику движения ткани и синхронизировать или корректировать последовательность импульсов для компенсации движения ткани. МРТ позволяет получать отличные анатомические изображения во всех фазах сердечного цикла, обеспечивая прямую визуализацию движения сердечной стенки. Кодирование движения на основе фазовых методов, описанных выше, позволяет точно измерить движение тканей, а также получить представление об объемном кровотоке и работе сердечных клапанов. Исследования с использованием тканевых меток могут накладывать полосы насыщения на изображения в одной фазе движения, что позволяет картировать движение этих меченых полос в любом направлении. Эти методы в сочетании со сложным программным обеспечением позволяют получить высокоинформативные изображения и измерения сердечной Кроме того, визуализация в реальном времени функции. может использоваться для захвата и отслеживания нерегулярных движений сердца. Контрастные вещества могут использоваться для оценки перфузии сердечной мышцы, помогая выявить области повреждения сердца.

15.4.10. Диффузионные измерения

Поскольку молекулы воды беспорядочно перемещаются в беспрепятственном пространстве тела, их движение можно измерить, сначала применив изменение фазы, а затем, через определенное время, применив противоположный градиент, чтобы отмотать усиление фазы назад. Молекулы, которые не двигаются, не испытывают никаких изменений фазы и, следовательно, не теряют сигнал. Однако спины, которые двигаются, испытывают изменение фазы, пропорциональное расстоянию, пройденному в направлении приложенных градиентов. Эта потеря фазы приводит к потере сигнала, которая диктуется силой градиентов, их продолжительностью и интервалом между перемещениями. Сигнал в момент TE, S(TE), по сравнению с сигналом в момент t = 0, S(0), определяется по формуле:

$$ln\{S(T_E)/S(0)\} = -\frac{T_E}{T_2} - \gamma^2 G^2 D \delta^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3}\right) = \frac{T_E}{T_2} - bD$$
(15.1)

где γ – гиромагнитное отношение, G – приложенный градиент, D – коэффициент диффузии воды, а δ и Δ показаны на рис. 15.6.

Влияние параметров последовательности импульсов часто включается в термин b, известный как значение b, которое в значительной степени определяется силой градиентов и их продолжительностью.

Диффузионно-взвешенные изображения используют потерю сигнала в результате диффузии, которая приводит к тому, что молекулы воды в жидких пространствах теряют сигнал быстрее, чем молекулы в более высококлеточных тканях, таких как опухоли, где вода может перемещаться менее свободно. Этот подход находит все большее применение в выявлении диссеминированного рака, оказывается чувствительным где ОН высококлеточным поражениям и вовлеченным лимфатическим узлам. В этом контексте быстро развивается визуализация всего тела, требующая хорошего подавления жира для максимального контрастирования поражений. В ряде областей интерес представляет расчет коэффициента кажущейся диффузии, описывающего диффузию в ограниченной среде. Для расчета коэффициента кажущейся диффузии необходимо получить набор изображений с не менее чем двумя значениями b. Если получена целая серия значений b, то можно выделить различные компоненты, вызывающие потерю сигнала, один из которых может быть отнесен к перфузии ткани (метод внутривоксельного некогерентного движения). В структурированных тканях направленные свойства диффузии могут быть использованы для демонстрации ориентации и связанности групп нервных тканей. Были разработаны очень элегантные трактограммы нейронных связей, которые дополняют другие функциональные и структурные неврологические исследования. Такие измерения основаны на диффузионном тензорном где диффузия сенсибилизирована анализе. BO многих различных направлениях, что требует многократной регистрации для построения трактограмм. Более простым измерением, имеющим ценность в некоторых приложениях, является измерение анизотропии диффузии.



РИС. 15.6. Последовательность диффузионно-взвешенного спинового эха, показывающая градиент, сенсибилизирующий диффузию.

15.4.11. Измерения активации мозга

Измерения активации мозга основаны на методе измерения уровня кислорода в крови. Для этого используются T_2^* -взвешенные изображения мозга, использующие феномен парамагнитности дезоксигемоглобина и лиамагнитности оксигемоглобина. Участки мозга с повышенной функциональностью потребляют больше кислорода, что приводит к увеличению количества дезоксигемоглобина и изменению магнитной восприимчивости, что снижает сигнал, наблюдаемый на T₂*-взвешенных изображениях. Параллельно с этим увеличивается перфузия, что также может влиять на измеряемый сигнал. В методике используются парные изображения с нейронным стимулом и без него (например, визуальная или механическая парадигма), при этом различия между двумя изображениями позволяют выделить области нейронной функции. Изменения локального кровотока в результате повышения нагрузки также могут привести к изменениям в этих изображениях. Этот метод превратился в очень важный нейронной инструмент для оценки И понимания функции. Усовершенствования в силе поля позволяют проводить эти измерения и картировать специфические функции мозга во все более четко локализованных областях мозга.

15.4.12. МРТ с динамическим контрастным усилением

Контрастные вещества описаны в разделе 14.3.4, а также их использование для улучшения визуализации заболевания. Динамическая визуализация с контрастным усилением использует динамическое поведение контрастного вещества, обычно хелата, меченного гадолинием, для получения информации о функционировании тканей, которая может помочь в определении патологии. Вероятно, наиболее широко применяемая в онкологии, она основана на успехе контрастной визуализации для выявления подозрительных поражений, используя поглощение контраста и внешний вид поражения. Наблюдая за поглощением и вымыванием контрастного вещества, врач может лучше отличить злокачественные новообразования от доброкачественных и выявить участки с наибольшей сосудистой проницаемостью. В опухолях развитие высокопроницаемой неоваскулярной ткани является важной особенностью развития опухоли. В некоторых опухолях характерные типы кривой вымывания служат диагностическим подспорьем. На основе этих подходов были разработаны визуализации, количественные методы позволяющие рассчитать концентрацию контрастного вещества. Динамическое изменение этой концентрации может быть использовано в качестве исходных данных для фармакокинетической модели, которая позволяет описать параметры, характеризующие сосудистые свойства тканей и связанный с ними обмен контрастного вещества.

15.4.13. Последовательности МР-спектроскопии

МР-спектроскопия позволяет проводить химически специфические измерения целого ряда ядер. В организме такими ядрами чаще всего являются 1H, 19F, 31P и 13C.

Точное определение химического сдвига (или резонансной частоты) резонансных линий позволяет определить молекулярное происхождение линии. Первоначально измерения были сосредоточены на энергетическом метаболизме, в частности, на измерении фосфокреатина и аденозинтрифосфата, которое можно было проводить в мышцах с помощью 31P-спектроскопии. В последнее время интерес вызывает поведение фосфолипидов, таких как фосфохолин и фосфоэтаноламин, особенно в опухолях.

С развитием технологий спектроскопия 1Н стала практически осуществимой и может быть реализована во многих системах МРТ без необходимости использования широкополосного радиочастотного диапазона и дополнительных усилителей. Основные сигналы включают общий креатин, общий холин, N-ацетил аспартат в мозге, цитрат в простате, липиды и лактат.



РИС. 15.7. (a) Предварительные изображения с жидкостным аттенюированным инверсионным восстановлением (вверху) и T₂-взвешенные FSE (внизу) пациента с глиомой низкой степени тяжести, получающего лечение по поводу рецидива заболевания, с указанием положения вокселя, выбранного для спектроскопии, и (b) серийные измерения IH-спектроскопии того же пациента. На панели показаны длинные TE (TE=135 мс) STEAM-спектры, полученные до (A), через 3 месяца (B), 6 месяцев (C) и 9 месяцев (D) после начала лечения темозоломидом. Наблюдается прогрессирующее снижение соотношения холин/креатин (Cho/ Cre), что свидетельствует о снижении мембранного метаболизма и уменьшении плотности клеток. Также обратите внимание на увеличение видимости пика N-ацетил аспартата - специфического маркера нейронов, уровень которого может отражать регрессию опухолевой ткани и заселение нормального вещества мозга (из Murphy, P.S., et al. [15.1] (перепечатано с разрешения)).

Пример показан на рис. 15.7. Спектроскопия требует регулировки магнита для оптимизации однородности поля в интересующей области, в идеале с точностью до 0,1 ррт. Это часто достигается с помощью автоматических процедур, которые регулируют токи в нескольких катушках. Протонная (1H) спектроскопия обычно требует подавления сигнала воды, чтобы избежать насыщения аналого-цифрового преобразователя, хотя некоторые системы имеют достаточный динамический диапазон, чтобы избежать необходимости подавления воды. Хотя многие спектроскопии проводятся с использованием небольшой приемной катушки для локализации источника сигнала (поверхностная катушка), улучшенное пространственное определение достигается за счет использования последовательности локализации.

15.4.13.1. Локализация одного вокселя

Одновоксельная локализация предназначена для отбора сигнала из четко определенной области, часто кубической. Для 1Н-спектроскопии широко используются две различные методики. В спектроскопии со стимулированным эхо-сигналом (STEAM) используется стимулированное эхо с последовательностью из трех ортогональных импульсов, селективных по срезу на 90°. Благодаря хорошему профилю срезов 90° импульсов достигается четкое определение интересующего объема. Неотъемлемой особенностью этого подхода является то, что в выборку попадает только 50 % имеющегося сигнала. Методика может обеспечивать короткие ТЕ, а намагниченность сохраняется вдоль оси z между двумя последними импульсами, что уменьшает затухание сигнала Т2. В спектроскопии с точечным разрешением используется один импульс 90° с выбором среза, за которым следуют два ортогональных импульса 180°. Этот подход обеспечивает всю намагниченность и менее подвержен артефактам улучшенным движения, чем STEAM. Благодаря градиентным характеристикам можно достичь коротких временных интервалов. Любая из этих последовательностей может предваряться импульсами подавления воды, такими как CHESS или WET.

Хотя эти методы, в принципе, можно применять и к 31P, короткое время релаксации T_2 приводит к значительному распаду сигнала, и более привычно собирать распады со свободной индукцией, избегая потерь T_2 . Предпочтительным подходом для этого является использование метода спектроскопии in vivo с выбором изображения, в котором используется восемь отдельных перестановок трех селективных инверсий срезов препарата, за каждой перестановкой следует импульс считывания на 90°, генерирующий распад свободной индукции. При соответствующем сочетании этих восьми распадов свободной индукции локализованный сигнал из пространства, представляющего собой пересечение плоскостей, генерируется без потери сигнала.

438

15.4.13.2. Спектроскопическая визуализация

Вышеописанные методы требуют тщательного позиционирования интересующего объема перед получением изображения. Если требуются дополнительные воксели, последовательность необходимо повторить. Спектроскопическая визуализация или визуализация химического сдвига использует подходы к визуализации для получения массива вокселей в 2-D или 3-D. Для протонной спектроскопической визуализации используется метод стимулированного (STEAM) или спинового эха (спектроскопия с точечным разрешением) для выбора FOV, что позволяет исключить потенциальные загрязняющие сигналы, такие как липид. Затем используется фазовое кодирование в двух или трех измерениях для выборки большого FOV в виде массива вокселей. Хотя это занимает больше времени, чем одновоксельная спектроскопия, сигнал от многих вокселей получается одновременно. Эти воксели не так четко очерчены, как в случае одновоксельной спектроскопии, с функцией распределения точек. определяемой количеством точек выборки в каждом измерении. Для 31Рспектроскопии реже используется предварительно выбранный объем интереса; объем интереса охватывает все пространство объекта (см. рис. 15.8). Однако можно создать меньший FOV, используя насыщающие плиты, окружающие желаемый объем интереса.



РИС. 15.8. Спектр 31Р МРТ, полученный на сканере 1,5 Т с использованием визуализации химического сдвига 1Н без связи 31Р от образования в брюшной полости у пациента. На врезном изображении показана сетка, использованная для получения массива спектров, а выделенный воксел показывает положение выбранного спектра. РЕ: фосфоэтаноламин, РС: фосфохолин, Рі: неорганический фосфат, РСг: фосфокреатин, NTPs: нуклеотидтрифосфаты.

15.5. АРТЕФАКТЫ

Артефакты изображения при МРТ могут быть вызваны самыми факторами, обусловленными образца, разными повелением оборудования или несовершенством его работы, а также плохо оптимизированными последовательностями измерений. Некоторые из наиболее важных артефактов описаны ниже. При внимательном отношении к обеспечению качества, настройке и оптимизации последовательностей многие артефакты могут быть устранены или значительно уменьшены. присущие подходу к измерению или обусловленные Артефакты, особенностями пациента или его движениями, избежать сложнее, но их часто можно устранить с помощью разумного выбора последовательности визуализации, ориентации направления фазового кодирования и применения полос насышения.

15.5.1. Движение

Движение тканей во время получения MP-изображения приводит к дополнительному усилению фазы и неправильному кодированию фазы, что может привести к характерным артефактам, распространяющимся в направлении кодирования фазы. Распространенными эффектами являются призрачные, смещенные, пониженной интенсивности изображения жира в организме, особенно в передней части живота, и множественные повторные копии крупных сосудов, совмещенных в фазовом направлении с крупными артериями или венами. Первые могут быть уменьшены путем усреднения сигнала, респираторного стробирования или захвата, инициированного навигатором, или вращения направления фазового кодирования. В качестве альтернативы можно использовать подавление жира или поместить полосу насыщения над исходной тканью. Движение от сосудов может быть подавления притока крови вне плоскости, подавлено за счет последовательности могут включать градиентные лепестки с рефазировкой лвижения.

15.5.2. Сглаживание или «обводка»

Сглаживание возникает в тех случаях, когда образец выходит за пределы FOV изображения. В этом случае процесс реконструкции не может различить ткани, расположенные в пределах одного края FOV, и ткани на другой стороне, находящиеся на равном расстоянии за пределами FOV. Частым примером являются области на боковой поверхности тела, сложенные в FOV. Проблема может усилиться в областях, где градиенты нелинейны, что может привести к тому, что несколько областей будут иметь одинаковую силу градиента, несмотря на то, что они находятся в разных положениях. Эти эффекты можно уменьшить, изменив направление фазового кодирования, или используя насыщающие перекрытия, или подавляющие радиочастоты одеяла.

15.5.3. Металлические предметы

Ферромагнитные материалы могут вызывать значительные искажения локального магнитного поля, приводящие к смещению сигналов в пространстве и потере сигнала. Этот эффект можно минимизировать, используя последовательности спинового эха с коротким ТЕ. Другие металлические материалы могут вызывать артефакты восприимчивости, что приводит к некоторым локальным искажениям и потере сигнала, а также могут проводить токи, индуцированные переключаемыми градиентами, хотя такие эффекты обычно невелики.

15.5.4. Химический сдвиг

Вода и жир резонируют на разных частотах, с разницей примерно в 3,4 промилле. Системы МРТ обычно подстраивают свою опорную частоту под частоту воды, в результате чего в тех случаях, когда локализация зависит от частоты, как при выборе срезов или считывании с кодированием частоты, сигнал жира будет пространственно смещен относительно сигнала воды, что приведет к смещению изображения. Это может привести к появлению областей с отсутствием сигнала или более ярким сигналом из-за перекрытия сигналов воды и жира в направлении считывания. В частотном отношении этот эффект тем сильнее, чем выше поле и, соответственно, чем больше частотное разделение (в герцах) между жиром и водой. Обычно этот эффект минимизируется за счет того, что полоса пропускания на пиксель имеет порядок частотного разделения между жиром и водой. Однако увеличение полосы пропускания на пиксель до этого значения может привести к увеличению шума на пиксель по сравнению с более узким диапазоном частот на пиксель. Альтернативные стратегии включают подавление жира и возбуждение воды.

15.5.5. Усечение

Оцифровка сигнала включает в себя выборку эхо-сигнала с заранее определенным количеством выборок (обычно 128 или 256), каждая из которых занимает определенное время. Эволюция эхо-сигнала может означать, что в начале и в конце выборки имеется конечный сигнал, который может быть несимметричным. Аналогичный эффект можно наблюдать при фазовом кодировании, когда сигнал не уменьшается до нуля при максимальных значениях градиента. Это, по сути, эквивалентно умножению сигнала на квадратичную функцию, FT-пара функции sinc. В результате FTизображение свертывается с функцией sinc, которая создает звон на резких краях изображения, обычно видимый как параллельные полосы по частоте или фазе, или в обоих направлениях.

15.5.6. Артефакты, связанные с системой

Ряд артефактов присущ аппаратуре МР и не может быть устранен без серьезных изменений или настройки оборудования.

15.5.6.1. Искажения

Пространственные искажения изображений в первую очередь обусловлены конструкцией градиентных катушек, в которых трудно сохранить линейность градиентов к краям FOV, которые физически находятся близко к градиентным обмоткам. Эта проблема усугубляется, чем короче отверстие магнита, так как градиентные катушки должны быть расположены близко к краю FOV. Проблему можно уменьшить, увеличив полосу пропускания на пиксель, что, хотя и уменьшит искажения, увеличит шум в изображении. Программная коррекция может быть включена в процесс расчета изображения.

15.5.6.2. Проблемы с радиочастотной катушкой и радиочастотные помехи

Передающая радиочастотная катушка диктует равномерность поля облучения B_1 и, следовательно, то, насколько постоянным будет угол импульса в интересующем объеме. В значительной степени это зависит от конструкции катушки, но на нее также может влиять диэлектрическое взаимодействие между радиочастотным полем и пациентом, что может привести к дальнейшему изменению B_1 в зависимости от образца. Этот последний эффект уменьшается при использовании циркулярно

поляризованной передающей катушки, но он также возрастает с увеличением частоты РЧ-излучения и, следовательно, напряженности поля B_0 . Эти эффекты приводят к изменению угла флипа и, следовательно, эффективности возбуждения или инверсии по образцу. Для некоторых последовательностей импульсов эти эффекты можно уменьшить, используя адиабатические импульсы, которые выше определенного порогового напряжения не зависят от мощности. Однако область применения таких импульсов ограничена.

15.6. БЕЗОПАСНОСТЬ И БИОЭФФЕКТЫ

Вопросы безопасности при МРТ можно удобно разделить на острые опасности, связанные с непосредственным риском травмы из-за взаимодействия пациента, персонала или посторонних объектов с полями, создаваемыми во время МР-исследования, и биологические эффекты, которые могут возникнуть в результате взаимодействия МР-поля с биологическими процессами, что может привести к более долгосрочным последствиям. Будут рассмотрены оба этих типа опасности. Для большинства целей острые поля представляют наибольшую озабоченность и повседневной эксплуатации установок важность при MP И их проектировании. Эксплуатация оборудования МР и облучение пациентов, персонала и населения регулируются стандартами, руководствами и нормами, которые постоянно обновляются. В разных странах они отличаются друг от друга, как и степень регулирования. Хотя ниже приведены некоторые примеры действующих руководств и нормативных документов, необходимо выяснить требования в каждой конкретной стране. Если местное руководство отсутствует, будет разумно следовать руководству и для обеспечения безопасной практики. В Великобритании лекарственных Агентство регулированию средств товаров по И медицинского назначения публикует полезное руководство, в котором обобщены рекомендации различных организаций и, кроме того, содержится много практических советов по эксплуатации клинических МР-установок [15.2]. Руководство Американского колледжа радиологии также содержит ряд практических советов по процедурам, обеспечивающим безопасность пациента [15.3]. В отношении облучения пациентов в ряде рекомендаций приняты три уровня облучения (Агентство по охране здоровья (HPA) [15.4], Международная комиссия по защите от неионизирующих излучений (ICNIRP) [15.5] и Международная электротехническая комиссия (IEC) [15.6]), а именно: (і) нормальный режим работы для обычного сканирования пациентов, (ii) контролируемый режим работы для специальных исследований, превышающих уровень мощности в нормальном режиме работы, проводимых под наблюдением врача, на основании клинического решения, балансирующего между потенциальными неблагоприятными последствиями и предполагаемыми преимуществами, и (iii) экспериментальный режим работы, проводимый на уровнях, превышающих контролируемый режим работы, для которого получено местное этическое разрешение.

15.6.1. Соображения, связанные со статическим полем: снаряд, воздействие на имплантаты, физиологические эффекты

Статическое магнитное поле воздействует на ферромагнитные магнитные накопители, переключатели материалы, с магнитным управлением, чувствительные звуковые приемники и чувствительное электронное оборудование (в частности, использующее ускоренные например линейные ускорители или фотоэлектронные электроны, умножители). С точки зрения безопасности, две основные области, вызывающие беспокойство, - это (i) возможность попадания в магнит снарядов, оборудования и предметов, содержащих ферромагнитные материалы, которые могут быть притянуты, и (ii) имплантаты, чувствительные к магнитным полям. Оборудование и предметы, которые будут использоваться вблизи магнита, должны быть протестированы, а ферромагнитные материалы должны быть строго исключены из помещения, содержащего магнит, или другой определенной внутренней контролируемой зоны, доступ к которой должен быть открыт только для обученного и утвержденного персонала и для прошедших соответствующую проверку испытуемых.

Некоторые имплантаты также могут быть или становиться ферромагнитными, повреждаться или выходить из строя в сильном магнитном поле. К ним относятся кардиостимуляторы, которые не должны находиться в поле более 0,5 мТл, слуховые аппараты, другие магнитоуправляемые или программируемые имплантаты и некоторые стальные зажимы, где некоторые сорта нержавеющей стали могут стать магнитными при обработке или регулировке. На ценном веб-сайте, поддерживаемом Φ. Шеллоком [15.7], можно найти подробную имплантированных устройствах. информацию 0 многих Перед сканированием следует получить точные сведения о марке и модели имплантата и уточнить его безопасность у производителя. Хотя притягивающий эффект поля силен и, в зависимости от типа магнита, может распространяться на значительное расстояние, крутящий момент, который

444

имплантированных объектах, может возникать на создавая силу, стремящуюся выровнять объект с полем, также может представлять значительную опасность. если имплантированные объекты ферромагнитные. В высоких полях (>2 T) статическое поле может вызывать головокружение или дезориентацию, если голова быстро перемещается в поле. Считается, что это связано с токами в вестибулярной системе, мешающими нормальному сенсорному восприятию. При высоких полях важно двигаться в магнитном поле медленно и избегать резких движений головой

Статические поля вызывают мало подтвержденных биологических эффектов в тех полях, которые используются в клинической практике. В движущемся проводнике, таком как кровь, в присутствии магнитного поля может возникнуть индуцированный ток. Уровни тока, создаваемого магнитным полем до 8 Т в организме, ниже уровня, вызывающего беспокойство. Серьезных или необратимых последствий для здоровья человека при облучении до 8 Т не обнаружено, однако научные исследования ограничены. Для облучения пациентов руководство ICNIRP ограничивает облучение до 4 Т и 8 Т для нормального и контролируемого режимов работы, соответственно.

15.6.2. Соображения, связанные с радиочастотным полем: Нагрев тканей, удельный коэффициент поглощения, ожоги

ВЧ-электромагнитное поле, используемое для манипулирования намагниченностью образца, обычно прикладывается к катушке тела. Из-за большого объема тела и, соответственно, катушки, она приводится в действие высоким напряжением, генерируемым мощным усилителем, выходная мощность которого обычно может составлять 15 кВт. РЧ-поле может вызывать нагрев тела, поэтому оборудование разработано таким образом, чтобы ограничить удельную скорость поглощения, а значит, и нагревающий эффект РЧ-мощности, до 0,5-1°С, в зависимости от состояния пациента, продолжительности измерения и клинической необходимости. Приемные катушки, используемые для приема сигналов, должны быть отделены от передающего поля, однако неисправности в катушках, неправильная настройка или расположение соединительных проводов могут привести к локальной связи и выделению избыточной локальной РЧмощности, что приводит к нагреву.

РЧ-ожоги – наиболее распространенная форма несчастных случаев при МРТ. Операторы должны постоянно общаться с пациентами и добровольцами и немедленно прекращать исследование при любом проявлении дискомфорта со стороны пациента. Особое внимание следует уделять другим проводящим материалам внутри магнита, таким как провода электрокардиограммы, где существуют особые требования, и необходимо тщательно следовать рекомендациям производителя. Хотя влияние радиочастотной энергии на нагрев хорошо известно, нет четких доказательств нетепловых долгосрочных эффектов при облучении до 4 Вт/кг.

Воздействие РЧ-облучения на пациентов и добровольцев направлено на ограничение повышения температуры тела, как указано в таблице 15.1, на основе рекомендаций HPA [15.4], ICNIRP [15.5] и IEC [15.6]. В таблице 15.2 приведены упрощенные производные предельные значения удельной скорости поглощения. Более подробная информация приведена в справочных материалах. Как и для статических полей, пределы воздействия определяются для трех режимов работы:

- (i) Нормальный режим работы: Облучение больших объемов тела должно быть таким, чтобы избежать повышения температуры тела пациентов и добровольцев, в том числе с нарушением способности к терморегуляции, более чем на 0,5°С.
- Ослабление (ii) *Контролируемый* режим работы: основных ограничений на повышение температуры тела до 1°С может быть предусмотрено, если пациент или доброволец находится под медицинским наблюдением и соответствующим физиологическим мониторингом. Руководство НРА (2008) [15.4] предлагает обратить особое внимание на ограничение использования контролируемого режима для визуализации младенцев, беременных женщин, лихорадящих пациентов и других лиц с пониженной способностью к терморегуляции или с нарушенным периферическим кровообращением.
- (iii) Экспериментальный режим работы: Любое сканирование в этом режиме, которое может привести к повышению температуры всего выше тела 1°С, требует одобрения этического комитета. медицинский, Необходим тепловой И физиологический мониторинг. Помимо ограничения на повышение температуры тела результате МР-исследования, определены абсолютные в ограничения на повышение температуры тела и региональной температуры. Стандарт IEC (2010) 3-го издания несколько отличается от предыдущего издания стандарта и от руководства ICNIRP (2004) [15.5], разрешая температуру ядра тела 40°С при контролируемом уровне воздействия и >40°C в режиме исследования. В руководстве НРА (2008) [15.4] приведены фиксированные значения для режима исследования.

ТАБЛИЦА 15.1. ОСНОВНЫЕ ОГРАНИЧЕНИЯ МАКСИМАЛЬНОЙ ТЕМПЕРАТУРЫ ТЕЛА

Режим работы	Пространственно локализованные пределы температуры (б)			Температур	Локальная температура тканей		
	Голова	Туловище	Конечности	Макс. повышение температуры тела (б, в)	Макс. температура ядра (в)	Макс. локальная температура (в)	
Норма	38	39	40	0,5	39	39	
Контролируемая	38	39	40	1,0	40	40	
Повторная отправка	>38	>39	>40	>1,0	>40	>40	
Исследование (г)	39	40	41	2			

^а Исходя из этих пределов повышения температуры, можно определить конкретные показатели полощения. Они обычно реализованы в программном и аппаратном обеспечении клинических сканеров.

⁶ ICNIRP (2004) [15.5]

^в IEC (2010) [15.6]

^г HPA (2008) [15.4]

ТАБЛИЦА 15.2. ПРЕДЕЛЬНЫЕ ЗНАЧЕНИЯ СКОРОСТИ ПОГЛОЩЕНИЯ (ВТ/КГ) ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ РАДИОЧАСТОТНОГО ПОЛЯ НА ПАЦИЕНТА И ВОЛОНТЕРА

Режим	Объёмная передающая					Локальная передающая катушка					
	катушка										
	Bce	Голова		He	Голова		Туловише		Конечности		
	тело	10		голова	Tonobu		1 juio biilii d		10010 11000111		
Образец	a, b	а	b	a, b	а	b	а	b	а	b	
Нормальный	2	3	3,2	2-10	10	10	10	10	20	20	
Контролируемый	4	3	3,2	4-10	10	20	10	20	20	40	
Ограниченные	>4	>3	>3,2	>(4-10)	10	>20	>10	>20	>20	>40	

15.6.3. Градиентное поле: Стимуляция периферических нервов, уровни звукового давления

Переключаемые градиентные поля, используемые для локализации, вызывают два основных эффекта – индукцию токов в проводящих материалах тела и вибрацию – оба эти эффекта могут вызывать острые ощущения. Индуцированные токи могут привести к непроизвольной стимуляции нервов, вызывая подергивание мышц и боль при высоких уровнях стимуляции. Вероятность стимуляции нервов зависит от локальной силы градиента, скорости изменения градиента, формы волны градиента и восприимчивости человека к стимуляции. Поскольку сила градиента зависит от положения в отверстии магнита и конструкции градиентов, вероятность стимуляции у конкретного человека при определенной последовательности может быть трудно предсказать. Уровни градиента обычно устанавливаются таким образом, чтобы избежать стимуляции, но легкая стимуляция может быть приемлемой. В принципе, гораздо более высокие градиенты могут привести к достаточно высоким клеточным потенциалам, чтобы вызвать фибрилляцию сердца, но порог для этого примерно в десять раз выше, чем для стимуляции нервов.

HPA (2008) [15.4] обобщил данные литературы о воздействии низкочастотных изменяющихся во времени полей, типичных для МРТ. Последовательных доказательств вреда после кратковременного воздействия не обнаружено, хотя сообщалось о некоторых тонких биологических эффектах. Субъекты с эпилепсией или принимающие снижающие судорожную активность, препараты, могут проявлять повышенную чувствительность к стимуляции электрическими полями, индуцированными в коре головного мозга, и должны проходить обследование с осторожностью.

Как ICNIRP (2004) [15.5], так и IEC (2010) [15.6] содержат рекомендации по ограничениям для градиентов магнитного поля, изменяющихся во времени, которые должны быть включены в MP-сканеры. В них говорится, что система не должна обеспечивать выходной градиент, превышающий определенный процент от предельного значения для стимуляции периферических нервов для данного режима работы:

- *Нормальный режим работы*: Градиентная система должна работать на уровне, не превышающем 80% от непосредственно определенного среднего порога стимуляции периферического нерва, где пороговое значение определяется как начало ощущений.
- Контролируемый режим работы: Градиентная система должна работать на уровне, не превышающем 100% от непосредственно определенного среднего порога стимуляции периферического нерва.

Кроме того, IEC установил предел для предотвращения стимуляции сердца.

15.6.4. Распространенные контрастные вещества для МРТ

Парамагнитные контрастные вещества – наиболее распространенный тип контраста, используемый в МРТ, где сильное локальное магнитное поле, обусловленное неспаренными электронами, приводит к возникновению сильного чистого электронного магнитного момента. Такие вещества высокореактивны, а значит, потенциально токсичны, и парамагнитное ядро должно быть связано с хелатом, чтобы предотвратить прямое взаимодействие между ионами и биологическими молекулами. Контрастное вещество действует путем релаксации близлежащих молекул воды, причем преобладающим способом релаксации является процесс T_1 . Помимо силы парамагнитного эффекта, степень релаксации зависит от доступа молекул воды, определяемого структурой молекулы.

Наиболее распространенным парамагнитным ионом контрастного вещества является гадолиний, который может быть связан с рядом различных хелатов. Они подразделяются на заряженные и незаряженные линейные хелаты, а также заряженные и незаряженные макроциклические хелаты. Недавно сообщалось

о редком заболевании – нефрогенном системном фиброзе, который связан с воздействием некоторых контрастных веществ на основе гадолиния. Оно возникает только у тех пациентов, которые подвергались длительному воздействию контрастного вещества из-за резко нарушенной функции почек. В настоящее время рекомендации ограничивают использование таких контрастных средств у пациентов с сильно нарушенной функцией почек (например, ссылка [15.3]).

ссылки

- [15.1] MURPHY, P.S., et al., Monitoring temozolomide treatment of low-grade glioma with proton magnetic resonance spectroscopy, Br. J. Cancer 90 (2004) 781–786.
- [15.2] MEDICINES AND HEALTHCARE PRODUCTS REGULATORY AGENCY, Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use, MHRA Device Bulletin DB2007(03), Department of Health, London (2007), http://www.mhra.gov.uk/home/groups/dts-iac/documents/publication/ con2033065.pdf (accessed on 12 September 2012).
- [15.3] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, ACR Guidance Document for Safe MR Practices: 2007, AJR Am. J. Roentgenol. 188 (2007) 1447–1474, http://www.ajronline.org/content/188/6/1447.full (accessed on 12 September 2012).
- [15.4] HEALTH PROTECTION AGENCY, Static MagneticFields Report of the Independent Advisory Group on Non-ionising Radiation, HPA Rep. Docs HPA, RCE-6, HPA, Chilton, UK (2008), http://www.hpa.org.uk/web/HPAwebFile/HPAweb_C/1211184025757 (accessed on 23 August 2012).
- [15.5] INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of

patients, Health Phys. 87 (2004) 197-216.

- [15.6] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Electrical Equipment – Particular Requirements for the Basic Safety and Essential Performance of Magnetic Resonance Equipment for Medical Diagnosis, IEC 60601-2-33 Edn 3.0, IEC, Geneva (2010).
- [15.7] MRIsafety.com, www.mrisafety.com (accessed on 13 September 2012).

БИБЛИОГРАФИЯ

BERRY, E., BULPITT, A.J., Fundamentals of MRI: An Interactive Learning Approach, CRC Press, Boca Raton, FL (2009).

BROWN, M.A., SEMELKA, R.C., MRI: Basic Principles and Applications, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2010).

DORAN, S.J., LEACH, M.O., «Spatially localised magnetic resonance», Webb's Physics of Medical Imaging (FLOWER, M.A., Ed.), CRC Press, Boca Raton, FL (2012).

HAACKE, E.M., BROWN, R.W., THOMPSON, M.R., VENKATESAN, R., Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, John Wiley & Sons, New York (1999).

HASHEMI, R.H., BRADLEY, W.G., LISANTI, C.J., MRI: The Basics, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia (2010).

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Amendment to the ICNIRP statement on medical magnetic resonance (MR) procedures: Protection of patients, Health Phys. 97 3 (2009) 259–261.

INTERNATIONAL COMMISSION ON NON-IONIZING RADIATION PROTECTION, Guidelines on limits of exposure to static magnetic fields, Health Phys. 96 4 (2009) 504–514.

MAMOURIAN, A.C., Practical MR Physics, Oxford University Press, Oxford (2010).

WEISHAUPT, D., KOECHLI, V.D., MARINCEK, B., FROEHLICH, J.M., How does MRI Work?: An Introduction to the Physics and Function of Magnetic Resonance Imaging, Springer, Berlin (2006).

Глава 16

ЦИФРОВАЯ ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

Д. КЛУНИ КорЛаб Партнерс, Принстон, Соединенные Штаты Америки

16.1. ВВЕДЕНИЕ

Первоначально для записи рентгеновских изображений использовалась фотопластинка. В настоящее время все виды медицинской визуализации предусматривают получение цифровых изображений, хотя во всем мире попрежнему широко используется рентгенографическая пленка. Многие виды визуализации в основе своей являются цифровыми, так как требуют реконструкции изображения из количественных цифровых сигналов, например, компьютерная томография (КТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ).

16.2. КОДИРОВАНИЕ И ОТОБРЕЖЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ

16.2.1. Характеристики цифровых данных

16.2.1.1. Пиксели и воксели

Отдельные цифровые изображения обычно состоят из двумерного прямоугольного массива регулярно сэмплируемых элементов изображения или «пикселей». Если несколько изображений сгруппированы вместе с определенной целью, например, для получения нескольких образцов во времени или пространстве, то каждое изображение может называться «кадром», а весь набор кадров - «многокадровым изображением».

Пиксели обычно имеют квадратную форму, поскольку два физических измерения в пространстве, которые они представляют, одинаково дискретизированы по горизонтальной и вертикальной осям. Эти размеры обычно выражаются как «расстояние между пикселями», т. е. расстояние между центрами каждого пикселя. Значение расстояния между пикселями зависит от типа съемки. В таких моделях поперечного сканирования, как КТ и МРТ, расстояние между пикселями внутри пациента известно на момент реконструкции изображения. Для проекционной рентгенографии с расходящимся пучком рентгеновских лучей расстояние между пикселями зависит от положения вдоль пучка и подвержено геометрическому увеличению и, следовательно, может быть определено только в известной точке отсчета, обычно в центральном луче на передней поверхности детектора. Для фотографических и сканированных изображений для калибровки можно использовать эталон известного размера в пределах изображения.

Если изображение или кадр состоит из поперечного «среза» тела, то существует дополнительное измерение, нормальное к плоскости среза. Пиксель в этом случае называется элементом объема, или вокселем. Воксели в одном срезе обычно имеют одинаковую толщину и одинаковое расстояние между предыдущим и последующим срезами. Толщина срезов и расстояние между ними не обязательно одинаковы, так как срезы могут быть получены с промежутком между ними или перекрываться.

16.2.1.2. Фотометрическое представление и динамический диапазон: Каналы, биты и глубина пикселя

В потребительских приложениях изображения с цифровых камер и для Интернета обычно имеют разрядность 8 бит на канал и кодируются тремя каналами красного, зеленого и синего «истинного цвета», по крайней мере, в распакованном виде. В приложениях для получения медицинских используются изображений часто отдельные каналы информации, представляющие одну физическую величину, например плотность рентгеновских лучей, и визуализируются как изображения в оттенках серого без цвета. Они могут быть закодированы таким образом, что нижние числовые значения отображаются как темные или светлые. Если к таким одноканальным изображениям применяется цвет, то это искусственная «псевдоцветная» палитра, предназначенная для того, чтобы сделать тонкие различия в интенсивности более заметными визуально. Цвет может быть серошкальному однокомпонентному изображению применен к в приложении для отображения, палитра цветов может быть включена в изображения, или серошкальное изображение может быть преобразовано в цветное представление. Медицинские изображения также могут содержать интенсивности сигналов, дискретизированные с динамическим диапазоном, превышающим 256 значений, которые могут быть закодированы в 8битовом канале и которые обычно имеют глубину 10, 12 или 16 бит.

Обычно все данные, динамический диапазон которых составляет от 9 до 16 бит, кодируются в одно 16-битное (двухбайтовое) слово в несжатом виде, а оставшиеся неиспользованные старшие биты остаются пустыми или

используются для других целей, например, для графических наложений. Медицинские изображения могут также содержать подписанные данные с отрицательными значениями (например, единицы Хаунсфилда (HU) в компьютерной томографии могут быть отрицательными).

16.2.1.3. Данные изображения в сравнении с метаданными изображения

Закодированные значения пикселей (или «данные пикселей») отличаются от информации, описывающей характеристики данных пикселей, которую иногда называют «метаданными» (данные о данных). Для интерпретации пиксельных данных получателю необходимы метаданные, описывающие размеры массива пиксельных данных (строки и столбцы и количество кадров), количество каналов (выборок) на пиксель, физическое расстояние между пикселями, количество бит, используемых для хранения каждой выборки, количество битов в каждом хранимом слове, содержащих значимые биты, и их расположение внутри слова, а также фотометрическую интерпретацию каждого пикселя (является ли он полутоновым или цветным, ноль - это черный и т. д.).

Эти метаданные могут храниться отдельно от пиксельных данных или, что более распространено, в «заголовке», предшествующем пиксельным данным. Заголовок может быть двоичным форматом фиксированной длины, двоичными парами имен-значений переменной длины или каким-либо структурированным текстовым форматом, например, расширяемым языком разметки.

16.2.2. Отображение цифровых изображений

Полученные медицинские изображения обычно отличаются по размеру и динамическому диапазону от устройств, на которых они отображаются. Для их преобразования в матрицу значений, которая передается на устройство отображения, требуется определенная обработка. Эта обработка может включать в себя одноточечные операции, многократно применяемые для каждого пикселя, такие как преобразование интенсивности пикселя, или многоточечные операции, такие как передискретизация и интерполяция всего изображения или его части для соответствия дисплею, а также другие пространственные операции, как поворот, переворот, такие масштабирование И панорамирование. Описательные аннотации, полученные из метаданных, также обычно применяются к изображению во время отображения.

16.2.2.1. Окно и уровень

Количество выборочных значений в изображении может превышать количество доступных для отображения дискретных интенсивностей. Зрительная система наблюдателя может быть не в состоянии различить небольшие различия в интенсивности отображаемого сигнала (яркости), и только подмножество выборочных значений может представлять интерес для конкретной диагностической задачи. Например, при компьютерной томографии, хотя полученные и закодированные значения обычно охватывают лиапазон из 4096 значений, они неравномерно распределены по диапазону плотностей, соответствующих воздуху, жиру, мягким тканям, йодированному контрастному веществу и костям. Соответственно, при просмотре мягких тканей пользователь хочет видеть узкий диапазон интенсивности, сосредоточенный вокруг плотности воды, в то время как при просмотре костей необходимо отображать более широкий диапазон интенсивности, жертвуя тонкими вариациями плотности мягких тканей. Таким образом, пользователь выбирает «окно» интенсивности сигнала для отображения, заданное парой значений центра и ширины, и это окно выбирает диапазон входных значений, которые затем линейно отображаются на весь динамический диапазон устройства отображения. Обычно предусмотрены как предустановленные пары значений окна, так и интерактивная настройка.

Для некоторых приложений, таких как проекционная рентгенография, линейное отображение с его подразумеваемым обрезанием до белого или черного цвета на верхней и нижней границах окна соответственно, может не дать удовлетворительного результата. Применение нелинейной функции, например сигмоидальной, может дать более удовлетворительный «спад» интенсивности в светлых и темных областях, сравнимый с поведением рентгеновской пленки (характеристическая кривая Хартера и Дриффилда). Если это предусмотрено поставщиком оборудования для сбора данных, это может быть закодировано в метаданных в виде параметров определенной функции или в виде «таблицы поиска», которая кодирует соответствие каждого входного значения каждому выходному значению.

16.2.2.2. Консистенция дисплея

Устройства отображения преобразуют цифровые уровни управления в интенсивность света (яркость), которая воспринимается зрительной системой человека в сочетании с вкладом от любого окружающего освещения. Зрительная система человека нелинейно реагирует на яркость, поэтому минимальное изменение яркости, которое можно обнаружить, не одинаково при разных абсолютных уровнях яркости. В результате одно и то же изображение будет восприниматься по-разному при разных уровнях освещенности (отображаемой и окружающей). Изменение яркости, необходимое для восприятия любого конкретного уровня яркости, можно измерить или предсказать, и оно называется «просто заметной разницей» (JND).

Попытки компенсировать этот эффект могут быть предприняты путем применения «перцептивной линеаризации». Это означает, что каждое изменение уровня цифрового сигнала приводит к изменению яркости, которое оказывает одинаковое перцептивное воздействие (одинаковое количество JND). На практике этого можно добиться, используя модель Бартена зрительной системы человека, описанную в стандартной функции отображения серого цвета (GSDF) для дисплеев в рамках цифровой визуализации и связи в медицине (DICOM). Чистый эффект такой калибровки заключается В следующем: все изображения, (i) предназначенные для отображения с помощью GSDF, будут выглядеть одинаково контрастными на устройствах с различными диапазонами яркости (цель согласованности) и (ii) будет использоваться наиболее эффективное применение доступного диапазона яркости (цель качества).

Чтобы не жертвовать JND в результате квантования, применение такой калибровки должно выполняться с использованием таблиц поиска с достаточной глубиной битов в аппаратных средствах отображения. Для большей согласованности восприятия внешнего вида также рекомендуется использовать одну и ту же максимальную яркость на всех устройствах в пределах сайта.

Регулярная перекалибровка также необходима для учета ухудшения интенсивности заднего света или других факторов технологии отображения, а также изменений условий окружающего освещения, если они не учитываются динамически аппаратными средствами отображения.

16.3. УПРАВЛЕНИЕ ЦИФРОВЫМИ ИЗОБРАЖЕНИЯМИ

16.3.1. Системы архивирования и передачи изображений

16.3.1.1. Обзор

Пленочное изображение, оригинал которого может быть только один, физически находится в одном месте и требует ручного обращения, хранения и транспортировки. Цифровое изображение, которое может быть воспроизведено столько раз, сколько необходимо, с полной достоверностью, требует средств распространения, электронного архивирования и электронного способа отображения. Для выполнения каждой из этих задач могут быть созданы отдельные устройства. Объединение таких устройств в систему. которая иправляет этими залачами. образует систему изображений архивирования передачи (picture archiving and communication system – PACS).

16.3.1.2. Область применения

PACS может представлять собой небольшую систему, предназначенную для удовлетворения потребностей одного отдела, возможно, с одной модальностью, со скромным количеством рабочих станций для ограниченного числа специализированных пользователей; это мини-PACS.

Чаще всего под термином PACS подразумевается система, обслуживающая целое предприятие, например больницу или крупное амбулаторное учреждение. PACS отвечает не только за получение, архивирование и распространение данных, но и за управление рабочим процессом и интеграцию с другими информационными системами отдела или всего предприятия, такими как информационная система радиологии, информационная система кардиологии, лабораторная информационная система или информационная система больницы. В корпоративной системе PACS есть как локальные пользователи, получающие доступ к информации внутри организации, так и удаленные пользователи, получающие доступ к информации за ее пределами.

Пациенты часто обследуются и лечатся в разных местах. Изображения и соответствующая информация должны обмениваться между различными объектами и организациями. Этот процесс межведомственного обмена может включать использование физических носителей записи или электронных сетей. Отдельные системы и целые PACS могут быть объединены (сгруппированы вместе и доступны в едином представлении) для обеспечения такого обмена, или данные могут передаваться по соединениям «точка-точка», или храниться (централизованно) в региональных архивах, обеспечивающих более широкий доступ.

PACS могут быть связаны с системами электронных медицинских карт, которые обеспечивают доступ к более широкому спектру информации о пациенте в одном учреждении, или с системой «продольной» медицинской карты пациента, которая обеспечивает передачу информации из одного учреждения в другое.

16.3.1.3. Функции, компоненты и рабочий процесс

Заказ и планирование

Цифровые изображения могут быть получены в ответ на запрос или заказ (плановые) или в ходе исследования или лечения пациента врачом (внеплановые). В любом случае существует источник демографической информации о пациенте, включая его личность и характеристики, а также другую информацию о его состоянии и личности тех, кто отдает распоряжения. Эта информация может поступать из систем приема, выписки и перевода пациентов. Заказы могут размещаться в компьютеризированной системе ввода врачебных заказов или другой форме размещения заказов, например, в больничной информационной системе. Планирование может происходить в системе планирования и заполнения заказов отдельного информационной отлеления. например В системе радиологии. Использование электронного источника идентификации, заказа и информации о расписании, а также интеграция разрозненных источников связанной с

информации снижает вероятность ошибки оператора, связанной с повторным вводом данных, и позволяет связать изображения с информацией в других системах.

Получение

Цифровой способ получения отвечает не только за получение исходных данных, из которых можно восстановить изображение, пригодное для отображения наблюдателю, но и за ассоциацию этого изображения с заказом и демографическими метаданными. Человек-оператор устройства может предоставить эту информацию путем прямого ввода данных на консоли модального устройства (что чревато ошибками), или путем сканирования ранее напечатанного штрих-кода, или путем выбора из заранее определенного расписания в рабочем списке или другом источнике демографической информации, предоставляемой модальному устройству в электронном виде. Модальность включает эти метаданные в «заголовок» изображения. Затем модальность передает изображения и связанную с ними информацию на другое устройство в локальной сети, например, на рабочую станцию контроля качества (КК) или интерпретации, систему анализа, менеджер изображений или архив, или на цифровой пленочный принтер. Как правило, модальность отправляет изображения один раз в одно предварительно настроенное место, которое затем берет на себя

ответственность за интерпретацию, архивирование и распространение, а затем очищает все локальные копии через заранее определенный интервал времени. В качестве альтернативы, некоторые методы предусматривают локальную архивацию, например, на съемном носителе, таком как компактдиск (CD) или магнитооптический диск, данных реконструированного изображения, исходных данных или и того, и другого.

Более старым модальным устройствам, которые производят цифровые изображения, но которые появились до широкого распространения стандартных средств сетевой связи, для выполнения этих функций может потребоваться шлюз получения или конвертерный «блок» определенного типа. Аналогично, немедицинские устройства, используемые для получения изображений из других источников, например, цифровая камера или цифровой видеомагнитофон, прикрепленный к эндоскопу или микроскопу, могут потребовать такой шлюз для преобразования изображений потребительского формата (например, Joint Photographic Experts Group (JPEG) или Tagged Image File Format (TIFF)) в стандартный медицинский формат, содержащий дополнительные метаданные для передачи.

Для правильной интерпретации текущего исследования часто необходима другая информация, включая изображения, полученные в ходе предыдущих обследований. Оцифровщики могут использоваться для захвата физических материалов, таких как радиографическая пленка, печатные изображения и другие бумажные документы, например бланки запросов, заметки и рабочие листы операторов. Можно импортировать цифровые изображения и отчеты, ранее записанные на сменных носителях, таких как компакт-диски. Эти устройства интегрируются так же, как и любые другие устройства сбора данных, хотя рабочий процесс может быть специализированным, например, для согласования идентификаторов на предоставленных извне материалах с местными номерами записей.

оцифровщики, предназначенные сканирования Пленочные для радиографической пленки или медицинской пленки с лазерной печатью, значительно отличаются от своих потребительских аналогов. Механизм сканирования является пропускающим, а не отражающим, диапазон оптической плотности (optical density – OD) пленки высок, а требования к пространственному и контрастному разрешению высоки. Также требуется специальная физическая обработка транспортировки пленки. Имеются как приборы с зарядовой связью (ПЗС), так и лазерные устройства, обеспечивающие пространственное разрешение не менее 2,5 лп/мм (Lp/mm – Line Pairs per Millimeter), контрастное разрешение 10 бит и максимальную 4,0. Предусмотрены механизмы калибровки, OD позволяющие получить предсказуемые значения OD или стандартное перцептивно линейное пространство.
Контроль качества

После получения изображения обычно требуется контроль качества со стороны человека-оператора для подтверждения позиционирования, техники, отсутствия движения или других артефактов, а также правильности маркировки и идентификации. Устройство отображения может находиться на самой консоли модальности, или может быть предусмотрена отдельная рабочая станция контроля качества, на которую автоматически направляются изображения, или изображения могут быть доступны из центрального места через обычную рабочую станцию PACS, но закрыты от общего доступа до завершения контроля качества. Выбор механизма диктуется как типом модальности, так и локальной оптимизацией рабочего процесса. Система прямой цифровой рентгенографии может иметь встроенный дисплей, в то время как для считывания кассет с компьютерной радиографией может потребоваться отдельная рабочая станция. Разделение ответственности за получение и контроль качества на разных операторов Какая эффективность. может повысить бы рабочая станиия использовалась для контроля качества, она должна иметь дисплей, соответствующий этой цели по размеру, функциональности, калибровке и условиям просмотра.

Анализ и постобработка

Некоторые типы цифровых изображений поддаются автоматизированной обработке и анализу для обеспечения компьютерного обнаружения (computer-aided detection – CAD) (см. раздел 9.8). Выявление рака на рентгеновской маммографии является основной областью применения CAD, но CAD также применяется для выявления рака на МРТ с динамическим контрастным усилением, рентгенограммах грудной клетки и КТ грудной клетки, а также при виртуальной колоноскопии с КТ.

В отличие от CAD, для некоторых приложений и методик могут быть уместны и другие виды постобработки. Человек-оператор может создавать дополнительные реконструкции полученных изображений, например, 3-D реконструкции, или выполнять количественные измерения на изображениях перед передачей врачу для интерпретации. Типичным примером может служить количественный анализ коронарных артерий на КТ-ангиограммах, сосудов, который требует сегментации представления в трехмерном специализированном программном обеспечении И полуавтоматической количественной оценки стеноза. В зависимости от предпочтительного рабочего процесса, специализации и квалификации

персонала, схемы возмещения расходов и возможностей PACS это может выполняться как отдельный этап рабочего процесса или врачом во время подготовки отчета. САD и другие устройства постобработки получают цифровые изображения от модального устройства, напрямую или через PACS, и создают дополнительную информацию, которая используется при интерпретации исследования человеком. Изображения, необходимые для обработки, могут отличаться от тех, которые требуются для представления человеку-наблюдателю, и от модальности может потребоваться отправлять в систему САD исходные данные, а не обработанные изображения.

Выходные данные любого этапа постобработки могут быть представлены в виде выведенных и аннотированных изображений или структурированной информации, которая может быть отображена и проанализирована на рабочей станции пользователя.

Рабочая станция

САD или анализа передает эту информацию в PACS для последующих этапов рабочего процесса. Отображение и отчетность Конечный продукт радиологического исследования включает в себя не только изображения, но и отчет врача-рентгенолога. Цифровые изображения должны быть показаны врачу-рентгенологу и интерпретированы им (чтение с мягкой копии).

Соответствующий дисплей изображений должен предоставлять пользователю либо рабочий список незарегистрированных исследований для интерпретации, либо список всех доступных исследований для выбора, предпочтительно с указанием их состояния. Первый вариант более эффективен, но требует большей интеграции с информационными системами. Необходимо своевременно предоставлять изображения, в том числе снимки, полученные в ходе предыдущих обследований. Они могут быть получены по запросу или предварительно сгенерированы, в зависимости от архитектуры и производительности системы.

При выборе исследования вся доступная площадь экрана должна автоматически заполняться изображениями наиболее эффективным для интерпретации способом в соответствии с предпочтениями пользователя, путем применения протоколов «зависания» (отображения по умолчанию), которые распознают тип и содержание текущих и предыдущих изображений и соответствующим образом размещают изображения для сравнения, при необходимости переворачивая и поворачивая их в правильную ориентацию.

Программное обеспечение дисплея должно поддерживать адекватное отображение различных типов изображений, полученных с помощью различных модальностей, включая поддержку:

- Проекционных (например, рентгеновских) и поперечных (например, КТ, МРТ) изображений;
- Цветные (например, УЗИ) и псевдоцветные (например, ядерная медицина) изображения;
- Многокадровые и кинематографические изображения (например, УЗИ сердца и ангиография).

Для КТ и MP ожидается поддержка трехмерной многоплоскостной реконструкции, проекции максимальной интенсивности и объемного рендеринга, особенно интерпретации для костно-мышечных и ангиографических изображений и измерения размеров опухолей. Интерпретация гибридных позитронно-эмиссионной исследований томографии (ПЭТ)-КТ требует не только поддержки мультипланарной реконструкции, но и отображения слитых изображений (псевдоцветная ПЭТ, наложенная на КТ).

Основные необходимые функции просмотра изображений включают:

- Визуальная навигация по имеющимся сериям изображений с помощью миниатюр или иерархического браузера;
- Сравнение бок о бок по крайней мере двух наборов изображений, будь то серии из одного исследования или из разных исследований, с синхронизированной прокруткой, панорамированием и масштабированием в случае поперечных модальностей;
- Аннотация латеральности с ориентацией, а также пространственная локализация поперечных изображений для анатомической привязки;
- Аннотация демографических данных, управления и базовой информации о технике для обеспечения безопасной идентификации и использования;
- Простые измерения линейного расстояния и угла, используемые для выявления изменений и планирования лечения.

Стили составления различны: некоторые радиологи отчетов используют обычную диктовку (запись цифрового аудио), другие распознавание речи, третьи заполнение заранее определенных структурированных шаблонов отчетов на экране. Интеграция технологии составления отчетов с системой отображения изображений и другими информационными системами обеспечения для оптимальной эффективности пользователей и рабочего процесса остается сложной задачей.

Управление

Ни одна система не совершенна, и человеческая ошибка возможна на каждом этапе процесса. Изображения могут быть случайно присвоены не тому пациенту или заказу. Может быть выполнено не то исследование или снимки могут быть плохого качества и потребовать повторного захвата, что может потребовать изменения графика и отзыва пациента. Неправильная сторона может быть случайно записана в заголовке изображения или в пиксельных данных.

Эти проблемы требуют, чтобы системы обеспечивали функцию управления, позволяющую уполномоченному персоналу вносить исправления и надежно сохранять запись об этих исправлениях (аудиторский след). Эти исправления могут включать изменения в различных базах данных, доступ к которым необходим везде, где могут использоваться изображения.

Со временем архив PACS заполняется изображениями, которые больше не должны быть доступны сразу, например, когда истекают установленные законом сроки хранения. Полезность предыдущих исследований для отчетности со временем быстро снижается. Желательно иметь возможность очищать выбранные исследования как вручную, так и с помощью автоматизированных правил.

Пациентов часто приходится направлять на дальнейшее лечение в другие места, и их записи должны быть доступны для сопровождения, поэтому необходимы возможности экспорта как по сети в удаленные учреждения, так и через стандартные обменные носители. Изображения должны храниться как в краткосрочной перспективе для немедленного использования, так и для использования в качестве соответствующих предварительных данных для последующих обследований, для направления на последующее лечение и для целей сохранения в соответствии с законодательством.

Для архивов PACS использовались различные технологии хранения, включая иерархические системы управления хранением, которые пытаются обеспечить быстрый доступ к текущим изображениям и более медленный доступ к старым изображениям, предварительно забирая их из более медленных хранилищ (лент или оптических дисков) в ожидании спроса. С появлением резервных массивов недорогих дисков, сетевых хранилищ, сетей хранения данных, хранилищ с фиксированным контентом и снижением стоимости жестких дисков большой емкости использование так называемых «всех вращающихся» носителей, то есть всех изображений, доступных в режиме онлайн на жестких дисках с одинаковым уровнем обслуживания, стало обычным делом. Вариант иерархической концепции управления хранением предполагает использование жестких дисков разной производительности для минимизации затрат на менее часто используемый контент.

В настоящее время стоимость архивации может определяться не столько стоимостью дисков, сколько общей стоимостью владения, то есть инфраструктурой, необходимой для их поддержки, включая стоимость питания и охлаждения, а также пропускную способность сети для репликации за пределами площадки.

Доступ к изображениям стал критически важным, поэтому недоступность РАСЅ недопустима как по плановым (обслуживание), так и внеплановым (отказ) причинам. Это требование обусловливает по необходимость обеспечения высокой доступности всей системы, но особенно в отношении последних обследований текущих стационарных пациентов. Удовлетворение требований высокой доступности может потребовать использования копии архива за пределами площадки, поддерживаемой в состоянии, близком к реальному времени, и локального основного архива, а также средств перенаправления запросов на изображения в случае сбоя. Отдельным требованием, не связанным с высокой доступностью, является необходимость резервного копирования в случае значительной потери локальных данных. Поскольку изображения теперь хранятся исключительно в электронном виде, потеря единственной копии приводит к полной утрате, а это неприемлемо ни для клинической медицины, ни для выполнения установленных законом требований по хранению. Необходимо выполнять резервное копирование и хранить его вне помешения. в лостаточно удаленном И надежном хранилище, предназначенном для его защиты. Требования к высокой доступности и резервному копированию могут быть удовлетворены одним решением, но эти потребности различны.

Дизайн и процедуры, связанные с решениями высокой доступности и резервного копирования, определяются в плане аварийного восстановления или непрерывности бизнеса организации, в котором анализируются сценарии сбоев и предлагаются заранее определенные процедуры для возможных непредвиденных ситуаций. Эти планы должны включать оценку времени восстановления и регулярно проверяться.

В настоящее время рассматривается возможность использования региональных и национальных архивов в дополнение к местным или вместо них. Они дают возможность обеспечить доступ на всех предприятиях и для врачей общин и могут быть использованы для резервного копирования или в качестве основного архива. Коммерческие службы также предлагают хранение за пределами предприятия, причем не только для обеспечения высокой доступности и резервного копирования, но и в качестве основного архива.

Местные нормативы, политика клиники, стандарты ухода, управление рисками и стоимость диктуют, какой тип информации необходимо архивировать для ухода за пациентами и в медико-юридических целях. Не только рентгенологическое заключение, но и сами цифровые изображения могут составлять важнейший компонент медицинской карты. Если изображения получены в нескольких формах, например тонкие срезы КТ, предназначенные для постобработки, и более толстые реконструкции, предназначенные для распространения и просмотра, политика определяет, сохранять их или нет. Сохранение исходных данных для КТ и МРТ не является типичным, но сохранение изображений для обработки при скрининговой маммографии САD может быть полезным для пациента, как и сохранение результатов САD для повышения точности при следующем скрининге.

Рассылка

Хотя некоторые направляющие врачи довольствуются только заключением, многим требуются изображения, как для принятия собственных клинических и диагностических решений, так и для планирования хирургического или иного лечения, а также для обучения или просвещения пациентов.

Цифровые изображения имеют преимущество перед пленкой в том, что при наличии соответствующей авторизации и контроля доступа они могут быть доступны одновременно в нескольких местах, как внутри учреждения, так и за его пределами, через защищенную сеть или через обменные носители. При необходимости, в учебных или исследовательских целях, цифровые изображения могут быть деидентифицированы для защиты конфиденциальности пациента.

Многие системы PACS обеспечивают локальный и удаленный доступ к сети для авторизованных пользователей, не являющихся основными радиологами-интерпретаторами, часто используя компонент веб-браузера или программное приложение, которое имеет значительно ограниченную функциональность или изображения ограниченного качества, и на дисплеях, которые могут быть не откалиброваны или не соответствовать медицинскому уровню. Для многих опытных пользователей это может быть неудовлетворительным, и полный набор изображений диагностического качества должен быть доступен, желательно регулярно, но обязательно по запросу. Разные пользователи требуют наличия различных функций в программном обеспечении для отображения изображений.

Хотя часто предполагается, что требуются лишь элементарные инструменты для работы с изображениями, в качестве примера можно привести специализированное программное обеспечение, необходимое для применения шаблонов ортопедических протезов, планирования нейрохирургических роботизированных операций и планирования лучевой терапии.

Хотя вопросы авторизации и контроля доступа при предоставлении пациентам доступа к внешней сети нетривиальны, учреждения, внедряющие системы электронных медицинских карт, все чаще предоставляют порталы для пациентов. Однако чаще всего набор изображений на сменных носителях регулярно предоставляется всем пациентам либо сразу после обследования, либо после выдачи окончательного заключения.

16.3.2. DICOM

16.3.2.1. Справочная информация

Самые первые цифровые устройства для получения медицинских изображений были собственной разработки и выпускались в виде печатной пленки; пользователи не ожидали, что из таких устройств можно будет извлекать цифровые изображения или что ими можно будет обмениваться vстройствами программным обеспечением межлу или разных производителей. По мере разработки сценариев использования для передачи, хранения и удаленного отображения изображений в электронном виде производители первоначально предлагали собственные решения, которые не были совместимыми. Например, можно было оснастить всю больницу устройствами для получения рентгеновских, компьютерных и магнитно-резонансных изображений, а также системой PACS и рабочими станциями для просмотра, но только если все это было приобретено у одного поставщика, или если для каждого устройства получения были разработаны собственные интерфейсы. Такой подход не был ни масштабируемым, ни доступным, и быстро стала очевидной необходимость разработки открытых стандартов для обеспечения совместимости между оборудованием разных производителей.

Первым открытым стандартом для медицинской визуализации стал стандарт acr-nema, опубликованный в 1985 году при совместной поддержке Американского колледжа радиологии, представлявшего пользователей, и Национальной ассоциации производителей электрооборудования, представлявшей производителей. Этот стандарт определял механизм кодирования пиксельных данных самих изображений, а также информации об изображениях в виде списка элементов данных, набора команд и средств обмена этими данными по соединению «точка-точка» между двумя устройствами с использованием 50-контактного параллельного интерфейса. В то время этот стандарт не получил широкого распространения, и только в 1993 году была выпущена его основательно переработанная версия, название DICOM. Ключевой особенностью получившая DICOM. отличавшей его от предшественника, было использование развивающихся компьютерных сетей, интернет-технологий и протоколов. В настоящее время DICOM используется повсеместно, и ни один производитель не сможет выпустить на рынок устройство, не соответствующее этому стандарту. Стандарт не статичен, а скорее развивается за счет расширения дополнительных возможностей по мере развития новых технологий визуализации и связи.

Хотя изначально стандарт DICOM был ориентирован на применение в радиологии, в настоящее время он не имеет столь ограниченной сферы применения и поддерживает многие другие медицинские специальности, такие как кардиология, стоматология, эндоскопия, дерматология и патология. DICOM также вышел за рамки медицины и включает в себя неразрушающий контроль деталей самолетов (Digital Imaging and Communications in Non-Destructive Evaluation - DICONDE), а также досмотр багажа и другие приложения для обеспечения безопасности (Digital Imaging and Communications in Security - DICOS).

16.3.2.2. Композитная информационная модель и информационные объекты

Основной целью DICOM является обмен изображениями И сопровождающей их информацией. Стандарт описывает определения информационных объектов (Information object definitions – IOD), каждый из которых специфичен для типа изображения, получаемого конкретной модальностью, но имеет общую структуру. Например, существует IOD для КТ и IOD для УЗИ. Они имеют общую информацию о пациенте и управлении исследованием, но различную информацию о технике получения, пространственно-временных отношениях и кодировании пиксельных данных. DICOM описывает эту информацию в модулях, которые являются либо общими, либо специфичными для конкретной модальности. Модуль пациента, например, включает имя пациента, дату его рождения и идентификатор, то есть фиксированные характеристики пациента. Помимо информации о пациенте, для управления исследованием требуется

дополнительная информация, например дата и время начала исследования, идентификаторы запроса и самого исследования, а также дескрипторы типа процедуры; их можно найти в общем модуле исследования.

КТ-изображения содержат дополнительные модули, которые применимы ко всем формам визуализации поперечных срезов или могут быть специфичны для КТ. Например, КТ-, МРТ- и ПЭТ-изображения объединяет концепция изображения как среза в четко определенном трехмерном пространстве. Модуль системы координат определяет систему относительных координат пациента, общую для набора срезов, полученных в ходе одной и той же процедуры, а модуль плоскости изображения определяет положение и ориентацию отдельного среза. С другой стороны, ультразвуковые изображения, традиционно получаемые с помощью датчика со свободной рукой и не имеющие декартовой геометрии, не содержат этих модулей. Поскольку для получения КТ-изображений используется пучок рентгеновских лучей, они содержат специфические атрибуты, описывающие характеристики этого пучка и его производство, включая напряжение, ток трубки, время экспозиции и фильтрацию. Ультразвуковые изображения, с другой стороны, содержат информацию о типе используемого датчика, частоте датчика и так далее. Соответственно, существуют модули КТизображений и УЗИ-изображений, определенные для записи этой информации, специфичной для конкретной модели. Модули не только описывают информацию, которая является общей или специфичной для конкретной методики, но и разделяется между несколькими изображениями во время одной и той же процедуры. Эта общность определяется в информационной модели DICOM, которая описывает такие сущности, как пациенты, исследования, оборудование, серии и изображения, а также отношения между ними. Таким образом, все изображения, полученные в рамках одной и той же процедуры, будут содержать абсолютно одинаковую информацию о пациенте и исследовании. Если процедура выполняется на одном и том же аппарате, то информация об оборудовании будет идентичной на всех таких изображениях.

Несколько изображений могут быть сгруппированы в одну серию, если у них есть что-то общее, например, если они были получены за один проход по порталу КТ. Однако при кодировании изображений вся эта общая информация воспроизводится в каждом экземпляре, то есть каждое изображение содержит полный набор информации, и по этой причине они называются составными экземплярами (в отличие от нормализованных экземпляров, в которых информация о каждом объекте обрабатывается и передается отдельно). Смысл в том, что отдельное изображение может быть отделено от других изображений или системы, в которой оно создано или хранится, но при этом содержать полный набор информации, необходимой для его идентификации и интерпретации.

16.3.2.3. Атрибуты, элементы данных, синтаксис кодирования и передачи

Модули определяются как список атрибутов, каждый из которых кодирует определенную часть информации, такую как имя или числовое значение. Для передачи и хранения эти атрибуты кодируются как элементы данных в одном бинарном наборе данных. Каждому элементу данных в стандарте присваивается уникальный 32-битный цифровой тег, обычно описываемый как пара 16-битных шестнадцатеричных номеров группы и элемента. Например, атрибуту «Имя пациента» присвоен тег элемента данных (0010,0010). Текстовое описание названия каждого элемента данных не включено кодировку, следовательно, формат В не является «самоописывающимся», и получателю необходимо предварительно знать, что означает кажлый элемент.

Каждый элемент данных имеет заранее определенный тип, или представление значения, и стандарт определяет множество таких типов. Существуют двоичные типы для подписанных и беззнаковых целых чисел длиной 16 и 32 бита, двоичные типы IEEE с плавающей точкой длиной 32 и 64 бита, а также специфические и общие строковые типы, например, для имен, целых и десятичных чисел, дат и времени, кодов, в отличие от свободных текстовых описаний. Представление значения может быть либо закодировано в явном виде, либо подразумеваться и искаться получателем в словаре.

Длина значения каждого элемента данных всегда кодируется в явном виде. Длины значений всегда четные, и при необходимости строки заполняются до четной длины.

Сами пиксельные данные кодируются как еще один элемент данных (7FE0,0010), хотя и очень большой, с определенными правилами кодирования. Таким образом, набор данных DICOM не состоит из «заголовка» фиксированной длины, который можно пропустить, чтобы добраться до пиксельных данных, и пиксельные данные не обязательно находятся в конце набора данных. Для надежного восстановления пиксельных данных необходим полный разбор последовательных элементов данных, включая рекурсию в любые последовательности переменной длины.

Синтаксис передачи определяет фактическое кодирование. Он также используется для различения изображений, весь набор данных или пиксельные данные которых могут быть сжаты, о чем будет сказано далее. В дополнение к стандартным синтаксисам передачи, определенным DICOM, производитель может определить свой собственный синтаксис передачи, который может использоваться до тех пор, пока отправитель и получатель согласны поддерживать его.

16.3.2.4. Классы служб, классы пар «служба-объект», ассоциации и заявления о соответствии

После того как экземпляр объекта информации об изображении собран и закодирован в определенном синтаксисе передачи, он передается по сети с помощью одной из многочисленных сетевых служб, определенных DICOM, - класса службы хранения.

Не все устройства поддерживают все типы изображений различных модальностей. Соответственно, DICOM определяет комбинацию класса сервиса и IOD как класс пары сервис-объект (service-object pairs – SOP). Например, комбинация класса службы хранения и IOD изображения КТ - это класс SOP хранения изображения КТ.

Цель определения классов SOP заключается в том, чтобы позволить отправителю и получателю согласовывать свои взаимные возможности при установлении соединения в сети, или то, что DICOM называет «ассоциацией». Этот механизм переговоров позволяет отправителю предлагать, например, КТ и МР-изображения в несжатом или сжатом виде, а получателю принимать те, которые он поддерживает или предпочитает, и отправителю выбирать из принятых вариантов тот, который следует использовать.

В некоторых случаях отправитель может иметь изображения для отправки более чем одного класса SOP, например, КТ и УЗИ, но получатель, например, трехмерная рабочая станция, может не поддерживать ультразвуковые изображения и отклонить соответствующий класс SOP.

Как правило, такие ограничения известны заранее, при покупке и установке, и определяются путем сравнения заявлений о соответствии DICOM. Согласно стандарту, каждый производитель обязан документировать возможности своего продукта в заявлении о соответствии. Помимо прочего, в этих заявлениях указывается, какие классы SOP и синтаксис передачи данных поддерживаются. Простого заявления производителя о том, что устройство «совместимо с DICOM», недостаточно для описания совместимости; для обеспечения совместимости требуется специальный анализ заявлений о соответствии каждой пары устройств «образованным» покупателем с критическим взглядом.

Устройства, находящиеся на обоих концах ассоциации, называются прикладными сущностями. Этот термин используется, поскольку нет

требования, чтобы между физическими устройствами или программными приложениями и прикладными объектами было соответствие один к одному.

16.3.2.5. Средства обмена и архивные хранилища

Помимо обеспечения передачи экземпляров DICOM по сети, стандарт также включает правила использования средств обмена, таких как записываемые CD, DVD, MOD и устройства USB (универсальная последовательная шина). Считается, что эти носители достаточно надежны и позволяют сохранять информацию при физической передаче из одного места в другое, например, по почте или с курьером. DICOM по возможности выбирает обычные потребительские форматы носителей и файловых систем, чтобы максимально использовать доступные технологии и обеспечить возможность их чтения обычными операционными системами на обычных компьютерах без необходимости использования специального оборудования или программного обеспечения.

Для формата файла требуется короткий заголовок «мета» информации, предшествующий кодированному набору данных DICOM, который содержит строку распознавания («магическое число»), по которой файлы DICOM можно отличить от других файлов, а также описание синтаксиса передачи, фактически используемого для кодирования набора данных, который следует за ним.

Все DICOM-носители также должны содержать в корневом каталоге файл DICOMDIR, который кодирует краткое содержание носителя, перечисляя каждого пациента, исследование, серию и экземпляр, а также краткое описание характеристик каждого из этих объектов. Приложение может прочитать этот файл и быстро просмотреть его содержимое в браузере для пользователя, не читая каждый файл на носителе.

16.3.2.6. Составные экземпляры, отличные от изображений

Первоначально DICOM был ориентирован на обмен изображениями. Однако существуют и другие типы объемных данных, которые могут обрабатываться аналогично изображениям, такие как временные формы сигналов (например, электрокардиограммы), спектроскопические данные (например, MP-спектроскопия), документы различных типов (например, PDF) и даже исходные данные, полученные до реконструкции изображения. Эти различные типы данных нуждаются в описании, аналогичном информационной модели для изображений, и, следовательно, могут разделять составную информационную модель, используемую для изображений. Каждый из них может быть описан как составной IOD с добавлением соответствующих модулей, атрибутов, элементов данных и механизмов кодирования. Для передачи этих объектов по сети может использоваться один и тот же класс службы хранения, и они могут быть закодированы на носителях обмена таким же образом, как и изображения.

Кроме того, могут быть получены другие типы информации, которые не состоят из объемных данных, требующих описания, но которые могут быть адекватно описаны как набор отдельных атрибутов. Например, таким образом может быть описан план радиотерапии, в отличие от радиотерапевтического изображения (портального изображения) или карты доз радиотерапии, которые кодируются как изображения. Существует целое семейство объектов, связанных с радиотерапией, которые поддерживают как терапию внешним лучом, так и брахитерапию.

Необходимость кодирования в расширяемой данных структурированной форме характерна для многих случаев использования, включая запись количественных и категориальных данных с устройств получения (например, акушерских или кардиологических ультразвуковых измерений), CAD аномалий на изображениях, таких как маммограммы, а также кодирование отчетов, созданных человеком. Этим занимаются объекты семейства структурированных отчетов DICOM, которые используют вложенные атрибуты рекурсивных последовательностей для кодирования расширяемого дерева категориальной, кодированной, числовой и свободной текстовой информации с использованием шаблонов. определенных для конкретных приложений.

Отличительной особенностью структурированного отчета DICOM по сравнению с другими форматами структурированных документов является наличие механизма, позволяющего ссылаться не только на изображения DICOM (и осциллограммы) в целом, но и на конкретные координатные привязки к местам в пространстве (или времени). Они используются, например, для иллюстрации результатов или определения мест, в которых проводились измерения. Объекты структурированных отчетов DICOM также используются для кодирования структурированных отчетов о дозе соответствующих изображений облучения, а также списков лля определенной цели (ключевые заметки об изображениях или документы выбора ключевых объектов).

При отображении медицинские изображения часто подвергаются манипуляциям со стороны пользователя: масштабированию или панорамированию до определенного места, регулировке контрастности и яркости (ширина и центр окна), а также могут быть аннотированы текстом или графикой. Эти манипуляции могут быть зафиксированы как состояние

представления, и такие состояния могут быть сохранены как составные экземпляры для извлечения и применения к тем же изображениям в более позднее время. Ссылки на изображения в структурированных отчетах могут также содержать сопутствующую ссылку на состояние представления, например, чтобы зафиксировать внешний вид дисплея определенной области, когда было выполнено измерение.

Как и в случае составных экземпляров объемных данных, не относящихся к изображениям, обмен экземплярами структурированных отчетов и состояний представления осуществляется с использованием обычного класса службы хранения и профилей средств обмена.

16.3.2.7. Классы услуг, отличные от хранения

Хотя основным использованием сетевых служб DICOM является передача (хранение) изображений и других составных экземпляров от одного прикладного объекта к другому, существует множество других классов служб. Некоторые из них существуют в основном для поддержки деятельности по хранению. Служба обязательств по хранению позволяет отправителю набора экземпляров запросить у получателя, возьмет ли он на себя ответственность за сохранение хранимых объектов. Эта служба используется модальностью получения перед удалением локальных копий изображений.

Класс службы запроса/получения позволяет запрашивать у удаленного устройства пациентов, исследования, серии и экземпляры, используя идентификаторы и другие совпадающие атрибуты, а затем выбирать объект для извлечения.

Другие классы услуг определены для случаев использования, не связанных непосредственно с хранением. Класс услуг управления рабочим списком предоставляет демографическую информацию, информацию о запросах и расписании с помощью рабочего списка модальностей. Полученные ответы и запланированные этапы процедуры обеспечивают модальность необходимой информацией для выбора правильного пациента, выполнения работы по получению изображения и заполнения атрибутов в полученных изображениях. По завершении получения изображения в систему управления поступает обратная связь в виде шага процедуры, выполненного модальностью.

472

16.3.3. Взаимодействие радиологической информационной системы и больничной информационной системы, уровень здоровья

16.3.3.1. Справочная информация

Так же как DICOM является повсеместным и неоспоримым единым стандартом для обмена медицинскими изображениями, другие информационные системы на предприятиях здравоохранения зависят от стандарта Health Level 7 (HL7) для связи. Первая версия стандарта датируется 1987 годом, но в настоящее время чаще всего используются разновидности версии 2.х, особенно начиная с версии 2.3 (1997). Был определен почти полностью другой и гораздо более сложный стандарт, HL7 версии 3, но пока он не вытеснил доминирующую версию 2.х в этой области.

HL7 определяет архитектуру клинических документов - средство кодирования и управления структурированными документами с согласованными метаданными. Обмен документами клинической архитектуры может осуществляться с использованием версий 2.х или 3.х или других механизмов и сохраняться независимо от механизма связи. Они могут даже обмениваться и храниться с помощью служб DICOM.

Организация HL7 также выросла, чтобы вобрать в себя, принять или определить несколько других стандартов. В их число входит рабочая группа по объектам клинического контекста, которая определяет средства свободного соединения различных настольных приложений для совместного использования одного и того же контекста (например, для распознавания того, что просматриваемый пациент изменился).

16.3.3.2. Версия 2.х

В отличие от DICOM, сообщения HL7 версии 2.х кодируются как текстовые, а не как двоичные. Формат и значение сообщений подробно определены, как и обстоятельства, при которых они будут отправлены (триггерные события). Чаще всего устройства HL7 обмениваются данными по сети с помощью протокола управления передачей/интернетпротокола, используя минимальный протокол нижнего уровня. Кроме того, «интерфейсные могут использоваться сторонние движки» лля централизации сообщений, создаваемых отдельными источниками, их преобразования и распространения среди других устройств, которым нужна Сообщения HL7 состоят из «сегментов», разделенных информация. возвратом каретки. Первым сегментом всегда является сегмент заголовка сообшения. который, помимо прочего, присваивает сообшению

473

идентификатор, определяет используемые символы-разделители и указывает «триггерное событие», которое побудило сообщение к отправке. Последующие сегменты несут полезную нагрузку сообщения. Многие сегменты являются общими для нескольких различных типов сообщений. Сегменты HL7 состоят из «полей», которые имеют «тип данных», связанный с ними. Значение поля передается только его положением в сегменте.

Область применения типов сообщений и триггерных событий HL7 версии 2.х очень широка, и лишь некоторые из них имеют отношение к приложениям для визуализации. Особый интерес представляют сообщения, связанные с управлением идентификацией пациента, к которым относятся сообщения о приеме, выписке и переводе, а также сообщения, связанные с вводом заказов, например, сообщение об общем заказе. Оба сообщения обычно используются для создания набора информации, необходимой для ответа в качестве поставщика запросов рабочего списка модальностей DICOM. Более сложные случаи использования, такие как управление изменениями личности пациента, также поддерживаются сообщениями HL7, но они рассматриваются в рамках темы интеграции предприятия здравоохранения (integration health enterprise – IHE) (см. раздел 16.3.4).

16.3.4. IHE

16.3.4.1. Справочная информация

Стандарты DICOM и HL7 определяют правила лля очень специфических услуг или сообщений, но ни один из них не определяет общую архитектуру для создания полной системы для поддержки всего предприятия. С помощью обоих стандартов были достигнуты значительные успехи в обеспечении совместимости, и были созданы крупные и сложные системы, не зависящие от проприетарных интерфейсов. Однако для дальнейшего продвижения к созданию готовых устройств, которые можно «подключить и работать», требовалось определить конкретные сценарии использования и конкретные архитектуры для их поддержки. В 1997 году Радиологическое общество Северной Америки, организация, которая сыграла важную роль в продвижении и принятии DICOM, начала привлекать ключевых заинтересованных лиц для создания импульса и направления, а в 1998 году, объединившись с Обществом информационных и управленческих систем в здравоохранении, инициировала усилия по созданию IHE.

Предполагалось, что ежегодный цикл выпуска технических спецификаций тестирования внедрений на И «коннектатонах» последующей публичной демонстрацией быстро продемонстрирует ценность продукта для продавцов и клиентов. Первый год был посвящен одной проблеме - планированию рабочего процесса в радиологии от регистрации пациента, заказа и планирования до получения, передачи, архивирования и распространения изображений. Эта проблема затрагивала два стандарта (DICOM и HL7) и несколько типов производителей устройств (больничная информационная система, радиологическая информационная система и PACS). В результате 24 поставщика продемонстрировали 47 систем на первом коннектоне, а затем состоялась публичная демонстрация на ежегодной встрече Радиологического общества Северной Америки в 1999 году. Проект, изначально задуманный как 3-5-летний, продолжается уже 15й год, и в настоящее время ІНЕ является глобальной организацией, множество областей. охватывающей выхолящих лалеко за рамки радиологии.

16.3.4.2. Профили, участники и транзакции

Подход IHE заключается в определении набора сценариев использования, требующих общей инфраструктуры, а затем в определении интеграционного профиля, состоящего из участников и транзакций, достаточных для поддержки этих сценариев использования. Полученный профиль может быть не единственным способом решения проблемы, но он должен быть достаточным, а также соответствовать другим интеграционным профилям и, по возможности, установленной базе оборудования на местах.

Для каждого профиля определяется семейство участников, которые абстрагируют устройства, которые в «реальном мире» служат разным целям и часто, но не обязательно, поставляются разными производителями. Например, часть информационной системы больницы или радиологической информационной системы, выполняющая функцию планирования, называется актором планирования и заполнения заказов в системе отделения и отличается от актора, выполняющего функцию заказа, - актора размещения заказов. Однако в действительности они могут быть сгруппированы в одной реализации. Аналогично, функции управления и архивирования PACS актор менеджера изображений/архива изображений, объединены В отличный от актора отображения изображений на рабочей станции PACS, актора отображения изображений. Различные действующие лица являются общими для различных профилей, где это уместно.

Поведение субъекта не определяется в общем виде, а, скорее, указывается в контексте транзакций между субъектами в контексте профиля. Профили IHE не определяют новые стандарты для реализации транзакций, если это возможно, а используют существующие стандарты обмена

сообщениями, такие как DICOM или HL7; при необходимости специализируя или ограничивая определенные HL7-сообщения или DICOM SOP-классы для достижения цели.

Например, в профиле запланированного рабочего процесса указаны сообщения HL7 для регистрации пациента и ввода заказа, а также четко определены используемый протокол, версия HL7 и содержание определенных сегментов и полей. Кроме того, поскольку другие транзакции в том же профиле используют классы DICOM SOP, такие как предоставление рабочего списка модальностей, определено соответствие между сообщениями HL7, сегментами и полями и атрибутами возврата запросов DICOM, что обеспечивает детерминированный мост между двумя похожими, но не идентичными стандартами. Степень конкретности в определении профилей служит для устранения неопределенности со стороны исполнителей и покупателей.

Профили - это, в общем, предложение «все или ничего». Вместо того чтобы сопоставлять конкретные возможности в заявлениях о соответствии DICOM двух разных устройств, покупатель может сравнить заявления об интеграции IHE двух устройств. Например, компьютерный томограф, заявляющий, что он является агентом модальности приобретения, поддерживающим профиль IHE запланированный рабочий процесс (scheduled workflow - SW), и радиологическая информационная система, заявляющая, что она является агентом системы планирования и заполнения заказов отделения для того же профиля, должны взаимодействовать, без необходимости оценивать специфику реализации рабочего списка модальностей DICOM.

Интеграционные профили ІНЕ касаются не только рабочего процесса. Другой тип профилей касается вопросов, связанных с обменом носителями. Профиль IHE перенос данных для визуализации (portable data for imaging -PDI) требует использования стандартов DICOM для носителей, но выбирает и ограничивает предоставленные варианты теми, которые обычно используются, в частности, использование несжатых изображений на CD. Последующие расширения профиля PDI используют больше функций DICOM и позволяют использовать носители DVD и USB, а также выборочно применять сжатие и шифрование для защиты конфиденциальности. В IHE PDI требуется, чтобы зашифрованные носители обеспечивали сопутствующее программное обеспечение для расшифровки на носителе.

Другой тип интеграционного профиля рассматривает поведение отдельных участников с точки зрения функций, доступных пользователю. Актор отображения изображения, который описывает функции, ожидаемые от рабочей станции или программы просмотра, включен в несколько профилей, которые определяют детальное поведение в зависимости от приложения. Профиль маммографического изображения описывает список подробных требований, которые должен выполнять дисплей, таких как достижение правильной ориентации, сопоставимый размер текущего и предыдущего изображений, обоснование относительно грудной стенки, согласованность настроек контраста серого (окна), полнота аннотаций и отображение меток CAD. Этот профиль требует использования определенных атрибутов DICOM для реализации конкретного поведения, а не оставляет это на усмотрение исполнителя, а также обременяет модальность получения требованиями по заполнению этих атрибутов. изображения маммографии И более обший профиль Профиль последовательного представления изображений также требуют, чтобы дисплей реализовывал и соответствовал DICOM GSDF (функция отображения по стандартной шкале оттенков серого), чтобы облегчить согласованность воспринимаемого контраста отображаемых изображений.

Еще один профиль, связанный с отображением изображений, - это базового обзора изображений, котором перечислены профиль в минимальные функции, необходимые пользователю для клинического обзора, вплоть до уровня детализации, который обеспечит одинаковый пользовательский опыт независимо от производителя, вплоть до определения стандартизированных значков и минимальных требований к производительности. Целью данного профиля является улучшение согласованности средств просмотра, включенных в носители PDI, хотя он не ограничивается только этим применением. Профиль мониторинга воздействия описывает создание структурированных ралиационного отчетов о дозе облучения, их передачу в PACS и использование для локального мониторинга, а также деидентификацию и передачу в реестры эталонных уровней индекса дозы.

16.3.4.3. Совместное использование документов между предприятиями

Хотя изначально ІНЕ был задуман для решения проблем в рамках распространение электронных предприятия, записей одного И необходимость взаимодействия между предприятиями привели к разработке нового семейства профилей, которые можно отнести к категории межпредметного обмена документами. Первым из этих профилей стал межпредметный обмен документами для визуализации, который предусматривает наличие центрального агента реестра документов, отслеживающего метаданные о документах (включая изображения), которые фактически находятся в нескольких хранилищах документов, первоначально предназначенных для размещения на сайтах, где были созданы документы, возможно, реализованных в виде шлюза к местной системе PACS. Последовательность операций заключается в запросе к реестру, определении необходимых документов, а затем их получении из соответствующего хранилища. Для получения изображений документ представляет собой манифест, закодированный как DICOM SR (структурированный отчёта), а для возврата самих изображений используется дополнительный уровень поиска.

Механизмы постоянно развиваются для решения дополнительных сложностей, возникающих в слабосвязанных, доступных извне системах, включая безопасность, конфиденциальность и контроль доступа, включение централизованных (региональных или национальных), а не локальных хранилищ, и поддержку распределенной согласованности после локальных исправлений и обновлений.

16.4. СЕТЕВОЕ ВЗАИМОДЕЙСТВИЕ

Сетевые приложения для работы с медицинскими изображениями основаны на обычных проводных, оптических и беспроводных сетевых технологиях, использующих для связи стандартные интернет-протоколы, такие как протокол управления передачей/интернет-протокол (TCP/IP). Используется обычное сетевое оборудование (например, маршрутизаторы, коммутаторы, кабели) и программное обеспечение (например, брандмауэры, стеки сетевых протоколов в операционных системах и утилиты управления сетью). На основе этой традиционной технологии создаются как локальные сети в пределах одного сайта, так и глобальные сети.

Хотя передача данных изображений очень велика, в локальных вычислительных сетях для этого обычно используется коммутируемый высокоскоростной Ethernet, а сети часто разделяются с другими, менее интенсивными потоками. При необходимости проблемы качества обслуживания можно решить с помощью виртуальных локальных сетей, используя конфигурацию, а не физически отдельные сети.

Когда сайты соединяются с помощью общедоступных средств, таких как Интернет, необходимо решить проблемы конфиденциальности и производительности. Для создания виртуальных частных сетей или сеансовых защищенных соединений (с использованием безопасности транспортного уровня, как в электронной коммерции) обычно используется обычное шифровальное оборудование или программное обеспечение. Большая задержка в высокоскоростных глобальных сетях, приводящая к задержке квитирования, может повлиять на производительность, если это специально не учтено при выборе протокола или конфигурации стека протоколов или приложения, или при использовании дополнительных устройств, таких как ускорители глобальных сетей.

Все более широкое использование мобильных вычислительных устройств позволяет использовать дополнительные каналы распространения полных или частичных наборов данных изображений, особенно если можно выбрать формы сжатия, соответствующие задаче.

16.5. СЖАТИЕ ИЗОБРАЖЕНИЙ

16.5.1. Назначение

При хранении или передаче в несжатом виде цифровые изображения занимают объем, пропорциональный размеру матрицы изображения, т. е. каждый пиксель занимает фиксированное количество байт. Однако изображения обычно содержат значительное количество избыточной информации, которая может быть представлена более компактно. Например, вокруг «важных» частей изображения часто имеется большое количество черного пространства. Сокращение объема пространства, занимаемого изображением, является приоритетной задачей, поскольку стоимость хранения и пропускной способности значительна, и иногда не хватает времени для передачи большого набора изображений по медленному соединению, чтобы удовлетворить клинические потребности.

16.5.2. Преобразование и кодирование

Схемы сжатия обычно состоят из ряда этапов, в ходе которых исходные данные сначала преобразуются в альтернативное представление, исключающее избыточность, а затем информация кодируется в более компактную форму.

Если сжимается серия символов, например обычный текст, представленный в виде последовательных символов, по одному байту на символ, то он может быть непосредственно закодирован с помощью механизма, который заменяет короткую кодировку для более часто встречающихся символов и длинную кодировку для менее часто встречающихся символов. Например, буква «е» может быть закодирована одним битом, а буква «z» - большим количеством битов. Такое кодирование называется кодированием с переменной длиной, в отличие от кодирования с фиксированной длиной в один байт на символ.

Одним из наиболее распространенных подходов к кодированию данных таким образом является кодирование Хаффмана. Более сложный анализ обычного текста может состоять в хранении последовательностей символов в словаре, вычислении их частоты и представлении целых последовательностей одиночными символами переменной длины - такой подход называется «словарным» кодированием.

Другой подход заключается в кодировании всего сообщения в виде очень длинной двоичной дроби, которая может дать почти оптимальный результат для заданного набора символов и вероятностей, учитывая точную модель частот каждого символа. Особый случай, который часто рассматривается отдельно, - это случай, когда один и тот же символ встречается несколько раз, и в этом случае он может быть закодирован как символ и количество повторений, а не как повторение символа, что называется кодированием «длиной пробега».

Эти подходы в равной степени применимы к кодированию изображений, за исключением того, что они не учитывают дополнительную избыточность, которая присутствует в двух (или более) измерениях изображения.

Чтобы выявить такую избыточность В изображении, перед кодированием можно использовать этапы преобразования. Например, если последовательные пиксели большую часть времени мало отличаются от своих предшественников, кодирование разницы между текущим и предыдущим пикселем может привести к более компактному значению для кодирования или более компактному распределению частот. Для некоторых типов изображений может учитываться более региональный «контекст», например, в сигнал разности может быть включена разница между пикселем выше и пикселем левее, или могут быть построены более сложные модели, учитывающие скорость изменения в локальном регионе.

Другие типы преобразований, характерные для изображений, могут выявить избыточность в нескольких цветовых каналах. Например, цветные изображения обычно кодируются в несжатом виде как красный, зеленый и синий каналы, но все три канала несут одну и ту же информацию о яркости. Преобразование цветового пространства в канал яркости и пару каналов цветности может выявить эту избыточность. Аналогично, преобразование из пространственной области в частотную или вейвлет-область также может позволить получить более компактное представление.

16.5.3. Сжатие без потерь

Некоторые формы сжатия позволяют полностью и точно восстановить исходные данные из сжатых, и такие схемы называются схемами сжатия без потерь или «обратимыми». Например, схемы, обычно используемые в потребительских приложениях для сжатия текстовых документов, будут неприемлемы, если символы изменятся при распаковке, независимо от того, насколько редко это происходит. Аналогичным образом, в приложениях для получения медицинских изображений может потребоваться идеальное воспроизведение входных данных, поэтому широко используется сжатие без потерь.

Схемы сжатия изображений без потерь могут использовать такие шаги преобразования, как описано ранее, с условием, что преобразование должно быть реализовано в математически обратимой форме. Разностные преобразования должны иметь достаточную глубину для сохранения максимально возможного значения разности и ее направления (знака) с полной достоверностью; это требует на один бит больше для кодирования, чем исходные значения. Аналогично, преобразования в частотной области или цветовом пространстве требуют использования уравнений и реализаций, использующих фиксированную, а не плавающую точку, арифметику достаточной точности.

На практике сжатие медицинских изображений без потерь дает коэффициент сжатия (по отношению к исходному количеству байт, занимаемых неупакованным изображением) в диапазоне от примерно 2,5:1 до 5:1, в зависимости от модальности и типа изображения. Как правило, медицинские изображения содержат значительное количество шумов, текстур и другого высокочастотного контента, и это мешает достижению высокой степени сжатия без потерь. Даже фоновый воздух или коллимированные области содержат шум. Несмотря на это, экономия стоимости и времени передачи такого порядка часто оказывается достаточной для решения конкретной задачи. Например, сжатие без потерь кардиоангиограмм размером 512 на 512 на 8 бит по относительно простой схеме обычно используется для размещения всего исследования на одном компакт-диске.

16.5.4. Сжатие с потерями

Сжатие с потерями, или необратимое сжатие, происходит, когда результат распаковки не идентичен оригиналу, хотя для некоторых целей объем и тип потерь вполне приемлем. Например, сжатие с потерями обычно применяется к цветным фотоизображениям, полученным с помощью бытовых цифровых камер, и широко используется на страницах потребительских интернет-браузеров.

Процесс аналогичен тому, который используется для сжатия без потерь, с этапами преобразования и кодирования, за исключением того, что, поскольку допускается ограниченное количество и тип потерь, ни один из этих этапов не должен быть полностью обратимым. Например, преобразования цветового пространства и частотной или вейвлетной области могут быть связаны с определенными потерями, а использование непрерывных функций с конечной точностью может привести к увеличению избыточности. Для отбрасывания определенных типов информации могут лополнительные. преднамеренные применяться шаги. Например. высокочастотные коэффициенты могут быть представлены с меньшим количеством бит точности, чем более важные низкочастотные коэффициенты, и это может контролироваться на этапе «квантования», применяемом после преобразования и перед кодированием. В некоторых схемах сжатия именно на этом этапе явно контролируется качество результата.

Сжатие приводит появлению артефактов с потерями к в восстановленном изображении. Для изображений, сжатых в виде целого кадра, эти артефакты могут включать в себя тонкое сглаживание всего изображения, изменение воспринимаемой текстуры сложных областей или введение отдельных мелких структур, которых не было в оригинале (например, в случае вейвлет-преобразования могут появиться отражения вейвлет-базисных функций, а в случае усеченных высокочастотных коэффициентов может появиться звон вокруг резких краев, таких как текст). В схемах, предусматривающих разбиение изображения на небольшие тайлы (ред. – небольшие изображения одинаковых размеров, служащие фрагментами большой картины) перед сжатием, могут возникать блочные артефакты, когда границы таких тайлов становятся отчетливо видны.

Несмотря на эти артефакты, изображения, сжатые с потерями, могут быть достаточными для многих клинических целей. Для медицинской визуализации можно выделить два уровня сжатия: «визуально без потерь» и «диагностически без потерь». Сжатие без визуальных потерь - это такой тип и уровень сжатия, при котором человеческий наблюдатель не может визуально отличить оригинал от восстановленного изображения, даже если произошли математические потери. Это можно определить с помощью относительно простых экспериментов, и известно, что этот показатель значительно варьируется в зависимости от модальности и части тела, на изображение. которую приходится Однако достаточно ли таких изображений или изображений, сжатых сильнее или, возможно, слабее, для первичной интерпретации, то есть диагностически без потерь, зависит от диагностической задачи. Например, рентгеновский снимок грудной клетки для определения местоположения кончика катетера может подвергнуться экстремальной деградации и быть достаточным, но для обнаружения пневмоторакса, вызванного введением катетера, может потребоваться изображение с гораздо меньшим сжатием.

Для определения подходящих уровней компрессии для каждой такой модальности, части тела и диагностической задачи могут потребоваться исследования работы наблюдателя с достаточной статистической мощностью, чтобы определить, что любое отсутствие различий связано с реальным отсутствием клинически значимых различий, вызванных компрессией, в отличие от исследования, которое слишком мало, чтобы обнаружить какие-либо различия. Такие исследования дорогостоящи и немногочисленны. Несмотря на это, в нескольких странах появились рекомендации различных профессиональных обществ по правильному использованию сжатия с потерями.

Сложным фактором является то, следует ли выполнять сжатие с потерями до или после первичной интерпретации, если предполагается сжатие для архивирования или последующего распространения. Пока существует вероятность ошибочного диагноза, некоторые утверждают, что для оптимального ухода за пациентом необходима интерпретация несжатых изображений; действительно, Управление по контролю качества пищевых продуктов и лекарственных препаратов США требует этого в соответствии с правилами цифровой маммографии. Юристы, однако, утверждают, что именно то, что было интерпретировано, должно быть заархивировано. Наиболее консервативная стратегия - избегать сжатия с потерями, независимо от привлекательности потенциальной экономии на инфраструктуре.

16.5.5. Стандартные и распространенные схемы сжатия

Совместный технический комитет Международной организации по стандартизации (ISO) и Международной электротехнической комиссии (IEC) создал подкомитеты, отвечающие за стандарты сжатия изображений и видео, в результате чего появились семейства стандартов JPEG и Moving Picture Experts Group (MPEG), соответственно.

В потребительских цифровых камерах и веб-приложениях широко используется 8-битный формат JPEG с дискретным косинусным преобразованием с потерей серого или цветного изображения, который на самом деле является лишь подмножеством большого числа схем, определенных в нескольких стандартах. Дополнительные схемы JPEG используются и для других типов медицинских изображений, в том числе:

- (i) 12-битное дискретное косинусное преобразование, применимое к полутоновым изображениям большей битовой глубины;
- (ii) 16-битное сжатие без потерь с разностным и хаффмановским кодированием;
- (iii) JPEG 2000, с вейвлет-преобразованием (ве́йвлет (англ. wavelet небольшая волна, рябь; также всплеск, реже — вэйвлет) математическая функция, позволяющая анализировать различные частотные компоненты данных) и арифметическим кодированием, как в варианте без потерь, так и с потерями.

Для медицинских изображений, включающих несколько кадров, содержащих избыточность между кадрами (например, кино-изображения, полученные с течением времени, или последовательные трехмерные сечения), хотя каждый кадр может быть закодирован отдельно с помощью JPEG или JPEG 2000, могут применяться другие схемы, такие как многокомпонентный или трехмерный JPEG 2000 или MPEG.

Хотя существует несколько других распространенных собственных или стандартных форматов файлов с присущими им схемами сжатия, широко используемых в Интернете и других профессиональных приложениях, таких как GIF (формат обмена графикой), PNG (портативная сетевая графика) и TIFF, они редко используются для медицинской визуализации из-за ограничений по битовой глубине или отсутствия достаточной поддержки сжатия. Хотя форматы файлов со схемами сжатия, которые обычно используются для текстовых файлов и файлов данных, такие как ZIP, также могут применяться к изображениям, они, как правило, не так эффективны, как методы, использующие преимущества структуры изображения.

16.5.6. Сжатие в DICOM

DICOM использует почти исключительно стандартные схемы сжатия ISO-IEC и определяет синтаксис передачи для каждой из соответствующих схем JPEG и MPEG без потерь и с потерями.

Такой подход позволяет устройствам, взаимодействующим в сети, договариваться о выборе наиболее подходящей схемы сжатия в зависимости от обстоятельств. Согласование ассоциаций позволяет отправителю предлагать комбинации типа изображения (класс SOP) и типа сжатия (синтаксис передачи), а получателю - принимать или отклонять каждую комбинацию в зависимости от его возможностей. Для изображений, сжатых без потерь, в каждом случае предусмотрен механизм резервного копирования, позволяющий использовать стандартный синтаксис передачи без сжатия в случае, если получатель не поддерживает ни одну из предложенных схем сжатия. Для изображений, сжатых с потерями, этого не требуется, поскольку отправитель может не иметь доступа к исходному несжатому изображению.

По мере развития технологии и стандартизации новых схем сжатия DICOM добавляет их в качестве новых синтаксисов передачи, что потенциально делает их доступными для любого типа изображений, поскольку синтаксис передачи не зависит от класса SOP. DICOM является технологическим стандартом и не рассматривает использование какой-либо конкретной схемы сжатия для какой-либо конкретной цели. Включение схемы в DICOM не является ее одобрением.

БИБЛИОГРАФИЯ

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems, AAPM On-line Rep. 03, AAPM, College Park, MD (2005),

http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03.pdf supplemental files available at

http://www.aapm.org/pubs/reports/OR_03_Supplemental/ (accessed on 23 August 2012).

AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, ACR Technical Standard for Electronic Practice of Medical Imaging (2007),

http://www.acr.org/~/media/AF1480B0F95842E7B163F09F1CE00977.pdf (accessed on 23 August 2012).

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, A Beginner's Guide to PACS, MDA Evaluation Rep. 02044, The Stationery Office, Norwich (2002).

CENTRE FOR EVIDENCE-BASED PURCHASING, A Beginner's Guide to Virtual Private Networks in a Picture Archiving and Communication System Environment, CEP 05094, Centre for Evidence-based Purchasing, London (2006).

CLUNIE, D., DICOM, http://www.dclunie.com/ (accessed on 23 August 2012).

DREYER, K.J., MEHTA, A., THRALL, J.H., PACS: A Guide to the Digital Revolution, Springer, New York (2002).

INTEGRATING THE HEALTHCARE ENTERPRISE, http://www.IHE.net

HEALTH LEVEL SEVEN INTERNATIONAL, http://www.HL7.org (accessed on 23 August 2012).

HUANG, H.K., PACS: Basic Principles and Applications, 2nd edn, John Wiley & Sons, New York (2004)

Глава 17

ПОСТОБРАБОТКА И АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ

П.А. ЮШКЕВИЧ Университет Пенсильвании, Филадельфия, Соединенные Штаты Америки

17.1. ВВЕДЕНИЕ

На протяжении десятилетий ученые использовали компьютеры для изображений. улучшения И анализа мелицинских Сначала они разрабатывали алгоритмы простые компьютерные для улучшения видимости интересных особенностей на изображениях, помогая человеку лучше их читать и интерпретировать. Позже они создали более сложные алгоритмы, в которых компьютер не только улучшал изображения, но и участвовал в понимании их содержания. Были разработаны алгоритмы сегментации для обнаружения и выделения конкретных анатомических объектов на изображениях, например, злокачественных образований на маммограммах. Алгоритмы регистрации были разработаны лля выравнивания изображений разных модальностей и поиска соответствующих анатомических мест на изображениях, полученных от разных субъектов. Благодаря ЭТИМ алгоритмам стали возможны компьютерная диагностика, хирургия с компьютерным управлением и другие сложные медицинские технологии. В настоящее время область обработки и анализа изображений представляет собой сложную отрасль науки, которая находится на пересечении прикладной математики, информатики, физики, статистики и биомедицинских наук.

В этой главе будет дан общий обзор наиболее распространенных проблем в этой области и алгоритмов, которые их решают. Эта глава разделена на два основных раздела. В первом рассматриваются классические алгоритмы обработки изображений. Под обработкой изображений мы понимаем фильтрацию изображений, шумоподавление и выделение краев/фигур из изображений. Второй раздел посвящен более современным подходам к анализу изображений, включая сегментацию и регистрацию. Главная особенность, которая отличает «анализ изображений» от «обработки изображений», - это использование внешних знаний об объектах, отображаемых на изображении. Эти внешние знания могут быть основаны на эвристических знаниях, физических моделях или данных, полученных в результате предыдущего анализа похожих изображений. Алгоритмы анализа изображений используют эти внешние знания для восполнения информации, которая в противном случае отсутствует или неоднозначна на изображениях. Например, биомеханическая модель сердца может использоваться алгоритмом анализа изображений, чтобы помочь найти границы сердца на компьютерной томографии (КТ) или магнитно-резонансном (MP) изображении. Эта модель поможет алгоритму отличить истинные границы сердца от различных других анатомических границ, которые имеют схожий вид на изображении.



РИС. 17.1. Пример обесцвечивания изображения. (a) срез КТ грудной клетки; (b) тот же срез с добавленным шумом; (c) тот же срез, обработанный алгоритмом удаления шума с сохранением краев. Обратите внимание, что хотя удаление шума устраняет шум, оно также ухудшает анатомические особенности.

Прежде чем продолжить, мы должны указать на самое важное ограничение обработки изображений: она не может увеличить количество информации, имеющейся на входном изображении. Применяя математические операции к изображениям, можно только удалить имеющуюся в них информацию. Иногда удаление несущественной информации может облегчить понимание изображений человеком. Однако обработка изображений всегда ограничена качеством входных данных. Например, шум на изображении невозможно устранить без ухудшения контраста между мелкими деталями изображения. Аналогичным образом, фундаментальное разрешение входного изображения (т. е. способность разделить пару близлежащих структур) ограничено системой визуализации и не может быть улучшено путем обработки изображения. Эти примеры проиллюстрированы на рис. 17.1 и 17.2 соответственно. В общем случае, когда перед нами.



РИС. 17.2. Изменение разрешения изображения. (а) Входной сигнал системы формирования изображения, состоящий из двух близко расположенных точечных импульсов. (b) Изображение 16 × 16, полученное системой визуализации. Разрешение системы меньше, чем расстояние между импульсами. По изображению нельзя определить, что в данных было два импульса. (с) Изображение, увеличенное до разрешения 128 × 128 с помощью кубической интерполяции. Мы по-прежнему не можем сказать, что во входных данных было два импульса.

17.2. ДЕТЕМИРОВАННАЯ ОБРАОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ И УЛУЧШЕНИЕ ХАРАКТЕРИСТИК

В этом разделе мы рассмотрим наиболее важные операции по обработке изображений. Мы рассмотрим три области обработки изображений: фильтрацию, повторную дискретизацию и определение краев. В этом разделе мы рассматриваем только двумерные изображения. В большинстве случаев те же идеи применимы и к трехмерным.

17.2.1. Пространственная фильтрация и удаление шума

Фильтрация - это операция, которая изменяет наблюдаемое качество изображения с точки зрения разрешения, контраста и шума. Как правило, при фильтрации к каждому пикселю изображения применяется одна и та же или схожая математическая операция. Например, пространственная фильтрация изменяет интенсивность каждого пикселя изображения, используя некоторую функцию соседних пикселей. Фильтрация - одна из самых элементарных операций обработки изображений.

17.2.1.1. Средняя фильтрация

Очень простым примером пространственного фильтра является средний фильтр. Этот фильтр заменяет каждый пиксель изображения средним значением окрестности N × N вокруг пикселя. На выходе фильтра

получается изображение, которое выглядит более «гладким» и менее «шумным», чем входное (рис. 17.3(а) и (b)). Усреднение по малой окрестности уменьшает величину разрывов интенсивности в изображении. Математически фильтр средних значений определяется как свертка между изображением и матрицей N × N с постоянным значением:

$$I_{\text{filtered}} = I \circ K; \ K = \frac{1}{N^2} \begin{bmatrix} 1 & 1 & \dots & 1 \\ 1 & 1 & \dots & 1 \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 1 & 1 & \dots & 1 \end{bmatrix}$$
(17.1)

Средний фильтр N \times N является фильтром нижних частот. Фильтр нижних частот уменьшает высокочастотные компоненты в преобразовании Фурье (ПФ) изображения. Чтобы понять, почему фильтр средних частот является фильтром низких частот, давайте вспомним связь между FT и сверткой:

$$F\{A \circ B\} = F\{A\}F\{B\}$$
(17.2)

Свертка цифрового изображения с матрицей постоянных значений - это дискретный эквивалент свертки непрерывной функции изображения с функцией rect (ред. – прямоугольная функция) (см. раздел 4.4.2). FT функции rect - это функция sinc (ред. кардинальный синус). Поэтому средняя фильтрация эквивалентна умножению FT изображения на sinc, что в основном сохраняет низкочастотные компоненты изображения и уменьшает высокочастотные компоненты. На рис. 17.3 показано рентгеновское изображение грудной клетки и его FT до и после обработки средним фильтром.



РИС. 17.3. Средняя фильтрация в области изображений и в области Фурье. (a) Входное рентгеновское изображение; (b) входное изображение, свернутое со средним фильтром 7 × 7; (c) FT входного изображения (величина); (d) FT среднего фильтра 7 × 7, т.е. произведение функций sinc на x и y; (e) FT отфильтрованного изображения.

Фильтрация средних значений - пример операции сглаживания изображения. Сглаживание и удаление высокочастотных шумов может помочь наблюдателям понять медицинские изображения. Сглаживание также является важным промежуточным шагом для продвинутых алгоритмов анализа изображений. Современные алгоритмы анализа изображений предполагают численную оптимизацию и требуют вычисления производных функций, полученных из данных изображения. Сглаживание помогает сделать вычисления производных численно устойчивыми.

17.2.1.2. Идеальный фильтр нижних частот

Так называемый идеальный фильтр нижних частот отсекает все частоты выше определенного порога в FT изображения. В области Фурье это достигается путем умножения FT изображения на фильтр в форме цилиндра, созданный вращением одномерной прямоугольной функции вокруг начала координат. Теоретически тот же эффект достигается в области изображений путем свертки с 1-D функцией sinc, повернутой вокруг начала координат. Однако теория предполагает, что изображения являются периодическими функциями на бесконечной области. На практике большинство изображений не являются периодическими, и свертка с повернутой функцией sinc приводит к артефакту, называемому звоном, как показано на рис. 17.4. Еще одним недостатком идеального фильтра нижних частот являются вычислительные затраты, которые очень высоки по сравнению со средней фильтрацией



РИС. 17.4. Иллюстрация артефакта кольцевания. (а) Идеальный фильтр нижних частот, т. е. функция sinc, повернутая вокруг центра изображения. (b) Исходное изображение. (c) Изображение после свертки с фильтром нижних частот. Обратите внимание, как яркая интенсивность реберных костей в правой части изображения воспроизводится в мягких тканях справа.

17.2.1.3. Гауссова фильтрация

Гауссовый фильтр - это фильтр низких частот, на который не влияет артефакт звона. В непрерывной области гауссовский фильтр определяется как нормальная функция плотности вероятности со стандартным отклонением о, повернутая вокруг начала координат в пространстве х-у. Формально гауссовский фильтр определяется как:

$$G_{\sigma}(x,y) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}}$$
(17.3)

Величина σ называется шириной гауссова фильтра. FT гауссова фильтра также является гауссовым фильтром с обратной шириной:

$$F(G_{\sigma}(x,y)) = G_{1/\sigma}(\eta,v)$$
(17.4)

Дискретный гауссовский фильтр представляет собой (2N+1) ×(2N+1) матрицу. Ее элементы задаются:

$$G_{ij} = G_{\sigma}(i - N - 1, j - N - 1)$$
(17.5)

Размер матрицы, 2N + 1, определяет, насколько точно дискретный гаусс аппроксимирует непрерывный гаусс. Обычно выбирают N \geq 3 σ . Пример показан на рис. 17.5.

Чтобы применить фильтрацию низких частот к цифровому изображению, мы выполняем свертку между изображением и гауссовым фильтром. Это эквивалентно умножению FT изображения на фильтр Гаусса с шириной 1/σ. Как видно на рис. 17.5, гауссова функция быстро исчезает по мере удаления от пика.



РИС. 17.5. Непрерывный двумерный гауссовский фильтр с $\sigma = 2$ и дискретный 21×21 гауссовский фильтр с $\sigma = 2$.



РИС. 17.6. Изображение, свернутое с гауссовыми фильтрами разной ширины

На расстоянии 4σ от пика значение гауссовой функции составляет всего 0,0003 от значения в пике. Таким образом, свертка с гауссовым фильтром эффективно удаляет высокие частоты в изображении. Низкие частоты в основном сохраняются. Чем больше стандартное отклонение гауссова фильтра, тем более гладким будет результат фильтрации. На рис. 17.6 показано изображение, свернутое с различными гауссовыми фильтрами.

17.2.1.4. Медианная фильтрация

Медианный фильтр заменяет каждый пиксель изображения медианой значений пикселей в окрестности N × N. Взятие медианы из набора чисел является нелинейной операцией. Поэтому медианная фильтрация не может быть представлена как свертка. Медианный фильтр полезен для удаления импульсного шума - типа шума, когда некоторые изолированные пиксели изображения имеют очень высокие или очень низкие значения интенсивности (см. пример на рис. 17.7). Недостатком медианной фильтрации является то, что она может удалять важные особенности, например, тонкие края.

17.2.1.5. Сглаживание и обесцвечивание с сохранением краев

Когда мы сглаживаем изображение, мы удаляем высокочастотные компоненты. Это помогает уменьшить шум в изображении, но также может привести к удалению важных высокочастотных особенностей, таких как края. Край в обработке изображений - это разрыв в функции интенсивности. Например, на рентгеновском снимке интенсивность прерывается вдоль границ между костями и мягкими тканями. Некоторые алгоритмы фильтрации пытаются удалить шум в изображениях без сглаживания краев. Примером может служить алгоритм анизотропной диффузии [17.1]. С математической точки зрения сглаживание изображения с помощью гауссова фильтра аналогично моделированию диффузии тепла в однородном теле. При анизотропной диффузии изображение рассматривается как неоднородное тело, с различной теплопроводностью в разных местах изображения. Вблизи краев проводимость ниже, поэтому тепло распространяется медленнее, препятствуя сглаживанию краев. Вдали от краев теплопроводность выше. В результате к краям изображения применяется меньшее сглаживание. Однако этот подход хорош лишь настолько, насколько мы способны обнаружить края изображения, что является темой следующего раздела.

17.2.2. Обнаружение краев, гребней и простых форм

Одним из основных применений обработки и анализа изображений является обнаружение интересующих структур на изображениях. Во многих ситуациях интересующая структура и окружающие ее структуры имеют разную интенсивность изображения.

Поиск разрывов в функции интенсивности изображения позволяет обнаружить границы интересующих структур. Эти разрывы называются краями. Например, на рентгеновском снимке есть край на границе между костью и мягкой тканью. Алгоритмы обнаружения краев ищут их на изображениях автоматически. Поскольку медицинские изображения имеют сложную структуру, в них очень много разрывов в интенсивности изображения. Большинство из них не связаны с интересующей нас структурой. Вместо этого они могут быть вызваны шумом, артефактами визуализации или другими структурами. Хорошие алгоритмы обнаружения краев определяют края, которые, скорее всего, представляют интерес. Однако каким бы хорошим ни был алгоритм обнаружения краев, он часто будет находить неактуальные края. Важно помнить, что алгоритмы обнаружения краев недостаточно мощны, чтобы полностью и автоматически идентифицировать интересующие структуры на большинстве медицинских изображений. Вместо этого они являются полезными инструментами для более сложных алгоритмов сегментации, а также полезными средствами визуализации.

Некоторые структуры на медицинских изображениях имеют очень характерные формы. Например, кровеносные сосуды представляют собой трубкообразные структуры постепенно меняющейся ширины. Трубообразные структуры имеют два края, которые примерно параллельны друг другу. Это свойство может быть использовано специальными алгоритмами обнаружения трубок.

Свойства интенсивности изображения на краях и в трубках показаны на рис. 17.8.



РИС. 17.8. Иллюстрация краев и трубок на изображении. (а) Показана деталь из КТизображения грудной клетки. Желтый профиль пересекает край, а зеленый профиль пересекает структуру, похожую на трубку. (b) График интенсивности изображения вдоль желтого профиля (синим цветом) и график интенсивности изображения после сглаживания входного изображения с помощью гауссова фильтра с $\sigma = 1$ (красным цветом). (с) График интенсивности изображения вдоль зеленого профиля. Детекторы краев и трубок используют свойства производной изображения для обнаружения краев и трубок.

17.2.2.1. Как вычисляются производные изображения

Край - это прерывистость в интенсивности изображения. Поэтому производная интенсивности изображения по направлению, ортогональному к краю, должна быть большой, как показано на рис. 17.8. Алгоритмы обнаружения краев используют это свойство.

Как вычислить производные интенсивности изображения? Для того чтобы вычислить производные, нам нужна непрерывная функция. Однако изображение - это просто массив чисел. Одно из решений - использовать конечно-разностную аппроксимацию производной. Из разложения в ряд Тейлора легко вывести следующее приближение производной. Для одномерной функции f (x) имеем:

$$f'(x) = \frac{f(x+\delta) - f(x-\delta)}{2\delta} + O(\delta^2)$$
(17.6)

где δ - вещественное число, а O(δ 2) - член ошибки, включающий δ в степени два или больше. Когда $\delta \ll 1$, эти члены погрешности очень малы и ими можно пренебречь для целей аппроксимации.

Аналогично, частные производные функции двух переменных могут быть аппроксимированы как:

$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial x} = \frac{f(x+\delta_x,y) - f(x-\delta_x,y)}{2\delta_x} + O(\delta_x^2)$$
$$\frac{\partial f(x,y)}{\partial x} = \frac{f(x+\delta_x,y) - f(x-\delta_x,y)}{2\delta_y} + O(\delta_y^2)$$
(17.7)
Если рассматривать цифровое изображение как набор образцов непрерывной функции изображения и задать бх и бу равными расстоянию между пикселями, то можно вычислить приближенные производные изображения по этим формулам. Однако при этом возникает относительно большая погрешность, порядка ширины одного пикселя. На практике производные, вычисленные по формулам конечных разностей, подвержены влиянию шума.

Существует другой, зачастую более эффективный подход к вычислению производных изображений. Мы можем восстановить непрерывный сигнал из изображения путем свертки с гладким ядром (например, гауссовым), что позволит нам взять производную непрерывного сигнала:

$$f(x,y) = (I \circ G)(x,y) D_{v}(f)(x,y) = D_{v}(I \circ G)(x,y)$$
(17.8)

где D_v обозначает направленную производную функции по направлению v. Один из самых элегантных способов вычисления производных изображения вытекает из того факта, что дифференцирование и свертка являются коммутативными операциями. Обе операции являются линейными, и порядок их применения не имеет значения. Поэтому мы можем добиться того же эффекта, вычисляя свертку изображения с производной гладкого ядра:

$$D_v f(x, y) = I \circ (D_v G)(x, y)$$
 (17.9)

Это приводит к очень практичному и эффективному способу вычисления производных. Мы создаем фильтр, который представляет собой матрицу, аппроксимирующую D_v G. Такие фильтры показаны на рис. 17.9. Затем мы вычисляем числовую свертку между этим фильтром и изображением. Это еще один пример фильтрации, описанный ранее в этой главе.



РИС. 17.9. (a) и (c) Первая и вторая частные производные по x от гауссианы с $\sigma = 1$. (b) и (d) Соответствующие 21×21 дискретные фильтры с гауссовыми производными.

Чаще всего мы обозначаем G как гауссовский фильтр. Гаусс является бесконечно дифференцируемым, поэтому при таком подходе можно взять производную изображения любого порядка. Ширина гауссианы выбирается эмпирически. Она определяет, насколько гладкой будет интерполяция цифрового изображения. Чем больше сглаживание, тем менее чувствительна производная функция к небольшим локальным изменениям интенсивности изображения. Как мы вскоре увидим, это может помочь нам отличить более заметные края от менее заметных.

17.2.2.2. Детекторы краев на основе первой производной

Популярным и простым детектором краев является оператор Собеля. Чтобы применить этот оператор, изображение свертывается с парой фильтров:

$$S_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -1 \\ 2 & 0 & -2 \\ 1 & 0 & -1 \end{pmatrix}; \ S_y = \begin{pmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{pmatrix}$$
(17.10)

Читатель может убедиться, что эта свертка очень похожа на аппроксимацию частных производных изображения конечными разностями, описанную выше. Фактически, оператор Собеля аппроксимирует производную в данном пикселе и в двух соседних пикселях, а затем вычисляет среднее взвешенное этих трех значений с весами (1, 2, -1). Такое усреднение делает выход оператора Собеля чуть менее чувствительным к шуму, чем простые конечные разности.

На рис. 17.10 показаны результаты свертки с S_x и S_y . Последнее изображение - это так называемое изображение величины градиента, заданное $\sqrt{S_x^2 + S_y^2}$. Большие значения величины градиента соответствуют

краям, а малые значения - областям, где интенсивность почти постоянна. Однако не существует абсолютного значения величины градиента, которое бы отличало край от некрая. Для каждого изображения необходимо эмпирически определить порог, который следует применить к изображению величины градиента, чтобы отделить интересующие края от ложных краев, вызванных шумом и артефактами изображения. Это одно из самых больших ограничений обнаружения краев на основе первых производных.



РИС. 17.10. Иллюстрация оператора Собеля. (а) МР-изображение колена. Из Национального архива биомедицинских изображений Национального института рака США Osteoarthritis Initiative (https://imaging.nci.nih.gov/ncia). (b) Конволюция изображения с фильтром Собеля с производной по S_x . (c) Конволюция с S_y . (d) Изображение величины градиента. Величина градиента высока на краях изображения, а также в отдельных пикселях, где интенсивность изображения изменяется из-за шума. (См. также рис. 17.13.)

Часто небольшого сглаживания, выполняемого оператором Собеля, недостаточно для устранения краев, связанных с шумом изображения. Если нас интересуют только очень сильные края изображения, мы можем захотеть выполнить дополнительное сглаживание. Распространенной альтернативой фильтру Собеля является вычисление частных производных интенсивности изображения с помощью свертки изображения с гауссовыми операторами производных (D_x G) и (D_y G), как показано на рис. 17.11. Полученное изображение величины градиента следует сравнить с изображением величины градиента, полученным с помощью оператора Собеля на рис. 17.10.

Конечно, слишком сильное сглаживание может привести к удалению важных граней. Найти нужную степень сглаживания - сложная и часто плохо решаемая задача.



РИС. 17.11. Иллюстрация свертки с производными фильтрами Гаусса. (a) Входное изображение. (b) и (c) Свертка с производными фильтрами Гаусса с σ = 2. (d) Изображение величины градиента. Сравните с рис. 17.10.

17.2.2.3. Детекторы, основанные на пересечении нуля второй производной

Представьте себе частицу, пересекающую край в непрерывно гладком изображении F, движущуюся в направлении, ортогональном к краю (т. е. в направлении градиента изображения). Если мы построим график величины градиента изображения вдоль пути частицы, то увидим, что на краю имеется локальный максимум величины градиента (рис. 17.12).



РИС. 17.12. Величина градиента на краях изображения. (а) Деталь снимка КТ грудной клетки с рис. 17.8. (b) Соответствующее изображение величины градиента. (c) График величины градиента по краю изображения (желтый профиль). (d) График градиентного изображения через трубообразную структуру (зеленый профиль). Величина градиента достигает максимума в точках, где профили пересекают край изображения.

Обозначим единичный вектор в направлении частицы как v, а точку, в которой частица пересекает край, как х. Величина градиента изображения F в точке x - это просто:

$$\nabla F(x) = D_v F | x \tag{17.11}$$

Величина градиента достигает локального максимума в точке х в направлении v тогда и только тогда, когда:

$$D_{vv}F = 0 \text{ M} D_{vvv}F \le 0 \tag{17.12}$$

Это свойство используется в нескольких детекторах краев. Самый ранний из этих операторов - детектор краев Марра-Хилдрета. Он основан на том, что необходимым (но не достаточным) условием для уравнения (17.12) является:

$$D_{xx}F + D_{yy}F = 0 (17.13)$$

Оператор ($D_{xx} + D_{yy}$) является оператором Лапласиана. Найдя множество всех точек изображения, в которых лапласиан изображения равен нулю, мы находим супермножество всех точек, удовлетворяющих уравнению (17.12).

При работе с дискретными изображениями мы, конечно, должны использовать свертку с гладким фильтром, как в случае с гауссовым, при вычислении вторых производных и лапласиана. Именно так и поступает детектор краев Марра-Хилдрета. Он свертывает дискретное изображение I с лапласианом гауссова фильтра, заданного как:

$$J = I \circ (D_{xx}G + D_{yy}G) = D_{xx}(I \circ G) + D_{yy}(I \circ G)$$
(17.14)

Далее детектор краев Марра-Хилдрета находит на изображении контуры, где J = 0. Эти контуры замкнуты и образуют супернабор краев изображения. Последним шагом является удаление тех частей контура, где величина градиента входного изображения ниже заданного пользователем порога. Эти два шага проиллюстрированы на рис. 17.13.

Детектор краев Canny также основан на том, что вторая производная изображения в направлении края равна нулю. Сначала этот детектор применяет к изображению гауссово сглаживание. Затем он находит на изображении пиксели с высокой величиной градиента, используя оператор Собеля и пороговое выделение. Затем он удаляет пиксели, которые не удовлетворяют условию максимума в уравнении (17.12). И наконец, он использует процедуру, называемую гистерезисом, для устранения очень коротких краев, которые, скорее всего, являются продуктом шума на Детектор краев Canny обладает очень изображении. хорошими характеристиками по сравнению с другими детекторами краев и очень популярен на практике. Пример результатов обнаружения краев с помощью Canny показан на рис. 17.13.



РИС. 17.13. Сравнение подходов к обнаружению краев. (а) Входное изображение (область интереса на МРТ коленного сустава на рис. 17.11); (b) края, полученные детектором Собеля; (c) нулевые пересечения свертки изображения с лапласианом оператора Гаусса; (d) края, полученные детектором Марра-Хилдрета, т. е. подмножество нулевых пересечений, у которых величина градиента превышает пороговое значение; (e) края, полученные детектором Канни.

17.2.2.4. Преобразование Хафа

До сих пор мы обсуждали методы обработки изображений, которые ищут края. Края важны для обнаружения объектов на изображениях. Однако иногда объекты, в обнаружении которых мы заинтересованы, имеют очень характерную форму: круги, трубки и линии. В таких случаях лучше использовать детекторы, которые ищут непосредственно эти формы, а не края. преобразование Хафа - один из таких детекторов. чтобы понять, как оно работает, рассмотрим немного более простую задачу. задан набор точек $(x_1, y_1) \dots (x_N, y_N)$ на плоскости, мы хотим найти линии, окружности или эллипсы, приблизительно образованные этими точками (рис. 17.14).

Простые фигуры, такие как линии, круги и эллипсы, могут быть описаны. Например, окружности параметризуются центром (два параметра) и радиусом (один параметр). Эллипсы параметризуются четырьмя параметрами. Линии естественным образом параметризуются наклоном и перехватом (два параметра). Однако такая параметризация асимптотична для вертикальных линий. Альтернативная параметризация Дуды и Харта (1972) [17.2] использует расстояние от линии до начала координат и наклон нормали к линии в качестве двух параметров, описывающих линию.

Каждой линии, окружности или эллипсу соответствует одна точка в соответствующем двумерном, трехмерном или четырехмерном пространстве параметров. Множество всех линий, окружностей или эллипсов, проходящих через определенную точку (x, y) в пространстве изображений, соответствует бесконечному множеству точек в пространстве параметров. Эти точки в пространстве параметров образуют многообразие.



РИС. 17.14. Преобразование Хафа (упрощенная задача). Учитывая примерно коллинеарные данные (синие точки), найдите линию, которая наилучиим образом соответствует этим точкам. Учитывая примерно круговое распределение данных (зеленые точки), подгоните окружность к точкам.

Например, все линии, проходящие через (x, y), образуют синусоиду в двумерном пространстве параметров линий Дуды и Харта. Все окружности, проходящие через (x, y), образуют конус в трехмерном пространстве параметров окружностей. В этом заключается смысл преобразования Хафа: оно преобразует точки в области изображений в кривые, поверхности или гиперповерхности в области параметров.



РИС. 17.15. Пример преобразования Хафа. (а) Входное рентгеноскопическое изображение хирургического катетера. Катетер почти прямой, что делает его хорошим кандидатом для обнаружения с помощью преобразования Хафа. (b) Карта краев, полученная детектором краев Саппу. (c) Наложенные преобразования Хафа для точек края. Преобразование Хафа для точки в пространстве изображений представляет собой синусоиду в пространстве преобразования Хафа. На графике показано количество синусоид, проходящих через каждый бином в пространстве преобразования Хафа. Есть два бина, через которые проходит много синусоид. Эти бины соответствуют линиям в (d)

Если несколько точек в области изображения принадлежат одной прямой, окружности или эллипсу, то их соответствующие многообразия в пространстве параметров пересекаются в одной точке $(p_1, ..., p_k)$. Это дает начало алгоритму обнаружения формы. Двумерное, трехмерное или четырехмерное пространство параметров делится на конечное множество бинов. Каждому бину, ј, соответствует переменная qi, которая инициализируется нулем. Для каждой точки (x_i, y_i) в области изображений соответствующую кривую. поверхность мы вычисляем или гиперповерхность в пространстве параметров и находим все бины в пространстве параметров, через которые проходит это многообразие. Каждый раз, когда кривая, поверхность или гиперповерхность проходит через бины ј, мы увеличиваем соответствующую переменную qј на 1. После завершения этой процедуры для всех N точек мы определяем бины, в которых q велика. Эти бины соответствуют набору q точек, которые приблизительно образуют линию, круг или эллипс.

Преобразование Хафа в сочетании с детектором краев можно использовать для поиска простых форм на цифровых изображениях. Детектор краев используется для поиска точек-кандидатов на границу $(x_1, y_1) \dots (x_N, y_N)$. Затем для поиска простых фигур используется преобразование Хафа. На рис. 17.15 мы иллюстрируем это на примере интраоперационного рентгеноскопического изображения.

Преобразование Хафа - элегантный и эффективный подход, но он плохо масштабируется для более сложных объектов. Объекты, более сложные, чем линии, круги и эллипсы, требуют большого количества параметров для их описания. Чем выше размерность пространства параметров, тем больше памяти и вычислительных затрат требует преобразование Хафа.

17.3. СЕГМЕНТАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Проблема поиска объектов на изображениях, известная как сегментация, является центральной проблемой в области анализа изображений. Это также очень сложная проблема. Существует множество типов задач сегментации. Многие из них связаны с поиском и выделением определенной анатомической структуры на медицинском изображении. Помимо поиска конкретных структур, нас часто интересует поиск патологий на медицинских изображениях. Эти задачи сильно отличаются в зависимости от анатомии и способа визуализации. Сегментация сердца на КТ сильно отличается от сегментации сердца на МРТ, которая сильно отличается от сегментации мозга на МРТ. Некоторые структуры движутся во время визуализации, в то время как другие структуры почти статичны. Некоторые структуры имеют простую форму, которая мало изменяется от субъекта к субъекту, в то время как другие имеют сложные, непредсказуемые формы. Некоторые структуры хорошо контрастируют с окружающими тканями, другие - нет. Чаще всего для данного сочетания анатомической структуры и способа визуализации требуется индивидуальный алгоритм сегментации.

В этом разделе дается очень краткое описание сегментации изображений. Цель состоит в том, чтобы дать читателю представление о доступных методах сегментации и дать представление об основных идеях, используемых в этих методах. Читателям, заинтересованным в более подробном изучении сегментации изображений, следует обратиться к ссылкам в конце этой главы.

17.3.1. Представление объектов

Прежде чем приступить к обсуждению методов сегментации, необходимо рассмотреть различные способы представления объектов на изображениях. Далее представлены некоторые распространенные подходы.

Бинарное изображение или изображение с метками: Это очень простые способы представления объекта или коллекции объектов на изображении. Если в изображении I содержится некоторый объект О, то можно построить другое изображение S тех же размеров, что и I, пиксели которого имеют значения 0 и 1, в соответствии с:

$$S(x) = \begin{cases} 1, \ \text{если } x \in \text{Объект} \\ 0, \qquad \text{иначе} \end{cases}$$
(17.15)

Такое изображение называется бинарным изображением О. Если I содержит несколько объектов, представляющих интерес, мы можем представить их в виде отдельных бинарных изображений (хотя это и не очень эффективно для памяти) или в виде одного изображения-метки L:

$$L(x) = \begin{cases} 1 & \text{если } x \in \text{Объект 1} \\ 2 & \text{если } x \in \text{Объект 2} \\ 0 & \text{иначе} \end{cases}$$
(17.16)

Бинарные изображения и изображения меток имеют свои ограничения. Их точность ограничена разрешением изображения, І. Кроме того, они представляют границы объектов как очень негладкие (кусочно-линейные) кривые или поверхности, в то время как реальные анатомические объекты обычно имеют гладкие границы. Геометрические представления границ: Объекты могут быть описаны их границами. Такое представление более компактно, чем представление бинарных изображений, и позволяет достичь субпиксельной точности. Также может быть обеспечена гладкость. Простейшее геометрическое представление границ определяется набором точек на границе объекта, называемых вершинами, и набором отрезков прямых, называемых ребрами (или в трехмерном пространстве - набором многоугольников, называемых гранями), соединяющих эти вершины. Такие геометрические конструкции называются сетками. Также можно соединять точки с помощью гладких кубических кривых или кривых и поверхностей более высокого порядка. В любом случае представление объекта определяется координатами точек и связностью между ними.

Уровневые наборы вещественных изображений: это представление сочетает в себе привлекательные свойства двух вышеперечисленных представлений. Как и в случае с бинарными изображениями, это представление использует изображение F тех же размеров, что и I, для представления объекта O на изображении I. Однако, в отличие от бинарного представления, представление «множества уровней» позволяет достичь субпиксельной точности и сгладить границы объекта. Каждый пиксель (или воксель) в F имеет значения интенсивности в диапазоне от -M до M, где M некоторое вещественное число. Граница O задается «множеством нулевых уровней» функции F:

$$B(0) = \{x \in \mathbb{R}^{N} : F(x) = 0\}$$
(17.17)

Конечно, здесь нужно быть немного осторожным; F - это дискретное изображение, а определение выше требует непрерывной функции. Определение выше требует непрерывной функции. На практике при использовании приведенного выше определения к изображению F применяется линейная интерполяция.

Бинарные представления и представления в виде набора уровней могут быть преобразованы в геометрические представления границ с помощью алгоритмов выделения контуров, таких как алгоритм марширующих кубов. Бинарное или геометрическое представление границ может быть преобразовано в представление набора уровней с помощью алгоритма карты расстояний.

Конечно, существует множество других представлений, но мы не будем обсуждать их в этой главе. Примеры рассмотренных выше представлений показаны на рис. 17.16.



Рис. 17.16. (а) Осевой срез МРТ головного мозга; (б) бинарное; (в) геометрическое; (г) уровневое представление боковых желудочков на этом изображении.

17.3.2. Пороговая обработка

Пороговое выделение - это простейшая техника сегментации. Она применима в ситуациях, когда интересующая структура имеет отличный контраст со всеми остальными структурами на изображении. Например, на КТ-изображениях пороговое выделение можно использовать для идентификации костей, мышц, воды, жира и воздуха, поскольку эти классы тканей имеют разные уровни затухания. Пороговая обработка позволяет получить бинарное изображение по следующему простому правилу:

$$S(x) = \begin{cases} 1 & T_{lower} \le I(x) < T_{upper} \\ 0 & \text{иначе} \end{cases}$$
(17.18)

Здесь T_{lower} - значение, называемое нижним порогом, а Tupper верхний порог. Например, для кости в КТ T_{lower} = 400, а T_{upper} = ∞ . Сегментация - это просто набор пикселей, интенсивность которых находится между верхним и нижним порогами. Пороговая обработка проиллюстрирована на рис. 17.17.



РИС. 17.17. КТ-изображение с пороговыми значениями на разных уровнях интенсивности.

Конечно, в большинстве задач сегментации медицинских изображений пороговая обработка не дает удовлетворительных результатов. Это может быть вызвано несколькими причинами. На зашумленных изображениях внутри интересующей структуры могут быть пиксели, которые неправильно обозначены, поскольку их интенсивность ниже или выше порога. На МРизображениях интенсивность обычно неоднородна по всему изображению, поэтому пара порогов, сработавшая в одной области изображения, не сработает в другой. наконец, интересующая структура может соседствовать с другими структурами с очень похожей интенсивностью. во всех этих ситуациях требуются более сложные методы.

На некоторых изображениях результаты пороговой обработки удовлетворительны, но значения верхнего и нижнего порогов априори неизвестны. например, на МРТ-изображениях головного мозга можно применить коррекцию неоднородности интенсивности, чтобы уменьшить влияние неоднородности. однако для сегментации серого или белого вещества на этих изображениях обычно требуется разная пара порогов для каждого скана. в таких ситуациях требуется автоматическое определение порогов, которое рассматривается в следующем разделе.

17.3.3. Автоматическая классификация тканей

Рассмотрим задачу, в которой нам необходимо разделить изображение на области головного мозга, например, есть три важных класса тканей: белое вещество, серое вещество и спинномозговая жидкость (СМЖ). В МРТ с взвешиванием по T1 эти классы тканей дают разные интенсивности изображения: белое вещество - самое яркое, а СМЖ - самое темное (рис. 17.18). В отличие от КТ, диапазон значений интенсивности, создаваемых каждым классом тканей в МРТ, априори не известен. Кроме того, из-за артефактов неоднородности МРТ, шума и эффектов частичного объема существует большая вариабельность в интенсивности каждого класса тканей. автоматическая классификация тканей - термин, используемый для описания различных вычислительных алгоритмов, которые пытаются разделить изображение на классы тканей на основе статистических выводов.

Простейшие алгоритмы автоматической классификации тканей тесно связаны с пороговым вычислением. Предположим, что дисперсия интенсивности каждого класса тканей не слишком велика. В этом случае можно ожидать, что гистограмма изображения будет иметь k пиков, соответствующих k классам тканей. Такие пики видны на гистограмме фантомного MP-изображения, показанного на рис. 17.18(b). Классификация тканей заключается в нахождении порогов, разделяющих эти пики. Например, на рис. 17.18(b) порог при значении интенсивности 100 отделит класс CSF от класса серого вещества, а порог 200 отделит серое вещество от белого вещества. Конечно, на реальном MP-изображении, например, на рис. 17.18(c), пики на гистограмме не так хорошо разделены (рис. 17.18(d)), и при взгляде на гистограмму не очевидно, какими должны быть правильные пороговые значения.



РИС. 17.18. Гистограммы MP-изображений головного мозга. (а) Срез из цифрового MPTфантома мозга с сайта BrainWeb [17.3]. В этом синтетическом изображении очень мало шума и неоднородности интенсивности, поэтому значения интенсивности всех пикселей в каждом классе тканей очень похожи. (b) Гистограмма синтетического изображения с четко различимыми пиками, соответствующими CSF, серому веществу и белому веществу. (c) Срез реального MPT-изображения головного мозга с удаленным черепом. (d) Гистограмма реального MP-изображения. Пики в гистограмме гораздо менее очевидны.

Существует несколько методов автоматической классификации тканей, которые исследуют гистограмму изображения и определяют пороговые значения, оптимальные по определенному критерию. Самый простой из них - кластеризация k-средних. При этом подходе значения интенсивности в гистограмме изображения группируются в k кластеров. Алгоритм стремится минимизировать изменчивость интенсивности внутри каждого кластера. Формально кластеризация k-средних определяется как задача минимизации энергии:

$$\alpha_1^*, \dots, \alpha_N^* = \arg \min_{\{\alpha_1, \dots, \alpha_N \in [1,k]\}} \sum_{\{i=1\}}^k \sum_{\{q:\alpha_q=i\}} (l_q - \mu_j)^2$$
(17.19)

где

 α_i - кластер, к которому отнесен пиксель i;

N - количество пикселей в изображении;

 I_q - интенсивность пикселя q;

и μ_j - среднее значение кластера j, т.е. средняя интенсивность всех пикселей, которым присвоена метка j.

Обозначение argmin f(x), где $x \in \Omega$ читается как «точка x в области Ω , в которой функция f(x) достигает своего минимума». Теоретически приведенная выше задача оптимизации неразрешима, но на практике простой итерационный подход дает хорошее приближение к глобальному минимуму. Этот итерационный подход требует задания начальных значений кластеров, а одним из недостатков кластеризации k-means является то, что она может быть чувствительна к инициализации. Пример сегментации МРТ головного мозга с использованием кластеризации k-means показан на рис. 17.19.



РИС. 17.19. Пример сегментации с помощью k-средних. (a) Срез МРТ головного мозга. (b) Разбиение гистограммы изображения на кластеры на основе начальных кластерных средних. (c) Разбиение гистограммы на кластеры после 10 итераций. (d) Сегментация изображения на серое вещество (СВ), белое вещество (БВ) и ЦСЖ.

Альтернативой k-means являются нечеткая кластеризация c-means и моделирование гауссовой смеси. В нечеткой кластеризации c-means принадлежность к кластеру не является абсолютной. Вместо этого используется теория нечетких множеств для описания частичного членства в кластере. В результате получаются сегменты, в которых неопределенность может быть адекватно представлена.



РИС. 17.20. Пример сегментации с использованием моделей гауссовых смесей. (a) Модель смеси, подогнанная к гистограмме MP-изображения с рис. 17.19. Модель смеси (черная кривая) представляет собой взвешенную сумму трех гауссовых плотностей вероятности, по одной для каждого типа ткани (красная, синяя и желтая кривые). (b)-(d) Карты вероятностей ЦСЖ, серого и белого вещества, полученные с помощью данного метода. Одно из преимуществ моделирования гауссовой смесью заключается в том, что оно позволяет получить вероятностную сегментацию, а не бинарную.

Моделирование гауссовой смеси предполагает, что интенсивности пикселей $x_i, ..., x_N$, в изображении являются выборками из случайной переменной X с функцией плотности вероятности f(x), которая представляет собой взвешенную сумму п гауссовых плотностей вероятности с соответствующими весами $\alpha_1, ..., \alpha_n$:

$$f(x; \{\alpha_m, \mu_m, \sigma_m\}) = \sum_{m=1}^k \alpha_m z\left(\frac{x-\mu_m}{\sigma_m}\right)$$
(17.20)

где z - стандартное нормальное распределение, а параметры $\alpha_m, \mu_m, \sigma_m$ неизвестны. Для нахождения оценки максимального правдоподобия этих параметров используется алгоритм минимизации ожиданий:

$$\{\alpha_{m}^{*}, \mu_{m}^{*}, \sigma_{m}^{*}\} = \arg\max_{\alpha_{m}, \mu_{m}, \sigma_{m}} P(x_{1}, \dots, x_{N}; \{\alpha_{m}, \mu_{m}, \sigma_{m}\}) = \arg\max_{\alpha_{m}, \mu_{m}, \sigma_{m}} \prod_{i=1}^{n} f(x_{i}; \{\alpha_{m}, \mu_{m}, \sigma_{m}\})$$
(17.21)

Интуитивно понятно, что моделирование гауссовой смесью соответствует гистограмме изображения с помощью взвешенной суммы гауссовых плотностей, как показано на рис. 17.20(а). После нахождения оптимальных параметров { $\alpha_m, \mu_m, \sigma_m$ } вероятность того, что пиксель ј принадлежит к классу тканей m, определяется из:

$$P(L_j = m \mid x_j) = z\left(\frac{x_{j-\mu_m}}{\sigma_m}\right)$$
(17.22)

Как и нечеткие с-means, моделирование гауссовой смеси может описывать неопределенность. Для каждого класса тканей генерируется вероятностное изображение, оценивающее вероятность того, что данный пиксель принадлежит к ланному классу тканей. Это является преимуществом, поскольку можно моделировать эффекты частичного объема. Например, вероятность принадлежности пикселя к белому веществу может составлять 0,5, к серому веществу - 0,4, а к CSF - 0,1. Этот результат можно интерпретировать как эффект частичного объема, т. е. в пикселе присутствуют ткани как белого, так и серого вещества. Пример сегментации с использованием моделирования гауссовой смеси показан на рис. 17.20(b)-(d). Эффективность моделирования гауссовой смесью может быть улучшена путем введения ограничений на согласованность сегментации между соседними пикселями. Действительно, методы, сочетающие моделирование гауссовой смеси с такими ограничениями пространственной регуляризации, являются одними из наиболее широко используемых при сегментации тканей мозга на МРТ.

17.3.4. Методы сегментации активных контуров

Термин «активные контуры» используется для описания семейства алгоритмов сегментации изображений, которые возникли в результате основополагающей работы Касса и др. (1988) [17.4] по активным змейкам. До появления активных змей основной подход к сегментации объектов включал обнаружение краев, а затем соединение краев для формирования границ объекта. Как было отмечено в начале этой главы, такой детерминированный подход ограничен простыми задачами сегментации. Активные змеи представляют собой радикальный сдвиг от детерминистской парадигмы. Змейки - это ранний пример анализа изображений на основе знаний, когда предварительные знания о форме и гладкости границ объектов используются для управления сегментацией.

В отличие от автоматической классификации тканей, методы активного контура решают проблему сегментации объектов. Цель состоит в том, чтобы идентифицировать определенную анатомическую структуру или небольшой набор структур на биомедицинском изображении. Структура представлена контуром (замкнутой кривой в двумерном пространстве или замкнутой поверхностью в трехмерном пространстве). Задача состоит в том, чтобы найти контур С, который минимизирует функцию энергии E(C). Эта функция энергии обычно состоит из двух членов: члена, который измеряет, насколько хорошо контур совпадает с границами объектов на изображении I, и члена, который измеряет, насколько прост контур С. В качестве примера рассмотрим функцию энергии двумерного контура, предложенную Каселлесом и др. (1997) [17.5]:

$$E(C) = \int_0^1 g_I(C(t)) |C'(t)| dt \quad \text{когда} \quad g_I(x, y) = \frac{1}{1 + |\nabla(G_\sigma \circ I)(x, y)|}$$
(17.23)

Здесь контур C параметризуется переменной t, где $0 \le t \le 1$. Функция g_I называется функцией скорости. Она представляет собой монотонно убывающую функцию.

Легко убедиться, что энергия E(C) уменьшается, если заставить C падать на края I, где g_I уменьшается, и если сделать C короче, что уменьшает |C'(t)|. Методы активных контуров обычно описываются не в терминах функции энергии E(C), а в терминах уравнения эволюции. Это уравнение имеет вид:

$$\frac{\partial c}{\partial T} = F\vec{N} \tag{17.24}$$

где F - скалярная функция изображения и контура, а N - единичный вектор нормали к C. Это уравнение описывает, как эволюционировать контуру с течением времени T так, чтобы энергия E(C) уменьшалась.

Уравнение эволюции и функция F могут быть получены из функции энергии с помощью вариационного исчисления. Различные методы активного контура используют различные функции F, которые соответствуют различным функциям энергии. Например, уравнение эволюции для двухмерной функции энергии Казеллеса имеет вид:

$$\frac{\partial C}{\partial T} = \left(g_I k - \nabla g_I \circ \vec{N}\right) \vec{N} \tag{17.25}$$

где к - кривизна контура С. Интересно, что-то же уравнение используется для описания эволюции контура в трехмерном пространстве, за исключением того, что к используется для описания средней кривизны поверхности С.

В ранних методах активного контура сегментация представлялась с помощью геометрического представления границ, т.е. кусочно-кубической кривой для двумерной сегментации или поверхности для трехмерной сегментации. В современных методах активных контуров вместо этого используется представление множества уровней, что объясняется его численной стабильностью и простотой. Уравнение эволюции может быть адаптировано к представлению множества уровней. Если φ - функция на \mathbb{R}^n , такая, что $\mathcal{C} = \{x \in \mathbb{R}^n : \phi(x) = 0\}$, то есть С - множество нулевого уровня φ , то уравнение эволюции, уравнение (17.25), может быть переписано в терминах φ как $\partial \phi / \partial T = F |\nabla \phi|$. Например, для энергии Казеллеса уравнение эволюции множества уровней имеет вид:

$$\frac{\partial \phi}{\partial T} = \left[g_1 di \nu \left(\frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right) + \nabla g_I \frac{\nabla \phi}{|\nabla \phi|} \right] |\nabla \phi| \tag{17.26}$$

Представление активного контура в виде набора уровней имеет ряд преимуществ. Как уже упоминалось, методы множества уровней численно надежны и просты в реализации. При использовании представления в виде набора уровней топология сегментации может меняться; несколько контуров могут сливаться в один контур. Поскольку активный контур представлен в виде набора уровней, контур всегда является замкнутым многообразием.

Активная сегментация контуров может использоваться в сочетании с автоматической классификацией тканей с помощью метода, разработанного Zhu и Yuille (1996) [17.6]. Этот метод использует следующее определение для F:

$$F(x) = \alpha[logP(x \in Oбъект) - logP(x \in Background)] - \beta k$$
(17.27)

Где $P(x \in Oбъект)$ и $P(x \in Background)$ - вероятности того, что пиксель в позиции х принадлежит объекту интереса или фону, соответственно. Эти вероятности можно оценить по изображению I, используя автоматическую классификацию тканей или ручное пороговое выделение. Константы α и β это задаваемые пользователем веса, которые обеспечивают компромисс между членами функции скорости. Эволюция имеет интуитивно понятную интерпретацию. Компонента силы, взвешенная по α , выталкивает контур наружу, если он находится внутри объекта (т. е. $P(x \in Oбъект) >$ $P(x \in Background))$ и толкает контур внутрь, если он находится вне объекта. Компонента - β k толкает контур внутрь в точках с большой отрицательной кривизной и выталкивает его наружу в точках с большой положительной кривизной. Эффект заключается в сглаживании острых углов контура, сохраняя его простую форму.

Независимо от «вкуса» метода активного контура, сегментация происходит следующим образом. Пользователь задает начальную сегментацию, например, круг или сферу, расположенную внутри интересующего его объекта. Затем моделируется эволюция контура путем многократного применения уравнения эволюции. Эволюция повторяется до сходимости или до тех пор, пока пользователь не прервет ее. Пример сегментации почек на КТ-изображении показан на рис. 17.21. Активная сегментация контуров - область активных исследований. В последние годы было предложено множество расширений метода, включая более общие оценки формы, ограничения на топологию сегментации и различные критерии, основанные на изображениях.



РИС. 17.21. Пример сегментации почки в томе КТ с низким контрастом. (a) Осевой срез томограммы. (b) Карта $P(x \in Oбъект) - P(x \in Background)$, рассчитанная с помощью классификации тканей. Белые пиксели имеют высокую вероятность объекта, синие точки - высокую вероятность фона. Обратите внимание, что простое пороговое выделение этой карты приведет к очень шумной сегментации. (c) Инициализация метода активных контуров с использованием пяти сферических семян. (d) Сегментация после 1000 итераций эволюции. Обратите внимание, что контуры слились в единую поверхность.

17.3.5. Сегментация на основе атласа

Деформируемая регистрация изображений, описанная в следующем разделе, - это техника, которая автоматически находит соответствия между парами изображений. В последние годы она также стала популярным инструментом для автоматической сегментации изображений. Идея проста и проиллюстрирована на рис. 17.22. Предположим, у нас есть одно изображение, называемое атласом, на котором интересующая нас структура была сегментирована, например, вручную. Предположим, у нас есть другое изображение, I, на котором мы хотим сегментировать интересующую нас структуру. Выполнив регистрацию между этим изображением и атласом, мы получим отображение $\phi(x)$, которое сопоставит каждую точку на изображении с соответствующей точкой в атласе. Это отображение можно использовать для преобразования сегментации из атласа в изображение I. Качество сегментации ограничивается только качеством регистрации.

Некоторые авторы расширили эту простую идею до использования нескольких атласов. Каждый атлас регистрируется на изображении I, и сегментация из каждого атласа отображается на I. Из-за ошибок регистрации эти деформированные сегментации $S_1 \dots S_k$ не полностью перекрываются. Для получения консенсусной сегментации из $S_1 \dots S_k$ используется схема голосования.

Привлекательность сегментации на основе атласа заключается в том, что ее очень легко реализовать. В открытом доступе имеется несколько программных приложений для регистрации изображений. Все, что нужно пользователю для выполнения сегментации на основе атласа, - это изображение или несколько изображений, на которых интересующий его объект был сегментирован вручную. Сегментация на основе атласа может применяться в различных модальностях визуализации, но ее качество может быть не таким высоким, как у методов, использующих суждения о форме.



РИС. 17.22. Пример сегментации гиппокампа на основе атласа при МРТ головного мозга. (a) MP-изображение, используемое в качестве атласа. (b) Ручная сегментация гиппокампа в атласе. (c) Целевое изображение, на котором мы хотим сегментировать гиппокамп. (d) Атлас деформируется в соответствии с целевым изображением с помощью деформируемой регистрации. (e) Сегментация целевого изображения на основе атласа, наложенная на целевое изображение.

17.4. РЕГИСТРАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Часто при анализе медицинских изображений нам приходится обрабатывать информацию из нескольких изображений. У нас могут быть изображения разных модальностей (KT, позитронно-эмиссионная томография (ПЭТ), МРТ), полученные от одного и того же субъекта, или мы хотим сравнить изображения, полученные в разные временные точки от одного субъекта, или у нас могут быть изображения одних и тех же анатомических областей от нескольких субъектов, которые мы хотим сравнить. Во всех этих и многих других ситуациях нам нужен способ найти выровнять соответствующие места на нескольких изображениях. И Регистрация изображений - это область, изучающая оптимальные способы выравнивания и нормализации изображений.

Регистрация изображений - это проблема поиска преобразований между изображениями. Если даны изображение : $I: \Omega \in \mathbb{R}^n \to \mathbb{R}$ и изображение $J: \Omega \in \mathbb{R}^n \to \mathbb{R}$, то ищется преобразование $\varphi: \Omega \to \Omega$, такое, что I(x) и $J(\varphi(x))$ «подобны» для всех х в Ω . Смысл понятия «подобны» зависит от конкретной задачи. В контексте анализа медицинских изображений «подобный» обычно означает «описывающий одно и то же анатомическое

место». Однако на практике такое анатомическое сходство не может быть оценено количественно, и «подобный» означает «имеющий сходные характеристики интенсивности изображения».

Существует множество различных типов задач регистрации изображений. Они могут быть охарактеризованы двумя основными компонентами: моделью преобразования и метрикой сходства. В следующих двух разделах мы опишем каждый из этих компонентов.



РИС. 17.23. Примеры пространственного преобразования. (а) Исходное изображение. (b) Изображение, преобразованное с помощью жесткого преобразования (поворот и перевод). (c) Изображение, преобразованное линейным аффинным преобразованием. (d) Изображение, преобразованное нелинейным деформируемым преобразованием.

17.4.1. Модели преобразований

Преобразование *ф* может принимать различные формы. Когда оно имеет вид:

$$\phi(x) = Ax + b \tag{17.28}$$

где A - матрица $n \times n$, a b - вектор $n \times 1$, преобразование называется линейным, в противном случае - нелинейным.

Частным случаем линейных преобразований являются жесткие преобразования (рис. 17.23(b)). Матрица А в жестких преобразованиях - это матрица поворота. Жесткие преобразования описывают жесткие движения. Они используются в тех случаях, когда объект изображения перемещается без деформации. Нежесткие линейные преобразования (рис. 17.23(c)), а также нелинейные преобразования (рис. 17.23(d)) называются деформируемыми преобразованиями.

Нелинейные преобразования могут быть параметрическими и непараметрическими. Параметрические преобразования имеют вид:

$$\phi(\mathbf{x}) = \mathbf{x} + \sum_{i=1}^{n} W_{i_1} f_i(\mathbf{x}) \mathbf{e_1} + W_{i_2} f_i(\mathbf{x}) \mathbf{e_2} + \cdots$$
(17.29)

 $f_i(\mathbf{x}): \Omega \to R$ - базис, например базис Фурье или базис В-сплайна; e_1, e_2 единичные векторы в кардинальных направлениях координат; и $W_{i_1}W_{i_2}$ коэффициенты базисных функций.

Обычно представления параметрического лля преобразования небольшое относительно количество низкочастотных используется базисных функций. Полученные преобразования плавно изменяются по Ω. Такие преобразования называются низкоразмерными нелинейными преобразованиями. Непараметрические преобразования не имеют такой параметрической формы. Вместо этого в каждой точке Ω задается вектор v(x), а преобразование задается просто:

$$\phi(\mathbf{x}) = \mathbf{x} + \mathbf{v}(\mathbf{x}) \tag{17.30}$$

Диффеоморфные преобразования это особый класс непараметрических деформируемых преобразований. Эти преобразования дифференцируемы на Ω и имеют дифференцируемую обратную величину. Например, в одном измерении (n = 1) диффеоморфные преобразования являются монотонно возрастающими (или монотонно убывающими) Диффеоморфные преобразования очень полезны функциями. для регистрации медицинских изображений, поскольку они описывают реалистичные преобразования анатомии, без сингулярностей, таких как или складки. Алгоритмы регистрации, ограничивающие разрывы деформации диффеоморфными, используют свойство, согласно которому композиция двух диффеоморфных преобразований также является лиффеоморфной. алгоритмах леформация В этих межли двумя изображениями строится путем сложения множества бесконечно малых деформаций, каждая из которых сама по себе диффеоморфна. Однако полное раскрытие темы диффеоморфных преобразований выходит за рамки данной книги.

17.4.2. Метрики сходства при регистрации

При регистрации изображений пытаются сопоставить места на изображениях, которые похожи друг на друга. Поскольку истинное анатомическое сходство неизвестно, используются суррогатные показатели, основанные на интенсивности изображения. Было предложено множество метрик. Мы рассмотрим только три таких метрики. (i) Среднеквадратичная разница интенсивности: Сходство измеряется как разница в интенсивности изображения. Сходство изображений I и J определяется как:

$$Sim(I,J|\phi) = \frac{1}{|\Omega|} \int [I(x) - J(\phi(x))]^2 dx$$
(17.31)

Эта метрика проста в вычислении и подходит для случаев, когда анатомически схожие места, как можно предположить, будут иметь схожие значения интенсивности изображения. Она не подходит для регистрации изображений разных модальностей. Она также не очень хорошо подходит для регистрации МРТ, поскольку значения интенсивности МРТ не совпадают на разных сканах.

(ii) Взаимная информация: Эта метрика очень полезна для регистрации мультимодальных изображений. Представьте себе пару изображений тела, полученных с помощью разных модальностей. В модальности 1 интенсивность костей может составлять 100-200, а мягких тканей - 10-20. В модальности 2 интенсивность костей может составлять от 3000 до 5000, а мягких тканей - от 10 000 до 20 000. Очевидно, что метрика среднеквадратичной разницы интенсивности даст очень большие значения, если эти два изображения выровнены правильно. Необходима другая метрика, которая не сравнивает напрямую значения интенсивности. Метрика взаимной информации заимствована из теории информации. Чтобы вычислить взаимную информацию между изображениями I и J, мы рассматриваем пары значений интенсивности (I_k, J_k) как выборки из пары случайных величин Х, Ү. В каждом пикселе существует одна такая выборка. Взаимная информация - это мера зависимости случайных величин Х и Ү друг от друга. Она определяется следующим образом:

$$\iint p(x,y) \log\left(\frac{p(x,y)}{p(x)p(y)}\right) dxdy$$
(17.32)

где p(x, y) - совместная плотность X и Y, p(x) - предельная плотность X, p(y) - предельная плотность Y. Предельные плотности оцениваются по гистограммам изображений I и J. Совместная плотность оценивается по двухмерной совместной гистограмме изображений I и J (иллюстрация на рис. 17.24).

(iii) Кросс-корреляция: Метрика кросс-корреляции вычисляется следующим образом. Для каждого пикселя с индексом k вычисляется коэффициент корреляции между значениями изображения I в небольшой окрестности пикселей, окружающих k, и значениями изображения J в той же

окрестности. Коэффициенты корреляции суммируются по всему изображению. Метрика кросс-корреляции устойчива к шуму, поскольку учитывает соседства, а не отдельные пиксели. Однако она требует больших затрат времени на вычисления.



РИС. 17.24. Иллюстрация совместной гистограммы, используемой при вычислении метрики взаимной информации. (а) Аксиальный срез магнитно-резонансного изображения. (b) Осевой срез ПЭТ-изображения, совмещенный с МРТ. (с) Совместная гистограмма МРТ и ПЭТ-изображений. (d) Срез ПЭТ, повернутый не в соответствии с МРТ. (е) Совместная гистограмма МРТ и смещенного среза ПЭТ.

17.4.3. Общая схема регистрации изображений

Общая алгоритмическая схема регистрации изображений показана на рис. 17.25.



РИС. 17.25. Общая алгоритмическая схема регистрации изображений.

Обычно одно из изображений обозначается как «опорное», а другое -«движущееся». К движущемуся изображению применяются как преобразования, в то время как эталонное изображение остается неизменным. Преобразование ф задается некоторым набором параметров, маленьких для линейной регистрации, больших для параметрической нелинейной регистрации и очень больших для непараметрической нелинейной регистрации. При этом задаются некоторые начальные Обычно параметры. начальные параметры эти соответствуют преобразованию илентичности. Преобразование применяется к

движущемуся изображению. При этом происходит передискретизация и интерполяция, поскольку значения $\phi(x)$ попадают между центрами вокселей. Повторно дискретизированное изображение J($\phi(x)$) сравнивается с эталонным изображением I(x) с помощью метрики сходства. В результате получается значение несходства. Цель регистрации - минимизировать это значение несходства. Однако многих задачах регистрации во минимизируется дополнительный член - предварительная регуляризация. Этот член измеряет сложность преобразования ф. Он отдает предпочтение гладким, регулярным преобразованиям перед нерегулярными. Этот член можно рассматривать как приоритет бритвы Оккама для преобразований. Значение несходства предварительное значение регуляризации И объединяются в значение объективной функции. Также вычисляется объективной функции отношению градиент по к параметрам преобразования. Численная оптимизация обновляет значения параметров преобразования таким образом, чтобы минимизировать объективную функцию.

17.4.4. Области применения регистрации изображений

Существует множество задач анализа изображений, требующих их регистрации. Для разных задач требуются разные модели преобразования и разные метрики сходства. Проблемы регистрации медицинских изображений можно разделить на две общие категории, представленные в следующих двух разделах.

Во многих биомедицинских приложениях получают несколько изображений одного и того же объекта. Эти изображения могут иметь совершенно разные модальности (МРТ против КТ, КТ против ПЭТ и т. д.) или могут быть получены на одном и том же оборудовании с использованием разных параметров визуализации. Даже если параметры идентичны, положение объекта в сканере может меняться между изображениями. Для совместного анализа нескольких изображений одного и того же объекта необходимо сопоставить соответствующие места на этих изображениях. Для этого используется регистрация изображений. В рамках этой категории существует несколько отдельных проблем, требующих применения различных методик:

 Учет движения объекта: При получении нескольких изображений объекта за короткий промежуток времени объект может перемещаться. Например, в фМРТ-исследованиях за один сеанс визуализации получают сотни сканов. Чтобы проанализировать сканы, их необходимо сначала выровнять, чтобы учесть различия, вызванные движением объекта. Для коррекции движения обычно используется регистрация изображений с помощью моделей жесткого преобразования. Достаточно простых метрик сходства изображений.

- Выравнивание мультимодальных трехмерных изображений: Часто для визуализации, диагностики и анализа необходимо объединить информацию из различных модальностей визуализации. Например, КТ и ПЭТ-изображения часто анализируются совместно, при этом КТ обеспечивает анатомические детали высокого разрешения, а ПЭТ фиксирует физиологические показатели, такие как метаболизм. Регистрация изображений необходима для совмещения ПЭТизображения с КТ-изображением. Однако эти изображения имеют очень разную интенсивность. Для этого требуются специализированные метрики сходства изображений, такие как взаимная информация. Часто достаточно жестких преобразований. Однако некоторые модальности вносят в изображения геометрические искажения. В этом случае для совмещения изображений могут потребоваться параметрические преобразования низкой размерности.
- Выравнивание трехмерных и двухмерных модальностей визуализации: Иногда регистрация необходима для совмещения двухмерного изображения объекта с трехмерным. Эта проблема возникает при хирургическом И радиотерапевтическом лечении. Получается трехмерное изображение, которое используется для планирования вмешательства. Во время вмешательства получают рентгеновские или ангиографические снимки, которые используются для проверки того, что вмешательство выполняется в соответствии с планом. Коррекции, вносимые в вмешательство, основаны на визуализации. Для этого регистрация изображений должна точно совместить изображения разных размеров и разной модальности. Это сложная задача, которая обычно требует от алгоритма регистрации изображений алгоритма моделирования двухмерных изображений с помощью данных трехмерного изображения.

17.4.4.2. Регистрация с учетом анатомической изменчивости (нормализация изображения)

Другим основным применением регистрации изображений является сопоставление соответствующих анатомических мест на изображениях разных субъектов или на изображениях, где анатомия одного субъекта изменилась с течением времени. Для этого обычно используется термин «нормализация изображения». Опять же, существует несколько различных применений:

- Морфометрия поперечного сечения: Часто нас интересует измерение того, как анатомия одной группы испытуемых отличается от анатомии другой. В клинических испытаниях мы можем захотеть сравнить анатомию группы, получающей испытуемый препарат, с группой, получающей плацебо. Для этого мы можем сопоставить каждое изображение с общим «шаблонным» изображением, используя регистрацию изображений с нелинейными преобразованиями. Затем мы можем сравнить преобразования от шаблона к изображениям в одной когорте с преобразованиями к изображениям в другой когорте. В частности, мы можем изучить якобиан каждого преобразования. Якобиан преобразования описывает локальное изменение объема, вызванное преобразованием. Если бесконечно малая область в шаблоне имеет объем δV0, а преобразование ф отображает эту область в область с объемом δV1, то отношение δV1/δV0 равно детерминанту якобиана преобразования.
- Продольная морфометрия: изучении При влияния болезни. вмешательства или старения на анатомию человека мы можем получить несколько изображений субъекта в разные моменты времени. Для измерения различий во времени мы можем использовать параметрическую непараметрическую или деформируемую регистрацию. Поскольку общая анатомия претерпевает не значительных изменений между изображениями, регуляризационные приоры и другие параметры регистрации могут быть иными, чем для морфометрии поперечного сечения.

17.5. ИНСТРУМЕНТЫ С ОТКРЫТЫМ ИСХОДЫМ КОДОМ ДЛЯ АНАЛИЗА ИЗОБРАЖЕНИЙ

В этом разделе кратко рассматриваются несколько готовых инструментов для обработки и анализа изображений, которые были свободно доступны в Интернете на момент написания этой главы. Читатель может поэкспериментировать с методами, описанными в этой главе, загрузив и запустив эти инструменты. Большинство представленных ниже инструментов работают на компьютерах Apple и PC (с операционными системами Linux и Windows).

 ImageJ (http://rsbweb.nih.gov/ij): ImageJ предоставляет широкий набор операций по обработке изображений, которые можно применять к двумерным и трехмерным изображениям. Помимо базовой обработки изображений (филировка, определение краев, повторная дискретизация), ImageJ предоставляет некоторые алгоритмы анализа изображений более высокого уровня. ImageJ написан на языке Java. ImageJ может открывать многие распространенные файлы двумерных изображений, а также данные медицинской визуализации в формате DICOM.

- ITK- $SNAP^1$ (http://itksnap.org): ITK-SNAP - это инструмент для навигании И сегментации трехмерных данных медицинской ITK-SNAP реализует алгоритмы автоматической визуализации. сегментации по активному контуру, разработанные Caselles et al. (1997) [17.5] и Zhu and Yuille (1996) [17.6]. Он также предоставляет динамический интерфейс для навигации по трехмерным изображениям. Также имеется несколько инструментов для ручного оконтуривания. ITK-SNAP может открывать многие форматы файлов трехмерных изображений, включая DICOM, NIfTI и Analyze.
- FSL (http://www.fmrib.ox.ac.uk/fsl): FSL это программная библиотека, которая предлагает множество аналитических инструментов для данных МРТ-изображений мозга. Она включает инструменты для линейной регистрации изображений (FLIRT), нелинейной регистрации изображений (FNIRT), автоматической классификации тканей (FAST) и многие другие. FSL поддерживает форматы файлов NIfTI и Analyze, а также другие.
- OsiriX (http://www.osirix-viewer.com): OsiriX это комплексная рабочая станция d и программа просмотра изображений DICOM. Он предлагает широкий спектр возможностей визуализации и встроенный инструмент сегментации. Возможности визуализации поверхностей и объемов особенно хорошо подходят для данных КТ. Для работы OsiriX требуется компьютер Apple с операционной системой MacOS X.
- 3-D Slicer (http://slicer.org): Slicer это обширная программная платформа для отображения и анализа изображений. Она предлагает широкий спектр подключаемых модулей, обеспечивающих автоматическую сегментацию, регистрацию и статистический анализ. Slicer также включает инструменты для хирургии, управляемой изображениями. Поддерживается множество форматов файлов.

¹ Дисклеймер: Автор вовлечен в разработку ITK-SNAP.

ССЫЛКИ

- [17.1]PERONA, P., MALIK, J., Scale-space and edge detection using anisotropic diffusion, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 12 (1990) 629–639.
- [17.2] DUDA, R., HART, P., Use of the Hough transformation to detect lines and curves in pictures, Commun. ACM 15 (1972) 11–15.
- [17.3] COLLINS, D.L., et al., Design and construction of a realistic digital brain phantom, IEEE Trans. Med. Imaging 17 (1998) 463–468.
- [17.4]KASS, M., WITKIN, A., TERZOPOULOS, D., Snakes: Active contour models, Int. J. Comput. Vis. 1 (1988) 321–331.
- [17.5]CASELLES, V., KIMMEL, R., SAPIRO, G., Geodesic active contours, Int. J. Comput. Vis. 22 (1997) 61–79.
- [17.6]ZHU, S.C., YUILLE, A., Region competition: Unifying snakes, region growing, and Bayes/MDL for multiband image segmentation, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 18 (1996) 884–900.

БИБЛИОГРАФИЯ

Обработка изображений

GONZALEZ, R.C., WOODS, R.E., EDDINS, S., Digital Image Processing Using MATLAB, 3rd edn, Pearson-Prentice-Hall, Upper Saddle River, NJ (2004).

LINDEBERG, T., Edge detection and ridge detection with automatic scale selection, Int. J. Comput. Vis. 30 (1998) 117–156.

Сегментация изображений

COOTES, T.F., EDWARDS, G.J., TAYLO R, C.J., Active appearance models, IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. 23 (2001) 681–685.

COOTES, T.F., TAYLO R, C.J., COOPER, D.H., GRAHAM, J., Active shape models — Their training and application, Comput. Vis. Image Understand. 61 (1995) 38–59.

LI, S.Z., Markov Random Field Modeling in Image Analysis, 3rd edn, Springer, London (2009).

PHAM, D.L., XU, C., PRINCE, J.L., Current methods in medical image segmentation, Annu. Rev. Biomed. Eng. 2 (2000) 315–337.

Регистрация изображений

MAINTZ, J.B., VIERGEVER, M.A., A survey of medical image registration, Med. Image Anal. 2 1 (1998) 1–36.

PLUIM, J.P., MAINTZ, J.B., VIERGEVER, M.A., Mutual-information-based registration of medical images: A survey, IEEE Trans. Med. Imaging 22 8 (2003) 986–1004.

Глава 18

ВОСПРИЯТИЕ И ОЦЕНКА ИЗОБРАЖЕНИЙ

И. РЕЙЗЕР

Университет Чикаго, Чикаго, Соединенные Штаты Америки

18.1. ВВЕДЕНИЕ

изображения Основная цель мелицинского предоставить информацию человеку, читающему его, например рентгенологу, для постановки диагноза, а не демонстрировать красоту внутренних органов человека. Важно понимать, как зрительная система человека влияет на восприятие контраста И пространственное разрешение структур, присутствующих на изображении. Если изображение отображается неправильно или окружающая обстановка не соответствует требованиям, тонкие клинические признаки могут остаться незамеченными, что потенциально может привести к ошибочному диагнозу. В этой главе мы познакомимся с визуальным восприятием человека и объективной оценкой системы визуализации на основе поставленных задач. Представлена модель контрастной чувствительности зрительной системы человека. Эта модель используется для получения стандартной функции отображения оттенков серого для медицинских дисплеев. Оценка на основе задачи измеряет качество системы визуализации как способность наблюдателя выполнить четко определенную задачу на основе набора изображений. Представлены метрики для оценки работы наблюдателя, а также экспериментальные методики для измерения производительности человека. В последнем разделе главы описывается оценка эффективности выполнения задачи на основе математических моделей наблюдателей. Человеческий глаз это сложный орган, который обрабатывает визуальные образы и передает информацию в мозг [18.1]. Сетчатка - это светочувствительная часть глаза. В сетчатке есть два типа светочувствительных клеток: палочки и колбочки. В этих фоторецепторах кванты света преобразуются в химическую энергию, что приводит к возникновению импульса, который через нейроны передается в зрительный нерв. Каждая отдельная колбочка связана со зрительным нервом через отдельный нейрон, в то время как несколько палочек объединяются в один нейрон, который подключается к зрительному нерву. Поэтому пространственная острота у колбочек выше, чем у палочек,

а светочувствительность у палочек выше, чем у колбочек.

Самая высокая пространственная острота человеческого зрения находится в фовеа - небольшой области сетчатки с полем зрения в 2°, где плотность колбочек наибольшая. При скотопическом (ночном) зрении уровень яркости низкий, и на свет реагируют только палочки. Палочки не чувствительны к цвету, поэтому ночью предметы кажутся серыми. При фотопическом (дневном) зрении активируются и палочки, и колбочки. Фотопическое зрение возникает при уровнях освещенности от 1 до 106 кд/м2.

18.2.2. Модель Бартена

Модель контрастной чувствительности зрительной системы человека была разработана Бартеном. Контрастная чувствительность (S) обратно пропорциональна пороговой модуляции (mt) (см. рис. 18.1), которая представляет собой отношение минимальной амплитуды яркости к средней яркости синусоидальной решетки, при которой вероятность обнаружения решетки составляет 50%. Контрастная чувствительность зрительной системы человека может быть измерена путем предъявления изображений синусоидальной решетки наблюдателю. В результате повторных испытаний можно определить пороговую модуляцию.



РИС. 18.1. Определение модуляции синусоидальной решетки.

Модель Бартена основана на наблюдении, что для обнаружения пороговая модуляция решетки должна быть больше, чем модуляция внутреннего шума, mn, в k paз, где:

$$m_t = km_n \tag{18.1}$$

Когда изображение попадает в глаз, оно искажается и размывается под воздействием зрачка и оптической линзы. Это описывается функцией передачи оптической модуляции (Mopt) и является функцией пространственной частоты (u) и падающей яркости (L):

$$M_{opt}(u,L) = e^{-2(\pi\sigma(L)u)^2}$$
(18.2)

Ширина Морt зависит от диаметра зрачка, который контролирует влияние аберраций линзы (Cab), $\sigma(L)^2 = e_0^2 + (C_{ab}d(L))^2$. Зависимость диаметра зрачка (d (в мм)) от яркости (L (в кд/м2)) можно приближенно представить в виде $d(L) = 5 - 3tanh(0,4 \lg (L))$. При регистрации квантов света клетками сетчатки возникает фотонный шум (Фрh), спектральная плотность которого определяется следующим образом:

$$\Phi_{ph}(L) = \frac{1}{npE(L)} \tag{18.3}$$

где

h - эффективность обнаружения квантов глазом;

р - коэффициент преобразования светового потока в фотоны;

и Е - освещенность сетчатки, где:

$$E(L) = \frac{\pi d(L)^2}{4} L \left[1 - \left(d(L)/9.7 \right)^2 + \left(d(L)/12.4 \right)^4 \right]$$
(18.4)

Это выражение включает в себя эффект Стайлза-Кроуфорда, который учитывает изменения в эффективности, когда лучи света входят в зрачок в разных местах.

Латеральное торможение происходит в клетках сетчатки, окружающих возбужденную клетку, и описывается как:

$$M_{lat}^2(u) = 1 - e^{-2(u/u_0)^2}$$
(18.5)

Нейронный шум (F_0) еще больше ухудшает сигналы сетчатки. Включение этих факторов в пороговую и шумовую модуляцию дает:

$$m_t M_{opt}(u, L) M_{lat}(u) = 2k \sqrt{\frac{\Phi_{ph}(L) + \Phi_{ext}) M_{lat}^2(u) + \Phi_0}{XYT}}$$
(18.6)

где X, Y и T - пространственные и временные размеры объекта. При угловой протяженности объекта X0 и максимальном угле интеграции глаза Xmax, а также максимальном количестве циклов Nmax, за которые глаз может интегрировать, полная модель Бартена для контрастной чувствительности человеческого глаза дается следующим образом:

$$S(u,L) = \frac{1}{m_t(u,L)} = \frac{M_{opt}(u,L)/k}{\sqrt{\frac{2}{T}\left(\frac{1}{X_0^2} + \frac{1}{X_{max}^2} + \frac{u^2}{N_{max}^2}\right)\left(\frac{1}{\eta p E(L)} + \frac{\phi_0}{M_{lat}^2(u)} + \phi_{ext}\right)}}$$
(18.7)

На рис. 18.2 показана контрастная чувствительность как функция яркости и пространственной частоты.



РИС. 18.2. Контрастная чувствительность (а) как функция яркости и (б) как функция пространственной частоты. Параметры, использованные в уравнении (18.7): k = 3, $\sigma 0 = 8,33 \times 10$ -3 град, $C_{ab} = 1,33 \times 10$ -3 град/мм, T = 0,1 с, $X_{max} = 12$ град, $N_{min} = 15$ циклов, $\eta = 0,03$, $\Phi_0 = 3 \times 10$ -8 с/дег2, $u_0 = 7$ циклов/дег, $X_0 = 2$ град, $p = 1 \times 106$ фотонов/с/дег2/Td. Значения X_0 и p соответствуют стандартной мишени, используемой в DICOM14 [18.2].

Модель Бартена, представленная здесь, справедлива для фовеального зрения в фотопических условиях и была проверена в ряде экспериментов, охватывающих диапазон яркости от 0,0001 до 1000 кд/м2. Из параметров в уравнении (18.7) σ_0 , η и k были изменены для соответствия измерениям. Все остальные параметры оставались фиксированными; σ_0 изменялось в диапазоне от 0,45 до 1,1, η - от 0,005 до 0,3 и k - от 2,7 до 5,0. Расширение модели на парафовеальную и временную контрастную чувствительность также было описано [18.3].

18.2.3. Линеаризация восприятия

Исходя из контрастной чувствительности S, «просто заметная разница» (JND) в яркости может быть определена как удвоенная амплитуда яркости (a_t) синусоидальной решетки при пороговой модуляции:

$$JND(u,L) = 2 * a_t = 2 * m_t(u,L) * L = 2 * L/S(u,L)$$
(18.8)

В устройстве отображения, таком как жидкокристаллический монитор, зависимость между входным значением серого, ng, и выходной яркостью является нелинейной. График зависимости ng от яркости представляет собой так называемую характеристическую кривую устройства отображения.

В перцептивно линеаризованном дисплее постоянная разница входного значения серого, Dng, приводит к разнице яркости, соответствующей фиксированному числу ј индексов JND, DL = j*JND, во всем диапазоне яркости дисплея. Для стандартизации медицинских устройств медицинские дисплеи должны соответствовать стандартной функции отображения серого (GSDF) (DICOM14 [18.2], также см. главу 16). GSDF определяет связь между JND и яркостью дисплея для стандартной цели, состоящей из синусоидального паттерна 4 цикла/° на площади $2^{\circ} \times 2^{\circ}$, помещенного в фон со средней яркостью, равной средней яркости паттерна. GSDF показан на рис. 18.3.



Puc. 18.3. GSDF.

18.2.4. Условия просмотра

Окружающие условия в читальном зале могут существенно повлиять работу наблюдателя. Окружающее освещение на снижает производительность. поэтому в читальном зале рекомендуется освещенность 50 лк. Наблюдателям поддерживать ниже также рекомендуется дать время на темновую адаптацию глаз (которая занимает около 5 минут) перед началом чтения. Кроме того, есть основания полагать, что утомление снижает эффективность работы.

18.3. ХАРАКТЕРИСТИКИ РАБОТЫ НАБЛЮДАТЕЛЯ

18.3.1. Результаты принятия решений

Ниже описываются результаты принятия бинарного решения, примером которого может служить задача обнаружения сигнала или аномалии. Задача обнаружения - это бинарное решение, поскольку существует два истинных состояния: «нормальное» состояние или отсутствие сигнала (H0) и наличие аномалии или сигнала (H1). Состояние H0 часто называют отрицательным или свободным от болезни.

Получив изображение g с неизвестным истинным состоянием, наблюдатель должен решить, отнести ли g к категории нормальных (D0) или содержащих сигнал (D_1) . Существует четыре возможных исхода этого решения (табл. 18.1). Истинно положительный результат (ИП) возникает, когда изображение, содержащее сигнал, отнесено к H_1 . Если то же самое изображение (изображение, которое действительно содержит сигнал) отнесено к H_0 , возникает «ложноотрицательный результат» (ЛО). Для изображения, не содержащего сигнала, при отнесении его к H_0 возникает «истинно отрицательное» (TN), а при отнесении его к H_1 - «ложно положительное» (FP).

Наблюдатель может совершить два типа ошибок при принятии решения. Ошибка первого типа возникает, когда истинное состояние H_0 отвергается, хотя на самом деле оно истинно (FP). Ошибка второго типа возникает, когда истинное состояние H_0 не отвергается, когда оно не является истинным (FN). В медицинских приложениях стоимость, связанная с ошибкой первого типа, приводит к беспокойству пациента и общественным расходам из-за дополнительных тестов и процедур, в то время как стоимость ошибки второго типа - это пропущенный рак или неправильный диагноз.

ТАБЛИЦА 18.1. ВОЗМОЖНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ПРИНЯТИЯ РЕШЕНИЯ ОБ ОБНАРУЖЕНИИ

Решение	Фактическое состояние	
	<i>H</i> ₀ : сигнал	<i>H</i> ₁ :сигнал
	отсутствует	присутствует
	(отрицательный)	(положительный)
D ₀ :сигнал отсутствует	TN	FN
(отрицательный)		
<i>D</i> ₁ : сигнал		
присутствует	FP	TP
(положительный)		

Точность медицинской процедуры определяется количеством правильных решений на общее число случаев (N):

$$accuracy = (TP + TN)/N \tag{18.9}$$

Точность не учитывает распространенность и поэтому может вводить в заблуждение; при скрининговой маммографии распространенность рака в некоторых популяциях скрининга составляет около 4 на 1000 пациентов. Точность рентгенолога, который классифицирует все скрининговые случаи как нормальные, составляет 9996/10 000 или 99,96%. Такой радиолог пропустил бы все раковые заболевания! Подробнее см. [18.4]. Более значимыми показателями эффективности являются чувствительность, специфичность и связанные с ними переменные. Чувствительность, также известная как истинно положительная фракция (TPF), измеряет долю (положительных) случаев, которые были истинных правильно идентифицированы:

$$TPF = TP/(TP + FN) \tag{18.10}$$

Аналогичным образом, специфичность измеряет долю отрицательных случаев, которые были правильно идентифицированы. Ее удобно выводить через долю ложноположительных результатов (FPF), где:

$$specificity = 1 - FPF \tag{18.11}$$

$$FPF = FP/(TN + FP) \tag{18.12}$$
Часто в литературе также указываются положительные прогностические ценности (PPV) и отрицательные прогностические ценности (NPV):

$$PPV = TP/(TP + FP) \tag{18.13}$$

$$NPV = TN/(TP + FP) \tag{18.14}$$

18.3.2. Статистическая теория принятия решений и метод операционных характеристик приемника

В вероятностном подходе к восприятию, который также называют «теорией принятия решений», наблюдатель извлекает переменную решения, λ , из каждого изображения. Условные функции плотности вероятности переменной решения λ при истинностных состояниях H_0 и H_1 , $p(\lambda|H_0)$ и $p(\lambda|H_1)$, показаны на рис. 18.4.



РИС. 18.4. Результаты принятия решений в парадигме вероятностных решений. FNF: доля ложноотрицательных ответов; TNF: доля истинно отрицательных ответов; TPF: доля истинно положительных ответов; FPF: доля ложноположительных ответов.

«Рабочая точка» наблюдателя, λ_c , - это порог принятия решения, при котором наблюдатель называет изображение "нормальным" (отрицательным) или «ненормальным» (положительным). От λ_c зависят значения TPF и FPF. Часто предполагается, что обе функции плотности вероятности имеют нормальное распределение, так что можно использовать бинормальную модель. Тогда, если $p(\lambda|H_0)$ имеет нулевое среднее и единичную дисперсию, а $p(\lambda|H_1)$ - среднее a/b и дисперсию 1/b, то FPF и TPF определяются следующим образом:

$$FPF(\lambda) = \Phi(-\lambda)$$
 (18.15)

$$TPF(\lambda) = \Phi(a - b\lambda) \tag{18.16}$$

где $\Phi(.)$ - кумулятивная нормальная функция распределения $\Phi(y) = \int_{-\infty}^{y} \varphi(x) dx_{,,}$ а $\varphi(.)$ - нормальная функция плотности вероятности, $\varphi(x) = \frac{1}{\sqrt{\pi}} e^{-x^2}$.



РИС. 18.5. Расположение порогов принятия решений A, B и C для функций плотности вероятности, связанных с H_0 и H_1 .

Различные значения λ_c отражают бдительность читателя, как показано на рис. 18.5. Низкий порог принятия решения ($\lambda_c = A$) соответствует «агрессивному» считывателю, характеризующемуся высокой чувствительностью, но низкой специфичностью. Выбор операционного порога зависит от задачи или от затрат, связанных с ошибками в принятии решения. При скрининге на заболевания с низкой распространенностью \ читатель обычно работает с высокой специфичностью (FPF < 0,1), чтобы снизить количество обратных вызовов до приемлемого уровня (рабочие точки В или С). Связанное с этим снижение чувствительности может быть компенсировано ежегодным повторением процедуры скрининга. С другой стороны, в диагностической задаче читатель может быть более агрессивным. Кривая приемных операционных характеристик (ROC) показывает компромисс между чувствительностью и специфичностью. Эта очень полезная и часто используемая кривая строится путем построения графика зависимости TPF от FPF для всех значений λ . Набор ROC-кривых показан на рис. 18.6. Конечными точками ROC-кривой являются (0, 0) и (1, 1). ROCкривая лежит на диагонали или выше нее. Если ROC-кривая лежит ниже диагонали, это означает, что истинные состояния H_0 и H_1 поменялись местами, что может быть вызвано неправильным прочтением инструкций наблюдателем. Если функции плотности вероятности имеют одинаковую дисперсию для обоих состояний истинности, то ROC-кривая симметрична относительно линии от (0, 1) до (1, 0).

Площадь под ROC-кривой, AUC, определяет общую эффективность решения и является интегралом TPF над FPF:

$$AUC = \int_{0}^{1} TPF(FPF) dFPF \tag{18.17}$$



РИС. 18.6. ROC-кривые для a = 2, 1,3, 0,4 и 0 и b = 1. Лежащие в основе функции плотности вероятности имеют одинаковую дисперсию, поэтому ROC-кривые симметричны. Рабочие точки A, B и C соответствуют порогам принятия решений на рис. 18.5.

Значения AUC варьируются между 1,0 и 0,5. Идеальное лицо, принимающее решение, достигает AUC 1,0, в то время как случайное угадывание приводит к AUC 0,5. В рамках бинормальной модели AUC определяется следующим образом:

$$AUC = \Phi\left(\frac{a}{\sqrt{1+b^2}}\right) \tag{18.18}$$

AUC - это общая мера эффективности решения, которая не дает никакой информации о конкретных областях ROC-кривой, что может быть важно при выборе между двумя процедурами, которые должны быть использованы в конкретной задаче. Например, необходимо оценить эффективность двух процедур в задаче скрининга. На рис. 18.7 показаны ROC-кривые, соответствующие двум процедурам. AUC для обеих процедур составляет 0,82. Однако в области значения специфичности <0,9, которое обычно является предельным при скрининге заболеваний с низкой распространенностью, таких как рак молочной железы, эффективность процедуры А превышает эффективность процедуры В.



РИС. 18.7. ROC-кривые для двух процедур с одинаковыми AUC, но разными a и b.

18.3.3. Отношение сигнал/шум

Часто используемой мерой эффективности является отношение сигнал/шум (SNR), оцениваемое по переменным принятия решений $\lambda 0$ и $\lambda 1$ при истинных состояниях H_0 и H_1 , где:

$$SNR = \frac{\langle \lambda_1 \rangle - \langle \lambda_0 \rangle}{\sqrt{1/2(var(\lambda_0) + var(\lambda_1))}}$$
(18.20)

Вычисление SNR с помощью этого выражения справедливо только в том случае, если переменные решения распределены нормально, а распределения λ полностью характеризуются средним и дисперсией. Если распределения отклоняются от нормальности, значения SNR, вычисленные с помощью этого выражения, могут ввести в заблуждение. SNR связан с AUC через:

$$AUC = \frac{1}{2}(1 + Erf(SNR)/2)$$
(18.20)

где Erf - гауссова функция ошибки:

$$Erf(z) = \frac{2}{\sqrt{\pi}} \int_0^z e^{-t^2} dt$$
 (18.21)

Для задачи обнаружения SNR часто называют обнаружительной способностью (d'). В разделе 18.5 d' оценивается непосредственно по статистике изображения.

18.4. ЭКПЕРЕМЕНТАЛЬНЫЕ МЕТОДИКИ

Предпочтительной метрикой для количественной оценки качества изображения системе медицинской визуализации в является производительность задачи, которая измеряет производительность наблюдателя в четко определенной задаче на основе набора изображений. Таким образом, качество изображения является статистической концепцией. Ниже описаны методики, используемые для измерения эффективности работы человека (наблюдателя) в задаче обнаружения известного сигнала на зашумленном фоне.

18.4.1. Методика определения контрастных деталей

Для объективной оценки качества изображения системы визуализации оцениваются с помощью фантомов с контрастными деталями, состоящих из дисков с увеличивающимся диаметром и контрастностью, расположенных в столбцах и рядах, пример которых показан на рис. 18.8. Задача читателя определить наименьший контраст, при котором сигнал может быть воспринят, для каждого размера детали. Пороговый контраст читателя, построенный как функция радиуса диска, называется кривой «контрастдеталь».



РИС. 18.8. Фантом CDMAM - пример фантома с контрастной детализацией, состоящего из золотых дисков экспоненциально увеличивающегося диаметра (0,06-2 мм) и толщины (0,002-0,03 мм).

Недостатком методики контраст-деталь является то, что пороговый контраст зависит от внутренней рабочей точки каждого наблюдателя. Поэтому меж- и внутринаблюдательные вариации могут быть достаточно высокими. Кроме того, может возникнуть эффект памяти, когла наблюдатель ожидает и, следовательно, сообщает о сигнале, в то время как сам сигнал еще не воспринимается. Фантом CDMAM [18.5] (рис. 18.8) был разработан для устранения некоторых из этих недостатков, в частности путем размещения двух сигналов, одного в центре и второго в случайном порядке в одном из четырех углов каждой ячейки массива. Такое расположение не позволяет читателю предвосхитить сигнал. Альтернативный подход заключается в определении порогов контрастности с помощью компьютерного считывания изображений.

18.4.2. Эксперименты с принудительным выбором

Другой способ измерения эффективности работы наблюдателя эксперименты с альтернативным принудительным выбором (АПВ). В эксперименте AFC наблюдателю показывают М альтернативных изображений, задача которых - определить изображение, содержащее сигнал. Доля правильных ответов (РС) в эксперименте М - AFC вычисляется через: *PC* = (количество правильно оцененных попыток)/(общее количество попыток) (18.22)

Значение РС варьируется между 1 и баллом угадывания 1/М. Количество испытаний (то есть количество предъявленных тестовых изображений) определяет точность ПК. Обычно требуется более 100 испытаний. РС можно предсказать, исходя из предположения, что наблюдатель присвоит оценку изображению, которое вызывает наибольший внутренний отклик. Тогда, если функция плотности вероятности отрицательных ответов нормальная, с нулевым средним и единичной дисперсией, вероятность того, что ответ М - 1 фактически отрицательного ответа превышает ответ фактически положительного ответа (нормально распределенного со средним d' и единичной дисперсией), становится [18.6]:

$$PC = \int_{-\infty}^{\infty} \Phi(x)^{M-1} \varphi(x - d') dx$$
(18.23)

где $\phi(.)$ и $\Phi(.)$ - нормальная функция плотности вероятности и кумулятивная нормальная функция распределения, соответственно, как определено выше. Заметим, что при M = 2 PC равен AUC. Это можно увидеть, используя определения в уравнениях (18.15-18.17).

Обычно эксперименты с 2-АFC проводятся таким образом, чтобы наблюдатели правильно оценивали 90 % всех испытаний. В зависимости от сигнала соответствующие пороговые значения амплитуды могут быть очень низкими, что может напрягать наблюдателя. При увеличении числа альтернативных мест задача усложняется, и требуются более высокие пороговые амплитуды. Альтернативными местами расположения сигнала могут быть центры отдельных областей интереса или все возможные места расположения сигнала могут содержаться в одном тестовом изображении. В этом случае необходимо убедиться, что расстояние между локациями больше, чем корреляционное расстояние фона, иначе ответы наблюдателей могут стать коррелированными. Если ответы некоррелированы, d ' может быть определено из ПК путем инвертирования уравнения (18.23). Были проведены эксперименты со значениями M от 2 до 1800 [18.7].

18.4.3. Эксперименты ROC

В ROC-эксперименте наблюдателю предъявляется одно изображение, задача которого - дать оценку вероятности. В эксперименте по обнаружению это может быть «вероятность присутствия сигнала». Исследователи используют как непрерывные, так и категориальные шкалы оценок. В последнем случае, как правило, предлагается менее десяти категорий. При заданном количестве изображений ROC-эксперименты обеспечивают лучшую статистическую мощность, поскольку для каждого испытания требуется одно единственное изображение, в то время как в эксперименте 2-AFC для каждого испытания требуется два изображения. Кроме того, ROCкривая может быть построена на основе рейтинговых данных, которые предоставляют более подробную информацию о выполнении задания в конкретных областях. С другой стороны, ROC-эксперименты более требовательны к наблюдателю, что может увеличить время чтения и утомляемость наблюдателя. Проблемы с подгонкой кривых, такие как наличие крючков, могут быть преодолены с помощью программного обеспечения для подгонки ROC-кривых, предоставленного Чикагским университетом [18.8], модель подгонки кривых которого не позволяет ROCкривой опускаться ниже диагонали.

18.4.3.1. Поисковые эксперименты

Недостатком экспериментов ROC или 2-AFC является отсутствие локализации сигнала. В клинически реалистичной задаче, такой как скрининг на рак, радиолог должен указать местоположение потенциальных поражений в дополнение к общей оценке изображения. Для проведения более клинически реалистичных лабораторных экспериментов было разработано несколько расширений методов ROC.

18.4.3.2. ROC по местоположению

В методологии локационной ROC (LROC) от наблюдателя требуется указать местоположение поражения, а также выставить оценку. На кривой LROC по оси х откладывается FPF, а по оси у - TPF при правильном расположении сигнала. Верхняя правая конечная точка кривой LROC определяется долей правильно расположенных сигналов.

18.4.3.3. ROC со свободным ответом (FROC)/альтернативный ROC со свободным ответом (AFROC)/JAFROC

В экспериментах ROC со свободным ответом (FROC) наблюдатель указывает местоположение поражения, но не дает никакой оценки. Кривая FROC - это доля правильно обнаруженных сигналов, построенная как функция среднего количества обнаружений FP на изображение. FROCанализ часто используется для оценки эффективности схем компьютерного обнаружения. В альтернативной методике ROC со свободным откликом (AFROC) доля правильно обнаруженных сигналов строится как функция вероятности того, что на каждом изображении будет обнаружено хотя бы одно ФП. Хотя бы один FP на изображение. В методологии AFROC существует суммарный показатель качества A1J, который представляет собой вероятность того, что поражения оцениваются выше, чем отметки ФП на нормальных изображениях. JAFROC - это программный пакет, разработанный для оценки A1J и статистической значимости на основе данных FROC, полученных человеческим наблюдателем [18.9].

18.5. МОДЕЛИ НАБЛЮДАТЕЛЯ

Часто бывает непрактично определять эффективность работы систем визуализации на основе исследований с участием людей-наблюдателей, просто потому, что время наблюдателя ограничено и дорого, особенно для подготовленного читателя, такого как радиолог. Для решения этой проблемы были разработаны математические модели наблюдателей, позволяющие либо предсказать работу человека, либо оценить идеальную работу наблюдателя. Описанные здесь модели наблюдателей предполагают, что изображения содержат точно известные аддитивные сигналы, т. е. сигналы известной формы и амплитуды, которые были добавлены к зашумленному фону.

18.5.1. Байесовский идеальный наблюдатель

В задаче обнаружения наблюдатель сталкивается с необходимостью отнести неизвестные данные g к одному из истинных состояний. Стратегия принятия решения идеального байесовского наблюдателя стратегия принятия решения заключается в минимизации средней стоимости решения <С>. При принятых наблюдателем решениях D_0 и D_1 (табл. 18.1) средняя стоимость <С> составляет:

$$< C >= C_{00}P(D_0|H_0)P(H_0) + C_{11}P(D_1|H_1)P(H_1) + C_{01}P(D_0|H_1)P(H_1) + C_{10}P(D_1|H_0)P(H_0)$$
(18.24)

где C_{00} и C_{11} - затраты, связанные с правильными решениями; C_{01} - издержки, связанные с решением FN; и C_{10} - стоимость решения FP. Минимизация средних затрат приводит к правилу принятия решений: выбирайте *H*₁, если:

$$\wedge (g) = \frac{p(g|H_1)}{p(g|H_0)} \ge \frac{P(H_0)(C_{10} - C_{00})}{[1 - P(H_0)](C_{01} - C_{11})},$$
(18.25)

в противном случае выбирайте H_0 .

Этот критерий принятия решения является так называемым критерием Байеса, а полученная минимальная стоимость - риском Байеса. Тест, основанный на соотношении вероятностей, называется тестом на отношение правдоподобия. Можно показать, что тест на отношение правдоподобия максимизирует чувствительность для заданного FPF. Таким образом, идеальный наблюдатель максимизирует AUC и обеспечивает верхний предел выполнения задачи. Однако для формирования переменной принятия решения (также называемой статистикой теста) L(g) требуется знание функций плотности вероятности $p(g|H_i)$, которые обычно трудно определить для реалистичных задач визуализации. Когда базовая статистика данных нормальная, часто проще работать с логарифмическим отношением правдоподобия, где l(g) =lg(L(g)). Поскольку логарифмическое преобразование является монотонным, оно не влияет на результат принятия решения или AUC.

18.5.2. Работа наблюдателя в некоррелированном гауссовском шуме

Если шум изображения имеет нулевое среднее гауссовское распределение с дисперсией σ_2 и независим в каждом пикселе изображения, идеальный наблюдатель получает переменную принятия решения λ путем свертки каждого изображения g с шаблоном w, где:

$$\lambda = w^t \boldsymbol{g} \tag{18.26}$$

В этой нотации w и g - векторы-столбцы, созданные путем объединения всех пикселей изображения в один вектор. Идеальным шаблоном наблюдателя для обнаружения аддитивных точно известных сигналов является сам сигнал, w = s. По тестовой статистике λ можно оценить d', используя уравнение (18.19).

Если статистика изображения известна, d' можно вычислить непосредственно из:

$$d' = \frac{SE}{\sigma^2} \tag{18.27}$$

где $SE = \sum_{i=1}^{N} s_i^2$ энергия сигнала изображения, содержащего N пикселей.

18.5.2.1 Модель наблюдателя для работы человека

По сравнению с идеальным наблюдателем человек работает неоптимально. Чтобы учесть ухудшение сигнала зрительной системой человека, шаблон w может быть сформирован путем свертки сигнала с глазным фильтром, т. е:

$$\boldsymbol{w} = \boldsymbol{e} \otimes \boldsymbol{s} \tag{18.28}$$

где е определяется в пространственной частотной области как $E(f) = f_e - c_f$. Обычно с выбирается таким образом, чтобы E(f) достигала пика при 4 циклах/мм. Эта модель наблюдателя называется «наблюдатель без отбеливания с глазным фильтром». Эта модель наблюдателя может предсказать работу человеческого читателя, когда фон изображения однороден [18.10]. Однако эта модель не работает, когда присутствуют сильные корреляции фона, как, например, в анатомических фонах [18.11, 18.12].

18.5.3. Работа наблюдателя в коррелированном гауссовском шуме

Когда шум в изображении является гауссовским коррелированным, статистика фона может быть охарактеризована ковариационной матрицей *K*_g где:

$$K_g = \langle (g - \langle g \rangle)(g - \langle g \rangle)^t \rangle \tag{18.29}$$

где <.> обозначает среднее значение. При таком типе фона идеальный наблюдатель «предварительно отбеливает» изображение с помощью шаблона, который удаляет корреляцию фона:

$$\boldsymbol{w} = \boldsymbol{K}_{\boldsymbol{g}}^{-1}\boldsymbol{s} \tag{18.30}$$

и производительность идеального наблюдателя становится:

$$d'^2 = s^t K_g^{-1} s (18.31)$$

Оценить ковариацию фона часто бывает непросто. Однако, когда данные изображения стационарны, ковариационная матрица диагонализируется с помощью дискретного преобразования Фурье (FT). Это позволяет вычислить d' с помощью:

$$d'^{2} = \int \frac{|S(f)|^{2}}{W(f)} df$$
(18.32)

где S(f)- FT сигнала s, а W(f)- спектр мощности фона $W(f) = \langle |FT\{g(x) - \langle g(x) \rangle \}^2 | \rangle$, а f = (fx, fy), - пространственные частоты вдоль двух направлений изображения. Это уравнение является основой для оценки SNR по шумовым эквивалентным квантам в главе 4 (качество изображения).

Другой подход к оценке ковариации фона состоит в том, чтобы разложить изображение на так называемые каналы или базисные функции. Выбор функции канала зависит от цели модели наблюдателя. Было функции **v**становлено. что канальные Лагерра-Гаусса являются эффективными при аппроксимации идеального наблюдателя, в то время как каналы Габора дают хорошую оценку работы человеческого наблюдателя. Часто для представления д достаточно десяти или менее канальных функций, что значительно снижает размерность задачи без предположения о стационарности фона. Такие модели наблюдателей часто называют Хотеллинга с каналами». Университет «наблюдателями Аризоны предоставляет программное обеспечение и учебные пособия для оценки качества изображения с помощью моделей наблюдателей [18.13].

ССЫЛКИ

- [18.1]DRAGOI, V., "Chapter 14: Visual processing: Eye and retina", Neuroscience Online, The UT Medical School at Houston, Houston, http://neuroscience.uth.tmc.edu/s2/chapter14.html (accessed on 17 September 2012).
- [18.2]NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION, Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), Part 14: Greyscale Standard Display Function, NEMA, Rosslyn, VA (2004), http://medical.nema.org/dicom/2004/04_14pu.pdf (accessed on 17 September 2012).
- [18.3]BARTEN, P.G., Contrast Sensitivity of the Human Eye and its Effects on Image Quality, SPIE Press, Bellingham, Washington, DC (1999).
- [18.4]Barrett, H.H., Myers, K., Foundations of Image Science, John Wiley & Sons, Hoboken, NJ (2004)

- [18.5]BIJKERK, K.R., THIJSSEN, M.A.O., ARNOLDUSSEN, T.J.M., "Modification of the CDMAM contrast-detail phantom for image quality of full field digital mammography systems", IWDM 2000 (Proc. Conf. Toronto, 2000), Medical Physics Publishing, Madison, WI (2000) 633–640.
- [18.6] ECKSTEIN, M.P., WHITING J.S., Visual signal detection in structured backgrounds, I: Effect of number of possible locations and spatial contrast, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 13 (1996) 1777–1787.
- [18.7] BURGESS, A.E., GHANDEHARIAN, H., Visual signal detection, II: Signallocation identification, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 1 (1984) 906–910.
- [18.8] METZ, ROC Software, http://metz-roc.uchicago.edu
- [18.9] DEVCHAKRABORTY.COM, http://www.devchakraborty.com/index.php (accessed on 18 September 2012).
- [18.10] SEGUI, J.A., ZHAO, W., Amorphous selenium flat panel detectors for digital mammography: Validation of a NPWE model observer with CDMAM observer performance experiments, Med. Phys. 33 (2006) 3711–3722.
- [18.11] BURGESS, A.E., Visual signal detection with two-component noise: Low-pass spectrum effects, J. Opt. Soc. Am. A Opt. Image Sci. Vis. 16 (1999) 694–704.
- [18.12] BURGESS, A.E., JACOBSON, F.L, JUDY, P.F., Human observer detection experiments with mammograms and power-law noise, Med. Phys. 28 (2001) 419.
- [18.13] THE IMAGE QUALITY WEBSITE, http://www.radiology.arizona.edu/CGRI/IQ/index.html (accessed on 18 September 2012).

БИБЛИОГРАФИЯ

INTERNATIONALCOMMISSION ON RADIATION UNITSAND MEASUREMENTS, Receiver Operating Characteristic Analysis in Medical Imaging, ICRU Rep. 79, ICRU, Bethesda, MD (2008).

Глава 19

УПРАВЛЕНИЕ КАЧЕСТВОМ

П.А. ХИЛЕС Больница Глан Клвид, Боделвиддан, Великобритания

И.Д. МАКЛИН Международное агентство по атомной энергии

С. ХРИСТОФИДЕС Новая больница общего профиля Никосии, АНикосия, Кипр

19.1. ВВЕДЕНИЕ

В этой главе представлены принципы и определения систем менеджмента качества (СМК) для радиологических учреждений, чтобы создать основу для помощи в создании таких систем и подчеркнуть роль медицинского физика в этом контексте. Несмотря на разнообразие терминов, используемых в настоящее время для описания процессов качества как в целом, так и конкретно в радиологии, существует широкое согласие с тем, что эффективное управление службами радиационной медицины требует культуры качества, которая включает в себя систематический подход к элементам, регулирующим предоставление этих услуг.

Поэтому концепция обеспечения качества (ОК) в радиологическом учреждении охватывает в самом широком смысле все те факторы, которые влияют на предполагаемый результат, то есть клинический диагноз. Медицинский физик играет важную роль в общей СМК, особенно, но не только, в отношении работы оборудования.

В конце главы приведен пример программы контроля качества (КК), чтобы продемонстрировать глубину детализации и участие медицинского физика.

19.2.1. СМК

СМК - это основа для поддержки деятельности службы учреждения с целью постоянного улучшения качества. СМК включает в себя:

- Цели и политику организации;
- Документированные процедуры, соответствующие этим целям и политике;
- Письменные практические инструкции для персонала;
- Мониторинг, регистрацию и аудит практики.

Из приведенного выше определения может показаться, что СМК - это просто набор процедур, задач и документов. Это не так. Каждая СМК должна быть разработана специально для каждого конкретного радиологического учреждения. Все компоненты должны сочетаться друг с другом, входы и выходы должны быть определены и связаны между собой; системные мониторы должны подавать информацию на процессы, вызывающие изменения в работе учреждения, и все части должны работать вместе для достижения общих целей учреждения.

Таким образом, СМК - это совокупность взаимосвязанных и взаимодействующих процессов, направленных на реализацию политики в области качества и достижение целей в области качества радиологического учреждения, которые, в свою очередь, являются неотъемлемой частью системы управления больницы, чтобы сосредоточиться на достижении многих аспектов предоставления услуг и целей в области качества.

ОК включает в себя все запланированные и систематические действия, необходимые для обеспечения достаточной уверенности в том, что товар, процесс или услуга будут соответствовать заданным требованиям к качеству. Как таковое, оно имеет широкий спектр, охватывая все соответствующие процедуры, виды деятельности и действия, а следовательно, и все группы персонала, вовлеченные в рассматриваемый процесс.

Программа ОК является частью СМК и направлена на обеспечение уверенности в том, что потребности или ожидания в отношении качества, заявленные, подразумеваемые или обязательные, удовлетворены.

Программу ОК в диагностической радиологии можно рассматривать как организованные усилия персонала учреждения по проведению наиболее подходящего обследования, получению изображений достаточно высокого качества и последовательности, а также использованию минимально возможной дозы облучения для постановки правильного диагноза.

Всемирная организация здравоохранения утверждает, что «удовлетворительная работа службы подразумевает оптимальное качество всего процесса, т.е. последовательное получение адекватной диагностической информации при минимальном облучении как пациента, так и персонала». Поэтому комплексная программа контроля качества должна охватывать весь процесс радиологии.

19.2.3. КК

КК - это процесс, в ходе которого измеряются и сравниваются фактические показатели качества с существующими стандартами, а также действия, необходимые для поддержания или восстановления соответствия стандартам. Это одна из частей общего ОК, предназначенная для проверки соответствия структур, систем и компонентов заранее установленным требованиям. Она связана с эксплуатационными методами и действиями, используемыми:

- для проверки выполнения требований к качеству;
- для корректировки и исправления работы, если обнаруживается, что требования не выполнены.

19.2.4. Стандарты качества и надлежащая практика

Стандарты качества» представляют собой набор общепринятых критериев, по которым можно оценить качество конкретной деятельности.

Рекомендации по стандартам лля лиагностической качества радиологии были выпущены различными национальными И международными организациями, МАГАТЭ, Всемирная такими как здравоохранения Панамериканская организация И организация здравоохранения, и более конкретно другими организациями, такими как Европейская комиссия, Американская ассоциация физиков в медицине и Институт физики и инженерии в медицине. Если рекомендуемые стандарты отсутствуют, необходимо разработать местные стандарты, основываясь на местной оценке требований.

Надлежащая практика - это практика, которая может быть рекомендована на основе последних рассмотрений доказательных данных, многолетнего опыта и знаний, полученных в отношении необходимой структуры, процесса и результата. Стандарты качества и надлежащая практика также являются основой для клинического аудита и более подробно рассматриваются в разделе 23.4.

19.3. ТРЕБОВНИЕ К СМК

Требования к созданию эффективной СМК подробно изложены в ISO 9001 [19.3] и кратко представлены далее.

19.3.1. Общие требования

Организация должна создать, документировать, внедрить и поддерживать СМК, а также постоянно повышать ее эффективность в соответствии со следующими требованиями, согласно которым организация должна:

- (i) Определить процессы, необходимые для СМК, и их применение в организации;
- (ii) Определить последовательность и взаимодействие этих процессов;
- (iii) Определить критерии и методы, необходимые для обеспечения эффективности функционирования и контроля этих процессов;
- (iv) Обеспечить наличие ресурсов и информации, необходимых для поддержки функционирования и контроля этих процессов;
- (v) Мониторинг, измерение и анализ этих процессов;
- (vi) Осуществлять действия, необходимые для достижения запланированных результатов и постоянного совершенствования этих процессов.

Эти общие требования отражают основные виды деятельности, необходимые для разработки эффективной системы. Они не являются последовательностью, скорее, взаимосвязь между требованиями можно представить в виде цикла. Этот цикл, начинающийся с цели организации, на основе которой разрабатываются задачи, рассматривается ниже. При планировании достижения целей организации выявляются процессы, определяется их последовательность и взаимодействие. Когда взаимосвязь между процессами известна, можно разработать и задокументировать критерии и методы эффективного функционирования и контроля. Процессы описываются в терминах, обеспечивающих их эффективную передачу, и подходящим способом сделать это будет сведение описаний процессов в руководство по качеству, которое не только ссылается на соответствующие процедуры и записи, но и показывает, как процессы взаимодействуют. Перед внедрением процессы должны быть обеспечены ресурсами, а информация, необходимая для их функционирования и контроля, развернута и взята под документальный контроль. После введения в действие процессы необходимо

контролировать, чтобы убедиться, что они функционируют в соответствии с планом. Измерения, проведенные для проверки того, что процессы обеспечивают требуемый результат, и действия, предпринятые для достижения запланированных должны быть задокументированы. Данные, полученные в результате мониторинга и измерений, которые фиксируются в контролируемых записях, необходимо анализировать, выявлять возможности для постоянного улучшения и реализовывать согласованные действия.

19.3.2. Роль медицинского физика

Как показано в разделе 19.2.2, программа ОК включает элементы, обеспечивающие высокое и стабильное качество изображения, а также использование соответствующих низких доз при радиологических исследованиях. Сложный характер количественной оценки качества изображения в радиологической визуализации (см. главу 4) и определения соответствующих показателей дозы (см. главу 22) требует, чтобы физик участвовал в разработке и контроле любой программы ОК, а во многих случаях, связанных со сложным оборудованием, он также должен участвовать в измерении, регистрации и анализе данных ОК. Кроме того, как описано ниже, многие процессы в СМК требуют серьезных технических знаний и опыта, которые может предоставить медицинский физик. Это было признано МАГАТЭ в Международных основных нормах безопасности для защиты от ионизирующего излучения и безопасности источников излучения (BSS) [9.4], которые требуют от зарегистрированных и лицензированных лиц создания комплексной программы ОК для медицинского облучения, медицинским физиком, осуществляемой специализирующимся соответствующей области, или под его надзором, или с его консультацией.

19.4. ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВО ДЛЯ ОБОРУДОВАНИЯ

Большая часть сложности современной радиологической визуализации связана с оборудованием и сопутствующими техническими процессами. Поэтому программа ОК для оборудования имеет важное значение и, чтобы быть эффективной, требует твердой приверженности со стороны руководства учреждения и организации, чтобы обеспечить необходимые ресурсы времени, персонала и бюджета. Программа должна охватывать весь процесс от первоначального решения о применении конкретной процедуры до интерпретации и регистрации результатов и включать методологию систематического контроля. Она должна включать в себя:

- Измерения физических параметров медицинского радиологического оборудования в момент приемки и ввода в эксплуатацию до клинического использования на пациентах, а также периодически после этого и после любого серьезного технического обслуживания, которое может повлиять на безопасность пациента;
- Выполнение корректирующих действий, если измеренные значения физических параметров выходят за пределы контрольных границ;
- Проверка соответствующих физических и клинических факторов, используемых при диагностике пациента;
- Записи соответствующих процедур и результатов, включая руководство, которое определяет четкие границы ответственности, описывает отдельные проведенные тесты КК, указывает частоту тестов, полезно для обучения персонала, облегчает аудит службы и помогает хранить информацию внутри службы;
- Проверка надлежащей калибровки и условий эксплуатации оборудования для дозиметрии и мониторинга;
- Оптимизация клинических протоколов и работы оборудования для достижения вышеуказанных целей (Quality Assurance(QA));
- Регулярные и независимые аудиты программы ОК для медицинского облучения (см. раздел 23.4).

19.4.1. Мультидисциплинарная команда

Процесс визуализации включает в себя множество элементов, и опыт персонала, прямо или косвенно участвующего в нем, имеет решающее значение для конечного результата. Поскольку обязанности распределяются между различными дисциплинами, они должны быть четко определены. Каждая дисциплина играет важную роль в конечном результате всего процесса, и эти роли взаимозависимы и требуют тесного сотрудничества. Каждый сотрудник должен обладать соответствующей квалификацией (образование, подготовка и опыт) и иметь доступ к соответствующим возможностям для непрерывного образования и развития. Важно, чтобы многопрофильная команда руководила, разрабатывала, поддерживала, управляла и улучшала такие системы качества. Хорошо направленная работа команды так же важна, как и индивидуальная работа, если не более важна, в обеспечении систематического улучшения программы ОК.

19.4.2. Структура программы ОК оборудования

Существует пять этапов, применимых к ОК оборудования для визуализации:

- (і) Спецификация оборудования и тендерный процесс;
- (ii) Критическая экспертиза;
- (ііі) Приемка;
- (iv) Ввод в эксплуатацию;
- (v) Текущие эксплуатационные испытания.

Все они являются частью жизненного цикла оборудования для формирования изображений, который показан на рис. 19.1.

19.4.2.1. Жизненный цикл системы формирования изображений

Жизненный цикл оборудования иногда называют циклом ОК оборудования. Этот цикл начинается с принятия решения о приобретении нового или бывшего в употреблении оборудования для удовлетворения потребностей учреждения и завершается его утилизацией. Техническое обслуживание является жизненно важной частью цикла.



РИС. 19.1. Пример жизненного цикла системы формирования изображений.

19.4.2.2. Спецификация оборудования

Цикл начинается с согласованной потребности в оборудовании, которая преобразуется в спецификацию оборудования, за которой, возможно, последует официальный тендер или процесс оценки вариантов. Это критически важная часть цикла, и медицинский физик учреждения, ответственный за диагностическую радиологию. Физик, отвечающий за диагностическую радиологию, должен быть одним из ключевых лиц в команде, которая разрабатывает спецификации, а также взаимодействовать с инженерно-техническими специалистами, например, по вопросам строительства места установки, электроснабжения и кондиционирования воздуха. На этом этапе также следует продумать радиационную защиту (см. главу 24) для рентгеновского оборудования, а для другого оборудования, такого как магнитные И радиочастотные сканеры, необходимо предусмотреть защиту от внешних воздействий, например, от магнитнорезонансной томографии. После заключения контракта и во время строительства медицинский физик также должен принимать активное участие, чтобы убедиться в правильности архитектурных планов и, по возможности, в правильности установки экранов.

19.4.2.3. Критическое обследование

После завершения установки медицинский физик совместно с другим соответствующим персоналом (например, представителем поставщика оборудования и инспектором регулирующих органов) должен провести критический осмотр установки. В ходе критического осмотра проверяются защитные элементы и предупреждающие устройства, встроенные в оборудование, чтобы убедиться в правильности работы и достаточной защите персонала, посетителей и пациентов от воздействия ионизирующего излучения.

Критическое обследование необходимо, когда неправильная установка оборудования может иметь последствия для радиационной защиты, например, неправильное срабатывание защитных или предупреждающих устройств, неудачное расположение или недостаточное экранирование. Это особенно важно, если во время строительства не удалось подтвердить, что была установлена правильная защита, как это часто бывает. Ключевое слово - «критический». Оно требует изучения того, как оборудование было смонтировано и установлено. Этого можно достичь не обязательно путем длинного списка предписанных испытаний каждой части системы, а скорее путем выборочного изучения опытным физиком тех характеристик, которые с наибольшей вероятностью могут повлиять на безопасность, а затем более глубокого исследования, в зависимости от полученных результатов.

Поскольку учреждение не должно разрешать использовать оборудование для медицинского облучения, пока результаты критического обследования не будут удовлетворительными, медицинский физик, присутствующий на критическом обследовании, в идеале должен представлять радиологическое учреждение. Если, однако, медицинский физик представляет компанию-установщика, это должно быть согласовано и установлено, предпочтительно на этапе заключения контракта.

19.4.2.4. Приемочные испытания

Приемочные испытания включают в себя проверку технических характеристик и особенностей оборудования представителями компанииустановщика и медицинского физика учреждения. Приемка может заключаться в простом заполнении контрольного списка. О любом значительном несоответствии следует официально уведомить подрядчика, который должен принять меры по исправлению ситуации. Во время приемочных испытаний квалифицированный специалист должен проверить электрическую и механическую безопасность любой новой установки.

19.4.2.5. Ввод в эксплуатацию

После приемки представитель учреждения, обычно медицинский физик, специализирующийся в области физики радиологии, проводит пусконаладочные работы, чтобы убедиться, что оборудование готово к клиническому использованию, и установить базовые значения, с которыми можно сравнивать результаты последующих плановых эксплуатационных испытаний. Испытания должны включать все параметры и условия эксплуатации, которые ожидаются при клиническом использовании. Необходимо убедиться, что все соответствующие испытания установки завершены и что ни одно испытание не было пропущено ни при критической проверке, ни при приемке. В некоторых случаях ввод оборудования в эксплуатацию может быть наиболее эффективным, если он проводится совместно установщиком и медицинским физиком. В этом случае при необходимости можно предпринять любые корректирующие действия, чтобы быстро оптимизировать работу системы визуализации, что является основной целью ввода в эксплуатацию.

После проведения серьезных работ на оборудовании соответствующие пусконаладочные испытания могут быть повторены для установления новых базовых значений, например, после замены рентгеновской трубки или установки нового программного обеспечения. Критический осмотр, приемку и ввод в эксплуатацию может проводить один и тот же медицинский физик. Хотя эти испытания могут быть объединены, их цель должна оставаться различной. Испытания при вводе в эксплуатацию, проводимые медицинским физиком и установщиком, не следует рассматривать как исчерпывающее тестирование системы. После или во время обучения у специалиста по продукции радиологическое учреждение или пользователи рентгеновского оборудования должны убедиться, что система соответствует клиническим требованиям пользователей, проверив настройки клинического протокола и обработку изображений, а также эргономику и расположение рентгеновского аппарата.

19.4.2.6. Текущие эксплуатационные испытания и контроль качества

Рутинное тестирование производительности (или постоянства), также известное как тестирование QC, включает в себя те тесты, которые проводятся либо регулярно, либо после технического обслуживания или ремонта, чтобы определить, произошло ли какое-либо изменение в производительности оборудования, требующее корректирующих действий.

Регулярные эксплуатационные испытания - это подмножество испытаний при вводе в эксплуатацию, и в них обычно участвует персонал с разным уровнем квалификации, некоторые из которых могут быть сторонними специалистами радиологического центра. Более частые и быстрые тесты обычно проводятся на месте с консультацией медицинского физика, в то время как более сложные и трудоемкие тесты могут потребовать специальных знаний и оборудования. Совместный междисциплинарный подход к рутинному тестированию характеристик очень важен.

19.4.2.7. Анализ отбраковки

В дополнение к рутинным испытаниям КК следует проводить анализ отбракованных изображений, полученных с помощью соответствующих систем. Это важно для обеспечения оптимального качества изображения и выявления неисправностей или длительного ухудшения качества. Отбраковка может быть вызвана многими причинами, такими как плохая обработка пленки, ошибки позиционирования или движения пациента, неправильная экспозиция и неисправное рентгеновское оборудование.

Многие из этих отклонений можно уменьшить или предотвратить с помощью надлежащего обучения персонала работе со всеми соответствующими частями оборудования и тщательного обслуживания оборудования. Анализ брака должен проводиться на регулярной основе, результаты должны доводиться до сведения персонала, и по мере необходимости должны приниматься соответствующие меры.

Важно проводить анализ брака и в цифровом отделе. Должна существовать простая процедура отбраковки изображений, которая не приводит к их исчезновению из системы. В идеале отбракованные изображения должны быть распределены по категориям и сохранены.

19.4.2.8. Техническое обслуживание

Для того чтобы программа КК была эффективной, важно иметь программу технического обслуживания, которая обеспечивает устранение любых неисправностей оборудования, выявленных в ходе тестирования КК. Испытания необходимо проводить после технического обслуживания или ремонта, которые могут повлиять на характеристики изображения и/или излучения оборудования.

Техническое обслуживание и регулярное тестирование характеристик дополняют друг друга. Оборудование необходимо обслуживать, чтобы гарантировать, что оно безопасно для использования и работает должным образом. Другая технического обслуживания оборудования цель подробные технические характеристики, заключается в том, чтобы продемонстрированные при вводе эксплуатацию, продолжали В выполняться в течение всего срока службы оборудования. Подрядчики по обслуживанию должны быть в состоянии продемонстрировать, что они проводят соответствующие испытания для проверки соответствия характеристик спецификации. Департаменты могут использовать результаты собственной программы планового тестирования производительности для проверки контракта на обслуживание. Важно, чтобы сервисные инженеры сообщали результаты любых проведенных ими испытаний или обслуживания, особенно если они могут повлиять на качество клинического изображения и дозу облучения. Дополнительный критический осмотр или частичные пусконаладочные испытания могут потребоваться, если аппарат подвергался модификации, техническому обслуживанию, переустановке или ремонту.

Проверки механической и электрической безопасности являются важной частью технического обслуживания и должны быть описаны в договоре на техническое обслуживание. Признано, что пользователи рентгеновского оборудования обязаны быть бдительными в отношении очевидных признаков механического или электрического износа.

19.4.2.9. Утилизация или альтернативное использование

Если оборудование для получения изображений больше не соответствует требуемым техническим характеристикам, его следует вывести из эксплуатации, утилизировать и заменить. В качестве альтернативы его можно использовать для менее сложных задач визуализации, для которых могут быть приемлемы более низкие технические характеристики.

19.4.3. Схема испытаний КК

Эти испытания предназначены для проверки стабильности работы оборудования или элементов, используемых для получения изображения. Испытания могут быть описаны различными способами, а некоторые из их ключевых характеристик приведены ниже:

- Частота: Рекомендуемая частота проведения стандартных эксплуатационных испытаний варьируется от ежедневной до трех ежегодных. Частота проведения тестов указывается в виде диапазона (например, от трех до шести месяцев), поскольку выбор частоты зависит от характеристик оборудования (например, возраста, належности) И клинической нагрузки, которой подвергается оборудование. Более низкая частота тестов может быть уместна для простого оборудования для визуализации, которое используется реже, например, в муниципальных больницах, или для оборудования, где, как показывает опыт, параметры вряд ли изменятся. Частота испытаний также может быть обозначена как необходимая и желательная, например, испытание может быть необходимым каждый год, но желательно - каждые шесть месяцев.
- Приоритет: Приоритеты, указывающие на то, рекомендуется ли проведение рутинного испытания характеристик могут быть обозначены следующим образом:
 - Существенный: Представляет собой рекомендуемый минимальный стандарт; соответствие этому стандарту испытаний будет считаться хорошей практикой.
 - Желательный: Включение этого уровня испытаний будет считаться передовой практикой. Однако признается, что проведение этих испытаний может быть ограничено стоимостью испытательного оборудования, наличием персонала, характеристиками оборудования, клинической нагрузкой или другими факторами.

- Стандарты производительности: Испытания КК помогают поддерживать производительность оборудования. Благодаря использованию критериев допустимости, которые применяются к результатам испытаний КК. Эти стандарты эффективности могут быть охарактеризованы как приемлемые и достижимые:
 - Приемлемые: Указывает на то, что производительность должна быть в пределах этих допусков, и если это не так, оборудование не должно использоваться.
 - Достижимые: Указывает на уровень производительности, который должен быть достигнут при благоприятных обстоятельствах; если это осуществимо, то это уровень, на котором должен работать объект.
- Типы испытаний: Многие испытания КК предназначены для измерения постоянства характеристик оборудования во времени. Для того чтобы сделать это эффективно, необходимо, чтобы условия измерения параметров испытания были постоянными во времени. В данной публикации используются термины «повторяемость» и «согласованность»:
 - Повторяемость: Указывает на то, что характеристики должны находиться в пределах заданных допусков самосогласованности для набора измерений, выполненных за один раз.
 - Согласованность: Указывает на то, что рабочие параметры не изменяются в течение периода между испытаниями КК. Обычно это достигается путем сравнения с установленным базовым измерением. Этот тип испытаний также известен как воспроизводимость. В случаях, когда базовые значения фиксируются на номинальных значениях, это известно как испытание на точность.

19.4.4. Спецификация испытательного оборудования

Испытатели оборудования в радиологических учреждениях должны иметь доступ к необходимому испытательному оборудованию для проведения требуемых испытаний в рамках программы ОК. Испытательное оборудование в виде приборов, измеряющих физические параметры, должно быть откалибровано по соответствующему стандарту до использования и через подходящие промежутки времени (см. главу 21). Кроме того, может потребоваться ряд фантомов для (i) дозиметрических измерений, особенно в режимах автоматического управления экспозицией (automatic exposure control – AEC) (см. главу 22), и (ii) контроля качества изображений в системах. Оценка цифровых изображений все чаще требует доступа к наборам данных изображений и использования компьютера и соответствующего программного обеспечения. Оценка мониторов для отображения изображений требует специальных тестовых шаблонов и более подробно рассматривается в главах 9 и 16.

19.5. ПРИМЕР ПРОГРАММЫ КК

Пример программы КК приведен для иллюстрации тестов, которые необходимо выполнить. Он не является руководством по контролю качества, а представляет собой пример, помогающий разработать программы контроля качества для отдельных рентгеновских методов в радиологическом центре.

При рассмотрении состава такой программы важно помнить, что на выбор тестов КК влияет множество факторов, например, возраст, состояние и уровень использования оборудования, производительность оборудования и ресурсы отдела.

Несмотря на то, что принципы тестирования КК четко определены, нежелательно слишком подробно прописывать типы тестов, частоту, приоритеты и допуски в программе мониторинга, чтобы обеспечить гибкость в ответ на вышеупомянутые ограничения. Может возникнуть опасность проведения испытаний ради самих себя, особенно с учетом растущей надежности современных рентгеновских систем, которые значительно усовершенствовались за последнее десятилетие. Наконец, ресурсы для контроля качества должны соответствовать необходимости получения изображений лостаточно высокого качества последовательности возможной дозе облучения, при минимально необходимой для получения требуемой диагностической информации.

Особое внимание следует уделить оборудованию, используемому для медицинского облучения детей, программ скрининга здоровья или высокодозных процедур. Для такого оборудования программа контроля качества может быть более обширной и/или частой.

19.5.1. Программа контроля качества для рентгеновских трубок и генераторов

Все оборудование, используемое для медицинской рентгенографии, требует регулярного тестирования, и в данном разделе приводится ряд физических параметров, связанных с генерацией рентгеновских лучей, ограничением пучка рентгеновских лучей и ручным контролем экспозиции, которые необходимо оценивать на каждой единице оборудования, включая стационарные установки (как рентгенографические, так и флюороскопические), мобильные рентгенографические установки и мобильные усилители изображения (таблица 19.1).

ТАБЛИЦА 19.1. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ДЛЯ РЕНТГЕНОВСКИХ ТРУБОК И ГЕНЕРАТОРОВ

Параметр	Частота	Приоритет	
Выравнивание рентегновского снимка	1-2 раза в	Существенный	
	месяц	существенным	
Центрирование рентегоновского снимка	1-2 раза в	Существенный	
	месяц	Существенный	
Световой луч/центрирование	1-2 раза в	Существенный	
	месяц	Существенный	
Расстоияние и масштабы	1-2 раза в	Жепательный	
	месяц	ЛСЛАТСЛЬНЫИ	
Выравнивание и коллимация рецептора	3-6 раза в	Жепательный	
изображения	месяц	ЛСЛАТСЛЬНЫИ	
Индексмощности излучения:	1-2 раза в	Существенный	
повторяемость и постоянство	месяц		
Мощность излучения: повторяемость и			
постоянтсво	1-2 раза в год	Существенный	
Повторяемость и точность времени	1.2 page p. FOT	Сущестрениций	
экспозиции	1-2 раза в год	Существенный	
Потенциальная повторяемость и	1-2 paga B FOR	Существении и	
точность приборок	1-2 раза в 10д	Существенный	

19.5.2. Программа контроля качества для пленочной рентгенографии на экране

В данном разделе рассматривается рентгенография с использованием экранной пленки для общих рентгенографических процедур, включая системы AEC.

19.5.2.1. Системы АЭК для экранной пленки

Использование АЕС позволяет сократить количество повторных пленок при условии, что система АЕС правильно настроена для оптимальной

работы. Оптимальная настройка системы AEC будет установлена во время ввода устройства в эксплуатацию. Испытания КК проводятся с регулярной периодичностью для обеспечения постоянной оптимальной работы (табл. 19.2).

ТАБЛИЦА 19.2. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ДЛЯ СИСТЕМ ЭКРАННОЙ КИНОРАДИОГРАФИИ

Параметр	Частота	Приоритет
Работа таймера резервного копирование АЕС	Ежегодно	Существенный
Результирующая плотность пленки при AEC	1-3 раза в месяц	Существенный
Согласовонность между камерами АЕС	Ежегодно	Существенный
Повторяемость и согласованность АЕС	Ежегодно	Существенный
Доза рецептора Изображения АЕС	Ежегодно	Существенный

19.5.2.2. Процессор пленки и фотолаборатория

Анализ отбракованных пленок для рентгенографии на экране обычно показывает, что 50% отбракованных пленок приходится на плохо контролируемые автоматические системы обработки пленки. Очень важно, чтобы обработка пленки в автоматических процессорах контролировалась с помощью сенситометрического контроля (табл. 19.3). Этот процесс требует стандартизированного источника света, который облучает пленку рентгеновскими лучами с логарифмически возрастающей интенсивностью2, известного как сенситометр, и калиброванного денситометра для измерения полученной оптической плотности на обработанной контрольной пленке. Одна коробка пленки того типа, который используется в клинике, откладывается сенситометрического для ежедневного измерения. Полученная оптическая плотность для определенного шага записывается как «индекс скорости» на графике тренда (пример см. на рис. 19.2), на котором указаны допустимые отклонения.

Если оптическая плотность выходит за пределы допуска, необходимо принять меры для коррекции обработки пленки. Аналогичный индекс для контрастности пленки и значений «основа + туман» также необходим, и в сочетании с графиком тенденций может помочь в определении корректирующих действий, необходимых для процессоров пленки.

Контрольная схема рентгеновских снимков Отделение диагностической радиологии



РИС. 19.2. Диаграмма КК процессора образцовой пленки с верхним и нижним пределами допуска (пунктирные линии). Обратите внимание, что измерение, проведенное 6 апреля, было повторено, поскольку исходное значение индекса контрастности (DD) выходило за пределы допустимого уровня.

ТАБЛИЦА 19.3. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ДЛЯ КИНОПРОЦЕССОРА И ФОТОЛАБОРАТОРИИ

Параметр	Частота	Приоритет
Температура проявителя	Ежедневно-еженедельно	Сущесвенный
Густой туман	Ежедневно-еженедельно	Сущесвенный
Скорость пленки: индекс скорости	Ежедневно-еженедельно	Сущесвенный
Контрастность пленки: индекс контрастности	Ежедневно-еженедельно	Сущесвенный
Ставки пополнения	1-3 раза в месяц	Желательный
Закрепитель РН	1-3 раза в месяц	Желательный
Содержание серебра в закрепителе	1-3 раза в месяц	Желательный
Состояние кассет и экранов	6-12 раз в месяц	Сущесвенный
Относительная скорость	Ежегодно	Желательный
Запотевание пленки	Ежегодно	Желательный
Светозащита фотолаборотории	Ежегодно	Желательный

19.5.2.3. Негатоскоп и условия просмотра

Оптимальный просмотр пленки имеет решающее значение для успешного чтения радиографических пленок. Этой важной части ОК часто не уделяется должного внимания, а ведь выявленные плохие условия просмотра часто можно легко исправить. Необходимо позаботиться о том, чтобы смотровые боксы имели равномерную яркость и цветовую температуру, а уровень освещенности окружающего освещения был низким (табл. 19.4).

ТАБЛИЦА 19.4. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА QC ДЛЯ НЕГАТОСКОПОВ И УСЛОВИЙ ПРОСМОТРА

Параметр	Частота	Приоритет
Состояние просмотра фильма	6 ежемесячно	Существенный
Яркость для просмотра фильма	6-12 раз в месяц	Существенный
Однородность просмотра фильмов	6-12 раз в месяц	Существенный
Различия между соседними зрителями фильма	6-12 раз в месяц	Желательный
Освещение помецения	6-12 раз в месяц	Существенный

19.5.3. Программа контроля качества для цифровой рентгенографии

Этот раздел относится к получению, обработке и отображению цифровых изображений, в основном с помощью либо компьютерной радиографии, состоящей из кассеты и процессора изображений, либо цифровой радиографии, которая включает в себя жестко подключенный цифровой детектор и процессорную систему. Важно отметить, что оба варианта предусматривают использование систем AEC.

Одно из фундаментальных различий между цифровыми и аналоговыми (пленочными) системами заключается в разделении функций получения, обработки и отображения изображения. Хотя это обеспечивает широкий динамический диапазон цифрового рецептора, позволяя оптимально отображать изображения с разным уровнем экспозиции, это устраняет связь между яркостью изображения и экспозицией рецептора или пациента. Таким образом, для пользователей не очевидно, работает ли система с оптимальной чувствительностью или изменяется уровень экспозиции. Это является серьезной проблемой и подчеркивает необходимость контроля качества в этой области.

Цифровые системы для радиографии имеют индикацию реакции детектора на излучение, которая называется индексом экспозиции. Хотя цифровые системы кажутся полностью автоматическими, на самом деле функции получения, обработки и отображения могут быть изменены для различных типов исследований, чтобы получить оптимальное качество изображения для диагностики при приемлемой дозе облучения пациента. Эта важная область оптимизации рассматривается в главе 23. После провести необхолимо КК. оптимизании проверку используя обработку изображений, последовательную поддержания для производительности оборудования.

Как только цифровая визуализация становится основной формой визуализации в рентгеновском центре, цифровая связь через систему архивирования изображений и коммуникаций становится критически важной для функционирования центра. В первую очередь речь идет о настройке и поддержании работоспособности устройств отображения изображений (подробнее см. главу 16). Другим важным моментом является использование структур DICOM для регистрации данных о дозе, получаемой от оборудования. Эти данные становятся все более доступными для пациентов и хранятся в записях. Медицинским физикам будет все важнее проверять точность такой информации. Первым шагом является проверка показателей дозы DICOM при вводе в эксплуатацию нового оборудования и плановая калибровка капаметров (измеритель магнитной восприимчивости) и других показателей дозы, например, используемых в компьютерной томографии и т. д. (см. главы 21 и 22 по инструментарию и дозиметрии, соответственно).

19.5.3.1. Общие сведения

ТАБЛИЦА 19.5. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА ДЛЯ СИСТЕМ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ - ОБЩИЕ ИСПЫТАНИЯ

Параметр	Частота	Приоритет
Мониторинг ЭИ	1-3 раза в месяц	Существенный
Однородность изображение	1-3 раза в месяц	Существенный
Видимость порогового контраста	4-6 раза в месяц	Желательный
Ограничение протсранственного разрешения	4-6 раза в месяц	Желательный
Повторяемость и постоянство индекса воздействия	Ежегодно	Существенный
Однородность изображения	Ежегодно	Существенный
Пороговая контрастность	Ежегодно	Существенный
Ограничение пространственного разрешения	Ежегодно	Желательный
Ошибки масштабирования	Ежегодно	Желательный
Темный шум	Ежегодно	Желательный
Чувствительность АЕС	1-3 раза в месяц	Существенный
Работа таймера резервного копирование АЕС	Ежегодно	Существенный
Согласованность АЕС между камерами	Ежегодно	Существенный
Повторяемость и согласованность АЕС	Ежегодно	Существенный
Доза рецептора изображение АЕС	Ежегодно	Существенный

19.5.3.2. Компьютерная радиография

ТАБЛИЦА 19.6. АННОТАЦИЯ ПРОГРАММА КОНТРОЛЯ КАЧЕСТВА СИСТЕМ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ - СПЕЦИФИЧЕСКИЕ ТЕСТЫ КОМПЬЮТЕРНОЙ РАДИОГРАФИИ

Параметр	Частота	Приоритет
Состояние коссет и фотопластинок	1-3 раза в месяц	Существенный
Эффективность цикла	Ежегодно	Существенный

19.5.3.3. Цифровая рентгенография

ТАБЛИЦА 19.7. ПРИМЕРНАЯ ПРОГРАММА КК ДЛЯ СИСТЕМ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ - СПЕЦИАЛЬНЫЕ ТЕСТЫ ДЛЯ ЦИФРОВОЙ РАДИОГРАФИИ

Парметр	Частота	Приоритет
Воспроизводимость чувствительности между цифровыми рентгенографическими детекторами, подключенными к одному гененратору	Ежегодно	Существенный

19.6. УПРАВЛЕНИЕ ДАННЫМИ

Управление качеством приведет к накоплению значительного объема данных, для хранения и поиска которых потребуется подходящее хранилище. Однако эти данные можно активно использовать для управления системой КК. Для этого необходимо разработать подходящую систему управления данными, которая может быть как бумажной, так и компьютерной, что становится все более распространенным явлением.

Элементы такой системы включают:

- Руководства по политике и контролю, определяющие характер программ КК и детали процедур тестирования КК.
- Результаты испытаний КК, которые необходимо регистрировать и сравнивать с требуемыми критериями эффективности. Некоторые испытания предполагают постоянство характеристик и сравнение с исходными данными. Для анализа таких данных очень полезно графическое представление, например, диаграмма тренда.
- Отчет об испытаниях также часто требуется для документирования результатов испытаний и принятия мер по настройке оборудования (рис. 19.2).
- Анализ тенденций важный инструмент, который можно использовать для оценки изменений в производительности, выделения испытаний, которые постоянно не удаются, и сравнения аналогичных типов оборудования.

Дополнительная функциональность может быть достигнута с помощью:

• Возможность проведения аудита данных для определения пригодности испытаний и оптимальной частоты их проведения.

- Хотя автоматизированные системы обычно создаются с помощью программного обеспечения для электронных таблиц, использование программного обеспечения для баз данных с большей вероятностью позволит достичь удовлетворительных результатов, которые могут включать планирование испытаний, анализ тенденций, автоматическое создание отчетов и аудит эффективности.
- Эффективная система управления данными, позволяющая КК функционировать как динамический процесс, в котором постоянный анализ результатов служит основой для непрерывного пересмотра программы КК, включая пригодность и актуальность проводимых тестов и частоту их проведения (рис. 19.3).
- Медицинский физик, участвующий в создании и поддержании такой системы управления данными.



РИС. 19.3. Пример структуры управления данными.

ССЫЛКИ

- [19.1]INTERNATIONALORGANIZATION FOR STANDARDS, Quality Management Systems – Fundamentals and Vocabulary, Rep. ISO9000:2000, ISO, Geneva (2000).
- [19.2]HOYLE, D., ISO 9000 Quality Systems Handbook, 4th edn, Butterworth Heinemann, Oxford (2001).
- [19.3]INTERNATIONALORGANIZATION FOR STANDARDS, Quality Management Systems Requirements, Rep. ISO9001:2000, ISO, Geneva (2000).
- [19.4]FOOD AND AGRICULTURE ORGANIZATION OF THE UNITED NATIONS, INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, INTERNATIONAL LABOUR ORGANISATION, OECD NUCLEAR ENERGY AGENCY, PAN AMERICAN HEALTH ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, International Basic Safety Standards for Protection against Ionizing Radiation and for the Safety of Radiation Sources, Safety Series No. 115, IAEA, Vienna (1996).

БИБЛИОГРАФИЯ

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, Quality Control in Diagnostic Radiology, AAPM Rep. 74, AAPM, New York (2002), http://www.aapm.org/pubs/reports/rpt_74.pdf (accessed on 23 August 2012).

AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, An Exposure Indicator for Digital Radiography: Report of AAPM Task Group 116, AAPM Rep. 116, AAPM, New York (2009), http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_116.pdf (accessed on 23 August 2012).

EUROPEAN COMMISSION, Radiation Protection No. 162: Criteria for Acceptability of Medical Radiological Equipment used in Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy, EC, Luxembourg (2012).

HAUS, A.G. (Ed.), Advances in Film Processing Systems Technology and Quality Control in Medical Imaging, Medical Physics Publishing, Madison, WI (2001).

HEALTH AND SAFETY EXECUTIVE, Equipment Used in Connection with Medical Exposure, Guidance Note PM77, HSE Books, Sudbury (2006), http://www.hse.gov.uk/pubns/guidance/pm77.pdf (accessed on 23 August 2012).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Quality Control in Magnetic Resonance Imaging, IPEM Rep. 80, IPEM, York (2002).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Measurement of the Performance Characteristics of Diagnostic X-ray systems used in Medicine, IPEM Rep. 32, 2nd edn, Part III: Computed Tomography X-ray Scanners, IPEM, York (2003).
INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, Recommended Standards for the Routine Performance Testing of Diagnostic X-ray Imaging Systems, IPEM Rep. 91, IPEM, York (2005).

INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE, The Critical Examination of X-ray Generating Equipment in Diagnostic Radiology, IPEM Rep. 107, IPEM, York (2012).

INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Series No. 2, IAEA, Vienna (2009).

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, Quality Management and Quality Assurance Standards – Part I: Guidelines for Selection and Use, ISO 9000, ISO, Geneva (1994). PAN AMERICAN HEALTH

ORGANIZATION, WORLD HEALTH ORGANIZATION, Organization, Development, Quality Assurance and Radiation Protection in Radiology Services: Imaging and Radiation Therapy, PAHO, Washington, DC (1997).

Глава 20

РАДИАЦИОННАЯ БИОЛОГИЯ

ДЖ. ВАНДЕРГЕМ

Международное агентство по атомной энергии

20.1. ВСТУПЛЕНИЕ

Радиационная биология (радиобиология) — это изучение действия ионизирующих излучений на живую материю. В этой главе дается обзор биологических эффектов ионизирующего излучения и обсуждаются физические, химические и биологические переменные, влияющие на дозовый ответ на клеточном, тканевом и общеорганизменном уровнях при дозах и мощностях доз, актуальных для диагностической радиологии.

20.1.1. Детерминированные и стохастические реакции

Биологические эффекты радиации у человека проявляются либо у самих облученных (соматические эффекты), либо у их потомков (наследственные или генетические эффекты). Соматические эффекты делятся на детерминированные (также известные как «тканевые реакции») и стохастические, при этом наследственные и генетические эффекты имеют только стохастическое происхождение.

Детерминированные эффекты возникают в результате вызванной радиацией потери или повреждения клеток, например, влажная десквамация при интервенционной кардиологии. На большинство органов или тканей организма не влияет потеря нескольких клеток; однако если количество потерянных клеток достаточно велико, то возникает заметный вред и, следовательно, потеря функции ткани/органа. Выше определенного уровня дозы, так называемой пороговой дозы, тяжесть эффекта обязательно возрастает с увеличением дозы. Этот порог варьируется от одного эффекта к другому. Детерминированные эффекты могут проявиться через несколько часов или дней после воздействия (например, ранняя кожная реакция), а могут потребовать месяцев или лет для своего проявления (например, развитие катаракты хрусталика глаза).

Стохастические эффекты, с другой стороны, являются вероятностными эффектами. Это означает, что вероятность возникновения эффекта, но не его тяжесть, является функцией дозы - вероятность возрастает с увеличением дозы. Предполагается, что эти эффекты не имеют пороговой дозы, ниже которой они не могут проявиться. Основными стохастическими эффектами, вызывающими беспокойство при типичных уровнях диагностической радиологии, являются рак и генетические эффекты. Это исключительно поздние эффекты, поскольку они проявляются только спустя годы после облучения.

20.1.2. Диагностическая радиология

Количество энергии, депонированной в тканях пациентов в результате диагностических радиологических исследований или интервенционных процедур, обычно на несколько порядков меньше, чем при проведении радиационной онкологии. Следовательно, причиняемый вред в основном сводится к стохастическим эффектам. Типичные эффективные дозы от диагностических процедур (рис. 20.1) показывают, что существует большой диапазон в величине дозы излучения, получаемой при различных обследованиях. Следует также учитывать, что при небольшом количестве процедур может произойти радиационное повреждение тканей, как это наблюдается при кожных реакциях после длительных интервенционных процедур. Профессиональная доза, хотя и на порядки ниже, чем у пациента во время одной процедуры, может стать значительной для работника, выполняющего большое количество процедур, и особенно если не соблюдаются необходимые меры предосторожности. Следовательно, увеличивается частота повреждений хрусталика глаза у некоторых работников, например, во время интервенционных процедур.



РИС. 20.1. Тенденции средних эффективных доз, полученных в результате отдельных диагностических медицинских обследований, уровень здравоохранения I (из [20.1]).

20.1.3. Международные организации по радиационным эффектам

Существует два больших комитета, которые собирают и анализируют современной литературы 0 биологических эффектах данные ИЗ ионизирующего излучения. БВИИ (Комитет по биологическому воздействию ионизирующего излучения) и НКДАР ООН (Научный комитет Организации Объединенных Наций по действию атомной радиации) периодически представляют доклады по таким важным вопросам, как оценка риска радиационно-индуцированного рака и наследственных (генетических) эффектов. Кроме того. МКРЗ (Международная комиссия по радиологической защите) занимается разработкой рекомендаций И руководящих принципов в области радиационной защиты.

20.2. РАДИАЦИОННОЕ ПОВРЕЖДЕНИЕ ДНК (ДЕЗОКСИРИБОНУКЛЕИНОВОЙ КИСЛОТЫ)

20.2.1. Структура ДНК (дезоксирибонуклеиновой кислоты)

Дезоксирибонуклеиновая кислота (ДНК) содержит генетическую информацию клетки.

ДНК - это большая молекула, имеющая характерную структуру двойной спирали, состоящей из двух нитей, каждая из которых состоит из последовательности нуклеотидов. Основа ДНК состоит из чередующихся сахарных и фосфатных групп. Нуклеотид – это субъединица ДНК, состоящая из основания, соединенного с сахаром (дезоксирибозой) и фосфатной группой. Четыре основания - аденин (А), гуанин (Г), цитозин (Ц) и тимин (Т). Эти основания можно разделить на две группы: пурины (А и Г) и пиримидины (Т и Ц). Уникальное сопряжение нуклеотидных оснований обеспечивает идентичность ДНК, которая используется при репликации. Генетическая информация клетки содержится в линейной последовательности нуклеотидов, составляющих набор генов организма.

20.2.2. Радиационная химия: Прямые и косвенные эффекты

Физическое взаимодействие ионизирующего излучения с веществом приводит к потере энергии излучения через ионизацию и образование свободных радикалов. Эти радикалы быстро (10^{-10} c) реагируют с соседними молекулами и образуют вторичные радикалы ДНК или липидов. Свободные радикалы - это фрагменты молекул с неспаренными электронами, которые обладают высокой реакционной способностью по

отношению к клеточным молекулам и, следовательно, имеют короткую жизнь. Свободные радикалы образуются в большом количестве под действием ионизирующим излучением, в результате процесса поглощения энергии и разрыва химических связей в молекулах. Известно, что свободные радикалы играют важную роль в биологических тканях и организмах.

Когда энергия ионизирующего излучения попадает в определенную макромолекулу связанной с наблюдаемыми биологическими эффектами, например в ДНК, это называется прямым эффектом излучения. В качестве альтернативы фотоны могут поглощаться в воде организма, вызывая возбуждение и ионизацию в молекулах воды. Образующиеся радикалы образующиеся при этом, а именно гидратированный электрон ($e_{aq/rидp}^{-}$), атом водорода (H^{-}) и гидроксильный радикал (OH^{-}), способны распространяться достаточно далеко, чтобы достичь и повредить критические мишени. Это называется непрямым действием ионизирующего излучения.

Поглощение энергии зависит от обилия материала на пути излучения. Вода - самая преобладающая молекула в живых организмах (около 80 % массы живой клетки составляет вода). Поэтому большая часть энергии излучения будет поглощена в клеточной воде. Около двух трети биологических повреждений, вызванных излучениями с низкой линейной передачей энергии (слабоионизирующим излучением), таким как рентгеновские лучи или электроны, обусловлено непрямым действием. После воздействия ионизирующего излучения в воде происходит сложный ряд химических изменений. Этот процесс называется радиолизом воды.

20.2.3. Повреждение ДНК

Повреждение ДНК является основной причиной гибели клеток под воздействием радиации. Радиационное облучение приводит к широкому спектру повреждений ДНК, таких как разрывы одной нити, двуцепочечный разрыв (ДЦР), повреждения оснований, белок-ДНК сшивки и белокбелковые сшивки (рис. 20.2).



РИС. 20.2. Некоторые возможные повреждения в ДНК (воспроизведено из работы [20.2]; любезно предоставлено Р. Э. Мейном и Р. Хамфри, Онкологический центр МД Андерсона, Хьюстон).

ДЦР играют критическую роль в гибели клеток, канцерогенезе и наследственных эффектах. Существуют экспериментальные данные, показывающие, что первоначально возникшие ДЦР коррелируют с радиочувствительностью и выживаемостью при более низких дозах облучения, а невосстановленные или неправильно восстановленные ДЦР также коррелируют с выживаемостью после более высоких доз. Кроме того, существуют экспериментальные доказательства причинно-следственной связи между генерацией ДЦР и индукцией хромосомных транслокаций с канцерогенным потенциалом.

20.3. ВОССТАНОВЛЕНИЕ ДНК

Механизмы репарации ДНК важны для восстановления клеток после радиации и других повреждающих агентов. Существует множество ферментативных механизмов для обнаружения И восстановления радиационно-индуцированных повреждений ДНК. Репарация ДНК такие механизмы, как эксцизионная репарация оснований, репарация несоответствий и нуклеотидная эксцизионная репарация, реагируют на такие повреждения, как окисление оснований, алкилирование И интеркаляция нитей.

Эксцизионная репарация заключается в расщеплении поврежденной нити ДНК ферментами, которые расщепляют ферменты, расщепляющих полинуклеотидную цепь по обе стороны от повреждения, и ферментов, расщепляющих конец полинуклеотидной цепи, что позволяет удалить короткий сегмент, содержащий поврежденный участок. Затем ДНКполимераза может заполнить образовавшуюся брешь, используя противоположную неповрежденную нить в качестве шаблона.

Для ДЦР существуют два основных пути репарации - негомологичное концевое соединение (НКС) и гомологичная рекомбинация. НКС-репарация действует фрагменты ДНК с тупым концом. Этот процесс включает в себя распознавание белками репарации поврежденные концы, очистку разорванных концов молекулы ДНК и окончательное лигирование разорванных концов. Репарация ДЦР путем гомологичной рекомбинации использует гомологию последовательности с неповрежденной копией поврежденного участка и, следовательно, может происходить только в поздних S или G2 фазах клеточного цикла (см. раздел 20.5). Неповрежденная ДНК из обеих нитей используется в качестве шаблона для восстановления повреждения. В отличие от НКС, процесс репарации при гомологичной рекомбинации является безошибочным. свободным. Репарация с помощью НКС происходит на протяжении всего клеточного цикла, но преобладает в G1/S фазах (см. раздел 20.5). Этот процесс подвержен ошибкам, поскольку не опирается на гомологии последовательностей.

Невосстановленные или неправильно восстановленные повреждения ДНК приводят к мутациям и/или повреждению хромосом в клетке, подвергшейся воздействию. Мутации могут привести к раку или наследственным заболеваниям (при воздействии на половые клетки), в то время как серьезные повреждения хромосом часто приводят к гибели клетки.

20.4. РАДИАЦИОННО-ИНДУЦИРОВАННОЕ ПОВРЕЖДЕНИЕ ХРОМОСОМ И БИОЛОГИЧЕСКАЯ ДОЗИМЕТРИЯ

В живой клетке хромосомы находятся в ядре клетки. Хромосомы состоят из ДНК и белков, образующих нитевидную структуру, содержащую генетическую информацию, расположенную в линейной последовательности. Когда ДЦР ДНК не завершена, это может иметь серьезные последствия для клетки, а именно привести к хромосомным повреждениям (аберрациям). Аберрантные (поврежденные) хромосомы

возникают, когда сломанные концы соединяются с другими сломанными концами, образуя кольца, дицентрики (хромосомы с двумя центромерами), другие транслокации хромосомные аберрации. Симметричные И транслокации и небольшие делеции, как правило, не смертельны. Дицентрики и кольца - это «нестабильные» аберрации, они летальны для клетки и, как следствие, не передаются потомству. Частота встречаемости дицентриков и колец медленно снижается с течением времени после облучения, поскольку срок жизни облученных клеток ограничен и они удаляются из окружающей среды. Транслокации являются «стабильными» аберрациями и могут сохраняться в течение многих лет, поскольку они не являются летальными для клетки и передаются потомству. Когда такие транслокации происходят в половых клетках (семенниках или яичниках), они могут привести к усилению наследственных эффектов у потомства.

Структурные хромосомные аберрации могут использоваться в качестве индикатора радиационного воздействия. Анализ хромосом в митотических разрастаниях (карио типирование), образование микроядр и флуоресцентная гибридизация in situ позволяют выявить нерепарированные повреждения ДНК в хроматидах, вызванные радиацией и различными агентами, повреждающими ДНК. Эти цитологические методы используются в биодоз метрии (анализы для оценки дозы радиации на основе типа и/или частоты хромосомных аберраций в облученных клетках/тканях). Биодоз метрия стала важным инструментом для оценки доз облучения в известных или предполагаемых случаях острого (нежелательного) радиационного воздействия.

20.5. КЛЕТОЧНЫЙ ЦИКЛ

Клеточный цикл состоит из двух четко определенных периодов: митоза (М), когда происходит деление, и периода синтеза ДНК (С). Части С и М клеточного цикла разделены двумя периодами (промежутками) - G1 и G2. Клетки растущей популяции (например, кожи, кишечника, костного мозга), но не покоящиеся полностью дифференцированные клетки фазы G0, участвуют в клеточном цикле и, следовательно, более чувствительны к радиации. Репликация генома происходит в фазе С, а митотическое размножение в дочерних поколениях - в фазе G2/М. Типичное время генерации клеток составляет 10-40 ч, при этом фаза G1 занимает около 30%, фаза C - 50%, фаза G2 - 50% 15%, а М-фаза - 5% времени клеточного цикла. На границах G1/C и G2/M существуют контрольные точки, которые обеспечивают точность обработки генома.

Радиочувствительность различается в течение клеточного цикла, в целом наиболее радиорезистентной является поздняя С-фаза, наиболее радиочувствительной - G2/M, а фаза G1 занимает промежуточное положение. Большая доля репарации путем гомологичной рекомбинации, чем НКС в поздней С-фазе, может объяснить устойчивость клеток поздней С-фазы. Уплотнение хроматина и низкая компетентность репарации (сниженный доступ ферментов) могут объяснить высокую радиочувствительность в фазе G2/M. Покоящиеся клетки, не вовлеченные в клеточный цикл, еще более устойчивы к облучению по сравнению с клетками поздней С-фазы.

20.6. ТЕОРИЯ КРИВОЙ ВЫЖИВАНИЯ

20.6.1. Кривые выживания

Общепринятым стандартом для измерения радиочувствительности клеточной популяции является «сохранение репродуктивной целостности», то есть способность клетки претерпевать более 5-6 делений и создавать жизнеспособную колонию, содержащую не менее 50 клеток. Это называется «выживаемостью клеток» (рис. 20.3). Кривые выживания лучше всего виде полулогарифмического графика представить в зависимости выживаемости по оси ординат от дозы облучения по линейной шкале по оси абсцисс. Когда доля выживших облученных клеток строится как функция дозы, кривая выживания при меньшей дозе оказывается несколько более кривой (ее также называют «плечом»), в то время как при большей дозе кривая становится более прямой. Для того чтобы описать форму кривых выживания клеток, было разработано несколько математических моделей гибели клеток, все из которых основаны на случайном характере рассеивания энергии излучения.



РИС. 20.3. Кривые выживания клеток для излучения с низкой линейной передачей энергии (ЛПЭ) (малоионизирующего) и излучения с высокой линейной передачей энергии (ЛПЭ) (плотно ионизирующего). (а) Более ранняя модель «многоцелевое одиночное попадание»; (b) современная линейно-квадратичная модель. (Расшифровку используемых символов см. в тексте).

20.6.2. Линейно-квадратичная модель

Наиболее распространенной моделью, используемой в настоящее время, является линейно-квадратичная модель, в которой гибель клеток как функция дозы описывается полиномом второго порядка (рис. 20.3(б)). В этой модели предполагается, что в гибели клеток под действием радиации есть два компонента, обычно представленных двумя константами, α и β. В этой модели выживаемость описывается как функция дозы следующим уравнением:

$$S = e^{-(\alpha D + \beta D^2)} \tag{20.1}$$

Правдоподобное объяснение линейной составляющей заключается в том, что большинство взаимодействий с ДНК - это события с одним радиационным треком. В этих условиях повреждение ДНК может быть эффективно восстановлено до возможного взаимодействия с другим одиночным треком, если имеется достаточно времени и дозы относительно малы. При увеличении дозы или мощности дозы будут преобладать много путевые события, отражающие квадратичную составляющую, что приведет к увеличению вероятности неправильного восстановления и гибели клеток.

20.6.3. Теория цели

Альтернативной более старой моделью является модель с одним ударом по одной цели, описываемая:

$$S = e^{-\frac{D}{D_0}} \tag{20.2}$$

где D0 фактически является обратной величиной от α (см. выше) и представляет собой дозу, которая снижает выживаемость до e^{-1} или 37% (рис. 20.3(а)). Теория мишеней основана на идее, что в клетке существует п мишеней, все из которых должны быть «поражены», чтобы убить клетку. Логарифмическая зависимость согласуется с данными по некоторым бактериям, но она не применима к эукариотическим клеткам (за исключением случаев с высокой линейной передачей энергии), которые показывают кривые выживания в виде плеч, которые можно учесть с помощью модели с одним попаданием по нескольким мишеням, описываемой следующим образом:

$$S = 1 - \left[1 - e^{-\frac{D}{D_0}}\right]^n \tag{20.3}$$

Это надежно при высоких дозах, но не при низких, так как не позволяет точно описать область плеча при низких дозах, даже если добавить еще один термин одиночного попадания.

20.7. КОНЦЕПЦИЯ КЛЕТОЧНОЙ СМЕРТИ

Дозы радиации порядка нескольких зивертов могут привести к гибели клеток. Обычно считается, что клетки были «убиты» радиацией, если они потеряли репродуктивную целостность, даже если физически они выжили. Потеря репродуктивной целостности может произойти в результате апоптоза, некроза, митотической катастрофы или индуцированного старения. Хотя все эти механизмы, кроме последнего, в конечном итоге приводят к физической гибели клетки, для этого может потребоваться значительное время.

Апоптоз, или запрограммированная клеточная смерть, может происходить как естественным путем, так и в результате повреждения клеточной среды. Апоптоз происходит в определенных типах клеток после облучения малыми дозами, например, в лимфоцитах, клетках серозных слюнных желез и некоторых клетках в зоне стволовых клеток в семенниках и кишечных криптах. Некроз - это форма клеточной смерти, связанная с потерей активности клеточной мембраны. Некроз клеток обычно возникает после воздействия высоких доз радиации.

Гибель репродуктивных клеток является результатом митотической катастрофы (клетки пытаются делиться без надлежащего восстановления повреждений ДНК), которая может произойти в первые несколько делений клеток после облучения и происходит с возрастающей частотой после увеличения дозы.

Ионизирующее излучение также может привести к старению. Сенильные клетки метаболически активны, но утратили способность к делению.

20.8. ПРОЦЕСС ВОССТАНОВЛЕНИЯ КЛЕТОК

При более высоких дозах и мощностях доз (например, при многократном облучении во время интервенционной кардиологии) восстановление клеток может играть важную роль в закреплении радиационного повреждения.

20.8.1. Восстановление сублетальных и потенциально летальных повреждений

Благодаря восстановлению клеток можно ожидать увеличения выживаемости клеток при введении одной и той же дозы в виде двух фракций, разделенных двумя или более часами, по сравнению с той же дозой, введенной в виде одной фракции. Более высокая выживаемость при таком разделении дозы объясняется восстановлением сублетальных повреждений между фракциями дозы. Время восстановления, $T_{1/2}$, определяется как время, необходимое для восстановления половины повреждений, и обычно составляет около 30-60 мин для клеток в культуре, но может быть больше для тканей. Таким образом, полное восстановление может занять 6-8 ч, а в тканях может быть и дольше (например, в центральной нервной системе может превышать 24 ч). Коэффициент восстановления является мерой восстановления сублетальных повреждений определяется отношением выживаемости клеток, получивших И разделенную дозу, к выживаемости клеток, получивших общую дозу в виде единичной дозы.

Потенциально летальное восстановление повреждений - это другой класс восстановления, который определяется в экспериментах по отсроченному высеву. В таких экспериментах клетки, ингибированные

контактом (т.е. конфлюэнтные культуры клеток), облучаются, выдерживаются в течение различных периодов времени и затем высеваются. Анализ выживаемости клеток с помощью анализа колоний позволяет оценить этот тип восстановления.

20.8.2. Эффект фракционирования

Плечо» или изгиб кривой выживания обычно рассматривается как отражение способности клеточной популяции к репарации. С точки зрения теории мишеней, это можно считать следствием концепции, согласно которой сублетальные события, повреждающие ДНК, должны быть накоплены, чтобы обеспечить сублетальное взаимодействие для гибели клеток.

20.8.3. Эффекты мощности дозы

Последовательное увеличение выживаемости клеток с уменьшением мощности дозы согласуется с ролью времени в восстановлении. Преобладание восстановления при низкой мощности дозы устраняет плечо/кривизну кривой выживания и приводит к появлению прямой, но более пологой линии на полулогарифмическом графике, с хорошим разделением выживаемости между линиями клеток с разной способностью к восстановлению. Это объясняется тем, что клетки обладают различной радиочувствительностью. Восстановление во время облучения незначительно при мощности дозы 1-5 Гр/мин, но значительно при низких мощностях дозы (<100 мГр/мин).

20.9. ОТНОСИТЕЛЬНАЯ БИОЛОГИЧЕСКАЯ ЭФФЕКТИВНОСТЬ

При сравнении эффектов равных доз различных видов излучения выясняется, что они вызывают неравные биологические эффекты. эффектов различных Сравнение видов излучения выражается в относительной биологической эффективности и определяется как отношение доз эталонного и тестового излучения, необходимых для получения равного количества определенного биологического эффекта. Исторически в качестве эталона использовались рентгеновские лучи 250 кВ, но в последнее время стандартом стало излучение⁶⁰Со. Относительная биологическая эффективность зависит от конечной точки клеточной системы и дозы и выше при низких дозах и при низких мощностях дозы. При высоких дозах облучения одной фракцией относительная биологическая

эффективность ниже, чем при облучении несколькими мелкими фракциями. Для целей радиационной защиты (при малых дозах и низких мощностях доз) МКРЗ описала эффективность излучений разного качества с помощью серии радиационных весовых коэффициентов (ω_R) (см. главу 22).

20.10. КАНЦЕРОГЕНЕЗ (СТОХАСТИЧЕСКИЙ)

20.10.1. Механизм многостадийного канцерогенеза

Предполагается, что развитие рака в тканях - это многоступенчатый процесс, который можно разделить на четыре фазы: инициация, продвижение, преобразование и прогрессия неопластического процесса. Такое деление является чрезмерным упрощением, однако оно обеспечивает подходящую основу для идентификации конкретных молекулярных и клеточных изменений.

Инициация неопластических процессов приводит к необратимому потенциалу нормальных клеток для развития неопластических процессов путем создания неограниченной пролиферативной способности. Имеются убедительные доказательства того, что это событие происходит в результате одной или нескольких мутаций в одной клетке, что является основой клональной эволюции рака. Дальнейшее неопластическое развитие инициированных клеток зависит от стимулирующих событий, которые включают межклеточную коммуникацию, например, под действием факторов роста, гормонов или агентов окружающей среды. Это приводит к полуавтономной пролиферации инициированных пред неопластическими клетками.

В процессе превращения пред неопластические клетки в полностью злокачественные происходит накопление дополнительных мутаций в других генах, чему, вероятно, способствует нарастающая потеря стабильности генома. Последующая прогрессия в инвазивный рак зависит от еще большего количества мутаций в нестабильном геноме.

Исследования на животных и некоторые исследования на людях доказывают, развития радиационноубедительно что на риск индуцированного рака могут влиять различные гены, такие как мутации гена RB1 (предрасполагающие к развитию ретинобластомы и остеосаркомы) и гена BRCA1 (предрасполагающие к раннему раку молочной железы и раку яичников) или наличие полиморфизмов (однонуклеотидных полиморфизмов) в гене. Однако на сегодняшний день роль генетической предрасположенности в индивидуальном риске радиационноиндуцированного рака не может быть решена окончательно, хотя существует общее мнение, что она важна.

580

20.10.2. Механизм индукции мутаций

Выделены два класса генов, связанных с раком: протоонкогены и генысупрессоры опухолей. Протоонкогены - это нормальные гены, участвующие в регуляции роста. Мутации, например, в результате транслокации промотора, могут приводить к увеличению скорости пролиферации. Мутации протоонкогенов в онкогены, таким образом, классифицируются как мутации «усиления функции».

Гены-супрессоры опухолей - это гены, которые участвуют в регуляции роста нормальных клеток и предотвращают их чрезмерную пролиферацию. Критические мутации в этих генах - это мутации «потери функции», которые могут быть результатом частичной или полной потери структуры гена, например, в результате делеций. Поскольку радиационное повреждение ДНК преимущественно вызывает делеции, принято считать, что инактивирующие мутации генов-супрессоров опухолей являются наиболее вероятным механизмом индукции рака под действием радиации.

Имеются веские доказательства того, что многие, если не большинство, раковых заболеваний являются клональными потомками олной неопластической клетки, и, кроме того, один ДЦР может, хотя и с крайне низкой вероятностью, вызвать делецию в определенной последовательности ДНК, например, в гене-супрессоре опухоли. Поэтому утверждается, что, в принципе, одно мутационное событие в критическом гене в одной клеткемишени in vivo может создать потенциал для развития неопластического процесса. Таким образом, одна радиационная дорожка, проходящая через ядро соответствующей клетки-мишени, имеет конечную вероятность, хотя и очень малую, вызвать специфическое повреждение ДНК, которое приведет к инициирующей мутации. Этот аргумент укрепляет гипотезу о том, что риск развития рака, вызванного радиацией, прогрессивно возрастает с увеличением дозы, и нижнего порога не существует.

20.10.3. Модели риска

Для оценки воздействия радиации на здоровье облученных групп населения или работников (людей) изучается частота или распространенность определенного эффекта в контрольной группе, как облученной, так и не облученной (те же возрастные характеристики, тот же половой баланс и т.д.). Оценки риска, полученные в результате этих исследований, обычно представляются в виде относительного риска (RR), избыточного относительного риска (ERR) или избыточного абсолютного риска (EAR) на единицу дозы облучения. RR - это отношение частоты определенного эффекта (т.е. числа случаев рака) в группе облученных (Rr) и частоты того же эффекта (Ro) в группе необлученных (RR = Rr/Ro). ERR - это RR минус 1 (ERR = RR - 1). EAR - это разница между частотами, наблюдаемыми в облученной и необлученной группах, соответственно (EAR = Rr - Ro).

Для оценки риска радиационно-индуцированного рака у человека используются две концептуально различные модели: (i) модели абсолютного риска и (ii) модели RR. Модель абсолютного риска предполагает, что радиация вызывает «урожай» раковых заболеваний, превышающий естественную заболеваемость и не связанный с ней. По истечении латентного периода риск развития рака возвращается к «спонтанному» уровню. Модель RR предполагает, что эффект радиации заключается в увеличении естественной заболеваемости во всех возрастах после облучения на определенный коэффициент. Поскольку естественная или спонтанная заболеваемость раком значительно возрастает в пожилом возрасте, модель RR предсказывает большее число 511 раковых заболеваний, вызванных радиацией, в пожилом возрасте. Комитет БВИИ отдает предпочтение модели RR для оценки рисков после радиационного воздействия.

20.10.4. Временной ход и латентный период

Эпидемиологическая информация, полученная в результате изучения продолжительности жизни людей, переживших взрывы А-бомбы в Японии, и данные других исследований стали основным источником оценок риска, используемых в настоящее время для радиационной защиты.

Временной интервал между облучением и возникновением рака известен как латентный период. Минимальный латентный период для лейкемии составляет около 2 лет после облучения; динамика риска с течением времени достигает пика через 10 лет (большинство случаев приходится на первые 15 лет) и затем снижается. Солидные опухоли имеют более длительную латентность, чем лейкемия, - от 10 до 60 лет и даже больше.

20.10.5. Зависимость «доза-ответ» для рака

Линейная бес пороговая гипотеза была представлена МКРЗ как наилучший практический подход к управлению риском от радиационного воздействия в малых дозах/низких мощностях доз. Линейная бес пороговая модель постулирует, что существует линейная зависимость между дозой радиации и риском для здоровья, без порога при низких дозах. Это означает, что не существует такого уровня радиационного воздействия, при котором можно было бы предположить отсутствие связанного с ним риска для здоровья. Наклон кривой линейной зависимости доза-ответ обеспечивает коэффициент риска (риск развития рака на единицу полученной дозы радиации), соответствующий низкому уровню облучения.

20.10.6. Коэффициент эффективности дозы и мощности дозы

Сравнение японских данных по выжившим после взрывов А-бомбы с данными других эпидемиологических исследований, включая исследования множественных медицинских и хронических облучений, показало, что риск, рассчитанный пропорционально дозе, различается. Комитеты BEIR и НКДАР ООН сочли, что существует эффект мощности дозы для излучения с низким переносом энергии: при распределении заданной дозы в течение определенного периода времени при низкой мощности дозы возникает меньше злокачественных новообразований, чем при остром облучении.

Коэффициент эффективности дозы и мощности дозы (DDREF) определяется как коэффициент, на который риски рака, наблюдаемые при облучении большими острыми дозами, должны быть снижены, если излучение доставляется при низкой мощности дозы или в виде серии малых дозовых фракций. Для общих целей радиологической защиты МКРЗ рекомендует DDREF, равный 2, для доз менее 200 мЗв при любой мощности дозы и для более высоких доз, если мощность дозы менее 100 мЗв/ч.

20.10.7. Риск рака

Рекомендации МКРЗ для целей радиационной защиты основаны на японском исследовании и других эпидемиологических исследованиях. Коэффициенты риска для нерадивых работников составляют 5×10 -2 на зиверт для летальности от рака при облучении и 10×10 -2 на зиверт для высоких доз и мощностей доз (выше 200 мЗв и 100 мЗв/ч). Для работников риск, принятый для целей радиационной защиты, составляет 4×10 -2 на зиверт и 8×10 -2 на зиверт для высоких доз и мощностей доз (выше 200 мЗв и оценстей доз. Эти оценки показывают средние значения для всего населения. Однако существует множество доказательств того, что риск развития рака зависит не только от дозы, но и от возраста облучения, а также, в меньшей степени, от пола. В большинстве случаев люди, подвергшиеся облучению в раннем возрасте, более восприимчивы, чем те, кто облучился в более позднем возрасте (рис. 20.4), а женщины несколько более восприимчивы, чем мужчины. Поскольку не все радиационные облучения касаются всего тела, а только области или части тела, следует учитывать коэффициенты взвешивания тканей (ω_T) (см.

главу 22). Имеются таблицы для расчета возрастных и половых рисков заболеваемости и смертности в течение жизни для каждого органа после частичного облучения тела (табл. 20.1 и 20.2).



РИС. 20.4. Приписываемый пожизненный риск от одной небольшой дозы облучения при различном возрасте на момент облучения. Следует отметить резкое снижение радиочувствительности с возрастом. Более высокий риск для молодых возрастных групп проявляется только в конце жизни. Эти оценки основаны на модели относительного риска и на КЭДМД, равном 2 (из ссылки [20.3] и адаптированной из ссылки [20.4]).

иесто писка	Возраст воздействия (годы)										
meero piiena	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
Мужчины											
Желудок	76	65	55	46	40	28	27	25	20	14	7
Толстая	226	285	241	204	172	125	122	112	04	65	20
кишка	330	285	241	204	173	123	122	115	94	05	30
Печень	61	50	43	36	30	22	21	19	14	8	3
Легкие	314	261	216	180	149	105	104	101	89	65	34
Предстательн	02	80	67	57	19	25	25	22	26	14	5
ая железа	93	80	07	57	40	35	35	33	20	14	5
Мочевой	200	177	150	127	109	70	70	76	66	47	22
пузырь	209	1//	150	127	108	79	19	70	00	47	25
Другие	1123	672	503	394	312	198	172	140	98	57	23
Щитовидная	115	76	50	22	21	0	2	1	0.2	0.1	0.0
железа	115	76	50	33	21	9	3	1	0.5	0.1	0.0
Все солидные	2226	1667	1225	1076	001	602	561	507	407	270	126
опухоли	2320	1007	1323	1076	001	602	304	307	407	270	120
Лейкемия	237	149	120	105	96	84	84	84	82	73	48
Все виды	25.62	1016	1445	1100	077	60.6	6.10	501	100	2.42	174
рака	2565	1810	1445	1182	9//	080	048	591	489	343	174
Женщины											
Желудок	101	85	72	61	52	36	35	32	27	19	11
Толстая	220	107	150	124	114	82	70	72	(2)	45	22
кишка	220	187	138	154	114	62	19	15	62	43	25
Печень	28	23	20	16	14	10	10	9	7	5	2
Легкие	733	608	504	417	346	242	240	230	201	147	77
Грудь	1171	914	712	553	429	253	141	70	31	12	4
Матка	50	42	36	30	26	18	16	13	9	5	2
Яичник	104	87	73	60	50	34	31	25	18	11	5
Мочевой	212	100	1.50	120	100	70	70	74	64	47	24
пузырь	212	180	152	129	109	79	/8	74	64	47	24
Другие	1339	719	523	409	323	207	181	148	109	68	30
Щитовидная											
железа	634	419	275	178	113	41	14	4	1	0.3	0.0
Все солидные	1500	22.55	2525	1000	1.555	1000		67 0	520	250	1.55
опухоли	4592	3265	2525	1988	1575	1002	824	678	529	358	177
Лейкемия	185	112	86	76	71	63	62	62	57	51	37
Все виды	4777	3377	2611	2064	1646	1065	886	740	586	409	214
Все солидные опухоли Лейкемия Все виды рака Желудок Толстая кишка Печень Легкие Грудь Матка Яичник Мочевой пузырь Другие Щитовидная железа Все солидные опухоли Лейкемия Все виды рака	2326 237 2563 101 220 28 733 1171 50 104 212 1339 634 4592 185 4777	1667 149 1816 85 187 23 608 914 42 87 180 719 419 3265 112 3377	1325 120 1445 72 158 20 504 712 36 73 152 523 275 2525 86 2611	1076 105 1182 Wer 61 134 16 417 553 30 60 129 409 178 1988 76 2064	881 96 977 111 52 114 14 346 429 26 50 109 323 113 1575 71 1646	602 84 686 36 82 10 242 253 18 34 79 207 41 1002 63 1065	564 84 648 35 79 10 240 141 16 31 78 181 14 824 62 886	507 84 591 32 73 9 230 70 13 25 74 148 4 678 62 740	407 82 489 27 62 7 201 31 9 18 64 109 1 529 57 586	270 73 343 19 45 5 147 12 5 11 47 68 0.3 358 51 409	126 48 172 2 2 777 4 2 2 30 0.0 0.0 177 214

ТАБЛИЦА 20.1 РИСК ВОЗНИКНОВЕНИЯ РАКА В ТЕЧЕНИИ ЖИЗНИ^а (из ссылки [20.5])

^а Число случаев на 100 000 человек, подвергшихся однократному облучению в дозе 0,1 Гр

Примечание: Эти оценки получены как комбинированные оценки, основанные на переносе относительного и абсолютного риска, и скорректированы на коэффициент КЭДМД 1,5, ожидаемый для лейкемии, который основан на линейно-квадратичной модели.

ТАБЛИЦА 20.2 РИСК СМЕРТНОСТИ ОТ РАКА РАКА В ТЕЧЕНИИ ЖИЗНИ^а (ИЗ ССЫЛКИ [20.5])

Место риска	Возраст воздействия (годы)										
место риска	0	5	10	15	20	30	40	50	60	70	80
Мужчины											
Желудок	41	34	30	25	21	16	15	13	11	8	4
Толстая кишка	163	139	117	99	84	61	60	57	49	36	21
Печень	44	37	31	27	23	16	16	14	12	8	4
Легкие	318	264	219	182	151	107	107	104	93	71	42
Предстательная железа	17	15	12	10	9	7	6	7	7	7	3
Мочевой пузырь	45	38	32	27	23	17	17	17	17	15	10
Другие	400	255	200	162	134	94	88	77	58	36	17
Все солидные опухоли	1028	781	641	533	444	317	310	289	246	181	102
Лейкемия	71	71	71	70	67	64	67	71	73	69	51
Все виды рака	1099	852	712	603	511	381	377	360	319	250	153
Женщины											
Желудок	57	48	41	34	29	21	20	19	16	13	8
Толстая кишка	102	86	73	62	53	38	37	35	31	25	15
Печень	24	20	17	14	12	9	8	8	7	5	3
Легкие	643	534	442	367	305	213	212	204	183	140	81
Грудь	274	214	167	130	101	61	35	19	9	5	2
Матка	11	10	8	7	6	4	4	3	3	2	1
Яичник	55	47	39	34	28	20	20	18	15	10	5
Мочевой пузырь	59	51	43	36	31	23	23	22	22	19	13
Другие	491	287	220	179	147	103	97	86	69	47	24
Все солидные опухоли	1717	1295	1051	862	711	491	455	415	354	265	152
Лейкемия	53	52	53	52	51	51	52	54	55	52	38
Все виды рака	1770	1347	1104	914	762	542	507	469	409	317	190

^а Число случаев на 100 000 человек, подвергшихся однократному облучению в дозе 0,1 Гр

Примечание: Эти оценки получены как комбинированные оценки, основанные на переносе относительного и абсолютного риска, и скорректированы на коэффициент КЭДМД 1,5, ожидаемый для лейкемии, который основан на линейно-квадратичной модели.

20.11. РАДИАЦИОННОЕ ПОВРЕЖДЕНИЕ ТКАНЕЙ (ДЕТЕРМИНИРОВАНИЕ)

20.11.1. Анатомия тканей и органов

Ткани и органы в человеческом организме состоят из множества различных клеток. Большинство клеток в тканях И органах дифференцированы и имеют определенную морфологию и функцию. Во органах, не во BCEX, скорость многих тканях И но гибели дифференцированных клеток уравновешивается обновлением из «пула» тканевых стволовых клеток для поддержания здорового состояния и функций.

Поскольку радиация может привести к стерилизации делящихся клеток, в частности стволовых клеток тканей, терминально дифференцированные (зрелые) клетки уже не могут быть заменены. Отсутствие замены может в итоге привести к потере достаточного количества функционирующих клеток и, как следствие, к нарушению целостности и функции тканей и/или органов.

Реакции тканей и органов обычно классифицируются как детерминированные эффекты. Выше определенного порога (достаточное количество клеток, стерилизованных излучением) тяжесть эффекта будет резко возрастать с увеличением дозы излучения.

20.11.2. Выраженность и измерение повреждений

Подробные знания о радиационно-индуцированных эффектах нормальных тканей получены в основном из опыта работы с пациентами, получающими радиотерапию, радиационных аварий и лабораторных исследований, в основном на грызунах. Радиочувствительность клеток ряда нормальных тканей может быть определена непосредственно с помощью лабораторных анализов in situ. Значительная вариабельность чувствительности проявляется как внутри различных тканей и органов, так и между ними.



РИС. 20.5. Взаимосвязь между дозой и частотой и тяжестью тканевых реакций (детерминированные эффекты). Верхняя панель: ожидаемое сигмоидальное увеличение частоты в популяции людей с различной чувствительностью. Нижняя панель: ожидаемые зависимости дозы от тяжести для трех человек с разной чувствительностью (из [20.6]).

Для изучения реакции отдельных органов олин ИЗ широко используемых подходов заключается в определении **VDOBH**Я функционального дефицита и определении процентной доли облученных людей (или животных в лабораторных исследованиях), у которых после различных доз радиации проявляется по крайней мере этот уровень повреждения. Этот подход позволяет получить сигмоидальные кривые дозаответ (рис. 20.5). Зависимости «доза-ответ» для нормальных тканей обычно довольно крутые и хорошо выражены. В любой облученной популяции существуют индивидуальные различия в радиочувствительности, на которые влияют несколько факторов, включая гормональный статус, возраст и состояние здоровья людей.

20.12. РАДИАЦИОННАЯ ПАТОЛОГИЯ. ОСТРЫЕ И ПОЗДНИЕ ЭФФЕКТЫ

20.12.1. Острая и поздняя реакция нормальных тканей

Радиационно-индуцированная гибель клеток в нормальных тканях обычно происходит, когда клетки пытаются разделиться (митоз). Ткань, как правило, реагирует в сроки, сходные с нормальной скоростью потери функциональных клеток в ткани.

Традиционно воздействие радиации на нормальные ткани разделяют на ранние (или острые) и поздние реакции, основываясь в основном на функциональных и гистопатологических конечных точках. Острая реакция может проявиться клиническими симптомами в течение нескольких недель после облучения, в то время как при поздней реакции клинические симптомы могут развиваться в течение многих месяцев или лет.

20.12.2. Патогенез острых и поздних эффектов

Острые реакции возникают в основном в тканях с быстрым клеточным обновлением, где деление клеток необходимо для поддержания функции органа. Поскольку многие клетки выражают радиационное повреждение во время митоза, происходит ранняя гибель и потеря клеток под действием радиации.

Примерами рано реагирующих тканей являются костный мозг, желудочно-кишечный тракт и кожа. В этих тканях острый радиационный ответ связан с гибелью критических клеточных популяций, таких как стволовые клетки в криптах тонкого кишечника, стволовые клетки в костном мозге или клетки базального слоя кожи.

Радиационно-индуцированный апоптоз также был обнаружен во многих клетках и тканях, таких как лимфоидные, тимические и кроветворные клетки, спермогонии, клетки слюнных желез и крипт кишечника. В лимфоидной и миелоидной тканях значительная часть функциональных клеток может погибать путем апоптоза, и, таким образом, этот способ гибели играет важную роль во временной реакции этих тканей на облучение. В криптах тонкой кишки часть стволовых клеток погибает путем апоптоза, в то время как другие клетки погибают в результате смерти, связанной с митозом.

Поздние реакции обычно возникают в органах, паренхимальные клетки которых в нормальных условиях делятся нечасто (например, печень или почки) или редко (например, центральная нервная система или мышцы). Таким образом, истощение популяции паренхиматозных клеток вследствие вступления их в митоз с последующим проявлением радиационного повреждения и гибели клеток будет происходить медленно.

Поздние тканевые реакции также возникают в тканях, в которых проявляются ранние реакции, таких как кожа/подкожная клетчатка и кишечник, но характер этих реакций (подкожный фиброз, стеноз кишечника) значительно отличается от ранних реакций в этих тканях. Одной из распространенных поздних реакций является медленное развитие фиброза тканей и повреждение сосудов, которое происходит во многих тканях и часто наблюдается у онкологических больных через несколько лет после лучевой терапии.

20.12.3. Радиационно-индуцированная реакция кожи

Кожа состоит из относительно тонкого эпидермиса и лежащей под ним дермы. Эпидермис обновляется быстро, т.е. в течение 15-30 дней, за счет терминальной дифференцировки кератиноцитов из базального слоя. Дерма гораздо толще, сильно васкуляризирована и содержит соединительную ткань и вспомогательные структуры, такие как волосяные фолликулы, потовые и сальные железы, нервные окончания и т. д.

Описано большое разнообразие проявлений радиационноиндуцированных эффектов на коже (табл. 20.3). Ранняя преходящая эритема, похожая на солнечный ожог, возникает через несколько часов после облучения и достигает пикового значения в течение 24 ч. Считается, что ранняя эритема связана с высвобождением 5-гидрокситриптамина тучными клетками, повышающими проницаемость сосудов. Аналогичные механизмы могут приводить к ранней тошноте и рвоте, наблюдаемым после облучения кишечника.

Вторая, более тяжелая эритема развивается после латентного периода в 8-10 дней. Она имеет ярко-красный цвет, ограничена полем облучения и сопровождается ощущением жара и зуда. Эта вторая волна эритемы в основном обусловлена воспалительной реакцией кожи.

Выраженность дальнейших острых кожных реакций (влажная десквамация и изъязвление) зависит от относительной скорости потери клеток и пролиферации клеток базального слоя, и они происходят быстрее в мышиной (7-10 дней), чем в человеческой коже (2-4 недели). Степень этих реакций и продолжительность восстановления зависят от полученной дозы и объема (площади) облученной кожи, поскольку раннее восстановление зависит от количества выживших базальных клеток, необходимых для заселения ткани.

Преходящая эритема на коже человека возникает после разовых доз более 2 Гр, основная эритема - при дозах более 7 Гр, а влажная десквамация (рис. 20.6) и изъязвление - после разовых доз 15-20 Гр (табл. 20.3). После того как десквамация достигнет пикового значения, начнется восстановление и регенерация эпидермиса из островков выживших клеток в базальном слое.

590

ТАБЛИЦА	20.3	Кожные	эффекты	после	однократн	юго во	здействия (данные
из ссылки	[20.7]))						

Эффекты	Порог острого воздействия (Гр)	Начало действия	Пик	
Временная эпиляция	3	3 недели		
Постоянная эпиляция	7	3 недели		
Ранний переходный	2		24 часа	
период	2			
Эритема				
Основная эритема	6	10 дней	2 недели	
Сухая десквамация	10	4 недели	5 недель	
Влажная десквамация	15	4 недели	5 недель	
Вторичное	20			
изъязвление	20	-0 недель		
Поздняя эритема	15	6-10 недель		
Кожный некроз	18	>10 недель		
Телангиэстазия	12	>52 недели		



РИС. 20.6. Демаркированная эритема над правым локтем через 3 недели после радиочастотной катетерной абляции сердца (из ссылки [20.8]).

20.12.4. Образование катаракты, вызванное радиацией

Хрусталик глаза содержит прозрачные хрусталиковые волокна и небольшое количество делящихся клеток, ограниченных преэкваториальной областью эпителия внутри капсулы хрусталика. В течение жизни потомство этих митотических клеток дифференцируется в волокна хрусталика и срастается по экватору. I

Уже много лет известно, что хрусталик глаза очень чувствителен к радиации. Радиация может даже привести к полной слепоте. Если делящийся эпителий поврежден радиацией, развивается помутнение (пятна или мутность) хрусталика (катаракта), поскольку отсутствует механизм удаления поврежденных клеток и аномальных волокон.

Умеренные дозы радиации могут вызвать катаракту или помутнение хрусталика у нескольких человек, а у людей, подвергшихся однократному облучению в дозе 2 Гр и выше, этот показатель возрастает до 100 %. Частота катаракт варьируется в зависимости от воздействия хронических и острых доз, причем хронические дозы вызывают катаракту реже, чем острые. Период времени между облучением и появлением помутнений хрусталика (катаракты) может составлять от 6 месяцев до 30 лет. Доза облучения значительно влияет на латентный период. В целом можно утверждать, что чем выше доза, тем короче латентный период.

20.13. РАДИАЦИОННАЯ ГЕНЕТИКА. ВЛИЯЕНИЕ РАДИАЦИИ НА ФЕРТИЛЬНОСТЬ

20.13.1. Клетки-мишени при бесплодии

Репродуктивные органы (гонады) человека - это яички (у мужчин) и яичники (у женщин), в которых развиваются гаметы (сперматозоиды у мужчин и яйцеклетки у женщин). Облучение гонад может привести к временной или постоянной стерильности или к наследственным эффектам у потомства облученных людей в зависимости от дозы.

20.13.1.1. Влияние облучения на сперматогенез

Процесс, в ходе которого мужские спермогонии превращаются в зрелые сперматозоиды, называется сперматогенезом и начинается в период Первоначальное созревания. развитие начинается полового co сперматогониальных стволовых клеток, которые сначала пролиферируют до спермогоний (типы А и В), а затем дифференцируются в сперматоциты (первичные и вторичные). Сперматоциты подвергаются мейозу и превращаются в гаплоидные спермициды. Без дальнейших клеточных делений спермициды дифференцируются в сперматозоиды. У человека весь процесс занимает около 74 дней.

Основное воздействие радиации на мужскую репродуктивную систему заключается в повреждении и депопуляции спермогоний, что в итоге приводит к истощению количества зрелых сперматозоидов в яичках. Чувствительность половых клеток к определенной дозе радиации сильно зависит от стадии, на которой они находятся в момент облучения. Восстановление сперматогенеза будет происходить из стволовых клеток, если доза облучения ниже дозы стерилизации. В зависимости от дозы облучения восстановление сперматозоидов до уровня, существовавшего до облучения, может занять от 2-3 месяцев до нескольких лет.

20.13.1.2. Влияние облучения на оогенез

Процесс, в ходе которого первичные ооциты превращаются в яйцеклетки, называется оогенезом и начинается в период полового созревания и заканчивается в менопаузе. В отличие от сперматогенеза, где постоянно производятся новые сперматозоиды, женщина может производить только ограниченное количество яйцеклеток, поскольку после стадии зародыша яйцеклетки больше не делятся. При рождении имеется фиксированное количество яйцеклеток, и с возрастом их число неуклонно уменьшается.

Во время развития от первичного ооцита до яйцеклетки развивающиеся ооциты очень чувствительны к радиации, в то время как первичные ооциты и яйцеклетка менее чувствительны. Созревание первичных ооцитов до зрелых яйцеклеток занимает несколько месяцев. Каждый месяц во время менструального цикла высвобождается одна зрелая яйцеклетка (иногда две или три). В случае радиационного облучения одного или обоих яичников рекомендуется отложить желанную беременность как минимум на 6 месяцев, поскольку за это время произойдет овуляция развивающихся и более радиочувствительных яйцеклеток.

20.13.2. Дозы, необходимые для временной и постоянной стерильности

У мужчин доза в 1 Гр приводит к временному уменьшению числа сперматозоидов, 1,5 Гр - к временной стерильности, а доза в 2 Гр - к временной стерильности, длящейся несколько лет. Постоянная стерильность может быть вызвана острой дозой радиации в умеренном диапазоне (5-6 Гр). У самок дозы облучения 0,65-1,5 Гр приводят к снижению фертильности. Доза, превышающая 6 Гр, приводит к стерильности. Доза «стерильности» ниже для пожилых женщин, у которых меньше первичных ооцитов.

20.13.3. Генетические эффекты

В малых дозах радиация может вызвать повреждение зародышевых клеток в гонадах, что не приводит к гибели клеток, но может привести к повреждению ДНК и, следовательно, к генным мутациям в облученных клетках. Эти мутации могут привести к увеличению числа наследственных заболеваний у потомства облученных родителей.

Наследственные заболевания делятся на три основные категории: менлелевские (мутации в олном гене). хромосомные И мультифакториальные. Несмотря на то, что исследования на животных демонстрируют наследственные эффекты радиации, в человеческих подвергшихся воздействию радиации, популяциях, наследственных эффектов не наблюдалось. Например, в исследовании 70 000 детей японцев, переживших взрывы А-бомбы, родители которых получили совместную дозу радиации на гонады в среднем 0,15 Гр, не было обнаружено значительного увеличения наследственных заболеваний.

Исходя из данных по мышам, удваивающая доза (доза, необходимая для удвоения частоты спонтанных мутаций) для облучения с низкой мощностью дозы оценивается в 1 Гр. Нет веских причин предполагать, что у человека удваивающая доза может значительно отличаться от дозы, полученной на мышах. Однако удвоенная доза мутаций не дает никакой полезной информации о риске наследственных заболеваний. Поэтому для оценки риска наследственных заболеваний в потомстве облученных особей удвоенную дозу для мышей комбинируют с информацией, полученной из популяционной генетики человека.

Для целей защиты МКРЗ рекомендует коэффициент риска наследственных заболеваний в размере 0,2% на зиверт для населения и 0,1% на зиверт для работников. Более низкий коэффициент риска для работников, чем для всего населения, объясняется разницей в возрастной структуре этих двух групп.

20.14. ОБЛУЧЕНИЕ ПЛОДА

20.14.1. Облучение плода: Эффекты в зависимости от срока беременности

Вызванная радиацией летальность и специфические грубые аномалии у эмбриона и плода зависят от двух факторов: дозы радиации и стадии развития на момент облучения.

В период между зачатием и рождением плод проходит три основные стадии развития: (i) пред имплантационную (с 1-го по 10-й день), (ii) органогенез (с 11-го по 42-й день) и (iii) стадию роста (с 43-го дня до рождения). Основными последствиями воздействия радиации на плод являются смерть плода или новорожденного, пороки развития, задержка роста, врожденные дефекты и возникновение рака. Эмбрионы на пред имплантационной стадии очень радиочувствительные, и радиационное повреждение неизбежно приведет к гибели концептуса и раннему спонтанному аборту. Однако те эмбрионы, которые переживают эту стадию, развиваются нормально.

У раннего плода человека радиационное воздействие в период основного органогенеза приводит к развитию аномалий, в основном связанных с центральной нервной системой (пороки развития мозга и/или умственная отсталость), скелетом и системами органов. Однако в большинстве случаев повреждения плода оказываются слишком серьезными для выживания, что в итоге приводит к неонатальной смерти. В этот период развивающийся мозг очень чувствителен к радиации. Облучение в период вынашивания плода (после 6-й недели) приводит к гораздо меньшей частоте грубых аномалий развития органов и умственной отсталости.

20.14.2. Что делать, если плод подвергся воздействию радиации

Систематические исследования влияния радиации на развивающийся эмбрион проводились на лабораторных животных, в частности на мышах и крысах. В экспериментальных исследованиях не было обнаружено никакого вреда для внутриутробного развития животных при дозах менее 100 мГр. Кроме того, в исследованиях хиросимских детей есть доказательства того, что пороговая доза составляет >100 мГр. После высоких доз риск тяжелой умственной отсталости быстро возрастает и достигает 40 % при дозе 1 Гр. На поздних стадиях беременности пороговая доза может быть выше.

Выводы о вероятном пороге в 100 мГр повлияют на рекомендации, которые следует давать беременным женщинам после диагностических радиологических процедур. В частности, после компьютерной томографии брюшной полости необходимо проводить тщательный анализ дозы облучения матки, а также медицинское анамнестическое обследование.

Согласно МКРЗ [20.9], прерывание беременности при дозах облучения плода менее 100 мГр не оправдано с точки зрения радиационного риска. При дозах облучения плода от 100 до 500 мГр решение должно приниматься с учетом индивидуальных обстоятельств. Вопрос о прерывании беременности, несомненно, решается по-разному в разных странах мира. Он осложняется индивидуальными этическими, моральными и религиозными убеждениями, а также, возможно, законами или правилами на местном или национальном уровне. Этот сложный вопрос включает в себя гораздо больше, чем соображения радиационной защиты, и требует консультирования пациентки и ее партнера. При дозах облучения, превышающих 500 мГр, может возникнуть значительное повреждение плода, величина и тип которого зависят от дозы и стадии беременности.

Однако следует помнить, что среди беременных, не подвергшихся воздействию радиации, всегда существует определенный риск: (i) спонтанного аборта (>15%), (ii) внутриутробной задержки роста (~4%), (iii) генетических аномалий (4-10%) и (iv) серьезных пороков развития (2-4%).

Что касается радиационно-индуцированного риска развития рака, МКРЗ [20.6] считает, что пожизненный риск развития рака после внутриутробного облучения будет таким же, как и после облучения в раннем детстве, т.е. максимум в три раза выше, чем у населения в целом (>15% на зиверт). До сих пор не было обнаружено влияния срока беременности на риск развития рака.

ССЫЛКИ

- [20.1] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2008, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2010).
- [20.2] TRAVIS, E.L., Primer of Medicine Radiology, 2nd edn, Elsevier Health Sciences Division, Philadelphia, PA (1989).
- [20.3]HALL, E., GIACCIA, A.J., Radiobiology for the Radiologist, 6th edn, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA (2006).
- [20.4]NTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1990).
- [20.5]NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006).
- [20.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the ICRP, Publication 103, Elsevier (2008).
- [20.7] WAGNER, L.K., EIFEL, P.J., GEISE, R.A., Potential biological effects following high X-ray dose interventional procedures, J. Vasc. Interv. Radiol. 5 1 (1994) 71–84.
- [20.8] KOENIG, T.R., WOLFF, D., METTLER, F.A., WAGNER, L.K., Skin injuries from fluoroscopically guided procedures: Part 1, Characteristics of radiation injury, Am. J. Roentgenol. 177 1 (2001) 3–11.
- [20.9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, Publication 84, Elsevier (2000).

БИБЛИОГРАФИЯ

BALTER, S., HOPEWELL, J.W., MILLER, D.L., WAGNER, L.K., ZELEFSKY, M.J., Fluoroscopically guided interventional procedures: A review of radiation effects on patients' skin and hair, Radiology 254 2 (2010) 326–341.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Biology: A Handbook for Teachers and Students, Training Course Series No. 42, IAEA, Vienna (2010).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiobiology Modules in Applied Sciences of Oncology — Distance Learning Course in Radiation Oncology for Cancer Treatment, http://www.iaea.org/NewsCenter/News/2010/aso.html (accessed on 23 August 2012).

JOINER, M.C., VAN DER KOGEL, A.J. (Eds), Basic Clinical Radiobiology, 4th edn, Hodder Arnold, London, (2009).

NATIONAL RESEARCH COUNCIL OF THE NATIONAL ACADEMIES, Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation: BEIR VII phase 2, Committee to Assess Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006), http://www.nap.edu/openbook.php?isbn=030909156X (accessed on 23 August 2012).

STECKER, M.S., et al., Guidelines for patient radiation dose management, J. Vasc. Interv.Radiol. 20 7 Suppl. (2009) S263–S273.

TANNOCK, I.F., HILL, R.P., BRISTOW, R.G., HARRINGTON, L. (Eds), The Basic Science of Oncology, 4th edn, McGraw Hill, Philadelphia, PA (2005) Ch. 14 and 15.

Глава 21

ПРИБОРЫ ДЛЯ ДОЗИОМЕТРИИ

ДЖ. К. ХУРДАКИС Комиссия по атомной энергии Греции, Афины, Греция

Р. НОВОТНИ Медицинский университет Вены, Вена, Австрия

21.1. ВВЕДЕНИЕ

Измерения поглощенной дозы (или воздушной кермы) требуются в различных ситуациях в диагностической радиологии. Поля излучения варьируются от простой, щелевой и даже точечной проекционной геометрии, могут быть стационарными или движущимися, в том числе вращающимися. Из-за использования низких энергий фотонов в этих полях важно, чтобы дозиметры обладали удовлетворительным энергетическим откликом. В целом, требования к точности дозиметров менее строгие, чем в лучевой терапии; однако измерения дозы и мощности дозы охватывают большой диапазон.

Дозиметрия пациентов (см. главу 22) является основной обязанностью медицинского физика, специализирующегося в диагностической радиологии, и требуется в соответствии с законодательством многих стран. Данные о дозе также необходимы для оптимизации исследований с точки зрения качества изображения и дозы. Измерение дозы излучения также важно для контроля профессионального и общественного облучения (см. главу 24). Измерения дозы необходимы для приемочных испытаний и контроля качества (см. главу 19).

Можно использовать несколько типов дозиметров при условии, что они имеют подходящий энергетический отклик, но обычно применяются ионизационные камеры объемом в несколько кубических сантиметров или твердотельные детекторы, специально разработанные для таких измерений. Если дозиметры используются для проведения измерений во время обследования, они не должны мешать обследованию. Эти приборы также используются для определения слоя половинного значения (СПЗ). Для дозиметрии при компьютерной томографии (КТ), маммографии и используются интервенционной радиологии специальные типы ионизационных камер.

598

21.2. РАДИАЦИОННЫЕ ДЕТЕКТОРЫ И ДОЗИМЕТРЫ

21.2.1. Общие характеристики детекторов радиации

Дозиметр — это прибор, измеряющий ионизирующее излучение. Обычно он состоит из измерительного блока, часто называемого электрометром, и одного или нескольких блоков детекторов, которые могут быть или не быть неотъемлемой частью измерительного блока. В диагностической радиологии дозиметрические приборы можно классифицировать как активные или пассивные дозиметры. Активные дозиметры отображают значение напрямую дозы и включают ионизационные камеры и/или полупроводниковые детекторы¹ (иногда их называют твердотельными детекторами), используемые для измерения кермы воздуха (K_i) , скорости кермы воздуха (K_i) , произведения длины кермы воздуха (P_{KL}) и произведения площади кермы воздуха (P_{KA}) в условиях первичного пучка.

Измерения, связанные с рассеянным излучением, такие как измерения дозы на выходе пациента и измерения фантома КТ, также выполняются с помощью ионизационных камер; однако при попытке использовать для этих целей полупроводниковые детекторы следует соблюдать осторожность. Пассивные дозиметры не могут отображать значение дозы напрямую, но регистрируют сигнал дозы при воздействии излучения, который впоследствии должен быть извлечен и преобразован в дозу (или воздушную керму) считывающим устройством. К ним относятся твердотельные устройства, такие как термолюминесцентные дозиметры (ТЛД), оптически стимулированные люминесцентные (ОСЛ) дозиметры и пленочные (включая радиохромные пленки), которые могут быть дозиметры размещены на коже пациента или внутри полостей для измерения дозы на коже или в органе. Аналогичные измерения можно проводить на фантомах. Для измерения напряжения рентгеновской трубки и времени экспозиции необходимы другие приборы, которые можно использовать без прямого подключения к электрическим цепям рентгеновских аппаратов. Эти неинвазивные приборы часто называют кВ-метрами и таймерами. Существует также целый ряд приборов, используемых для оценки доз на производстве и в общественных местах, включая ионизационные камеры для прямых измерений и ТЛД, ОСЛ и пленки для косвенного использования, в качестве персональных дозиметров или мониторов территории (см. главу 24).

¹ Детекторы должны соответствовать стандарту IEC-61674 [21.1].

21.2.2. Свойства диагностических радиологических дозиметров

Для измерения воздушной кермы (и ее производных) коммерчески доступны многие типы диагностических радиологических дозиметров. В них используются либо ионизационные камеры были стандартными приборами для диагностической радиологической дозиметрии в течение многих лет, полупроводниковые детекторы нашли широкое применение в последнее время в области контроля качества измерений, в основном из-за их небольших размеров, прочности и удобства использования. Измерительный блок анализирует и обрабатывает электрические сигналы от детектора, чтобы отобразить значение измеряемой радиологической величины (K, K_i , P_{KL} , P_{KA}) и ее единицы, т.е. Гр, Гр/с, Гр*м или Гр*м², с префиксами единиц СИ, например, т, μ или п. При использовании ионизационной камеры электрометр обеспечивает соответствующее поляризующее напряжение.

Большинство коммерческих дозиметров можно использовать как для рентгенографических, так и для рентгеноскопических приложений, используя либо накопленную керму воздуха за определенное время (режим интегрирования), либо режим скорости кермы воздуха. Некоторые коммерческие дозиметры автоматически выполняют преобразование и/или коррекцию своих показаний, чтобы отобразить фактическое значение кермы воздуха. В большинстве случаев калибровочный коэффициент применяется через программное обеспечение системы, чтобы преобразовать измеренный заряд (ток) в керму воздуха при заданном качестве пучка. Некоторые модели дозиметров оснащены внутренними датчиками для измерения температуры и давления окружающей среды, чтобы автоматически выполнять поправки на плотность воздуха.

Воздушная керма, К (или любая другая ассоциированная дозиметрическая величина), получается из:

$$K = M_Q k_{TP} N_{K,Q_0} k_Q \prod k_j \tag{21.1}$$

где показания дозиметра M_Q корректируются по плотности воздуха на k_{TP} , пересчитываются в керму воздуха при соответствующем эталонном качестве излучения на калибровочный коэффициент N_{K,Q_0} и корректируются по спектру применяемого рентгеновского излучения на коэффициент k_Q . Дополнительные поправки на другие влияющие величины могут быть применены с помощью коэффициентов умножения k_j , например, поправки на рекомбинацию ионов, поляризующее напряжение, угол падения излучения или влажность (см. раздел 21.6).

600

Поскольку дозиметры используются для различных типов рентгеновских установок и условий облучения, выбор соответствующего прибора имеет большое значение для обеспечения достаточной точности измерения излучения. Независимо от области применения, дозиметры излучения должны обладать несколькими желательными свойствами, которые рассмотрены ниже.

21.2.2.1. Чувствительность

Чувствительность — это минимальная керма воздуха, необходимая для тока, вырабатываемого получения выходного сигнала (заряда или блоком). детектором и собираемого измерительным Чем выше чувствительность дозиметра, тем больший заряд (или ток) производится при той же керме (скорости) воздуха и, следовательно, тем лучше разрешение по керме (скорости) воздуха и обнаруживаемость. Ионизационные камеры с большим активным (эффективным) объемом имеют более высокую чувствительность, чем камеры с меньшим объемом.

По этой причине большие ионизационные камеры предпочтительны для измерений с низкой скоростью кермы воздуха, например, в рентгеноскопии или для рассеянного излучения. В рентгенографии, где скорость кермы воздуха выше, можно использовать камеры меньшего размера, что позволяет лучше измерять пространственное разрешение.

В целом чувствительность полупроводниковых детекторов может быть на порядки выше, чем у ионизационных камер. Это свойство, помимо прочего, делает использование таких детекторов выгодным для широкого круга приложений. Однако присущая им зависимость от энергии делает проблематичным их использование в некалиброванных пучках и для измерений рассеянного излучения.

21.2.2.2. Линейность

Показания дозиметра М должны быть линейно пропорциональны керме (скорости) воздуха. Все дозиметры демонстрируют линейный отклик в определенном диапазоне кермы (скорости) воздуха. Диапазон линейности и нелинейное поведение зависят от типа дозиметра и его физических характеристик. Среди прочих факторов, масштаб/разрешение считывания измерительного узла, чувствительность и утечка/темновой ток дозиметра ограничивают номинальный диапазон нижним значением, в то время как эффекты насыщения (превышения диапазона) определяют верхнее значение. Диапазон воздушной кермы (интенсивности), в котором характеристики дозиметра линейны (номинальный диапазон), должен быть указан производителем; линейность дозиметра в этом диапазоне должна быть проверена пользователем.

Согласно стандарту IEC-61674 [21.1], нелинейность дозиметра выражается отношением $(R_{max} - R_{min})/(R_{max} + R_{min})$, которое должно быть менее 0,02 во всем номинальном диапазоне кермы (скорости) воздуха. Значения R_{max} и R_{min} - это максимальный и минимальный отклик дозиметра, соответственно, в номинальном диапазоне кермы (скорости) воздуха. Отклик - это отношение индицируемого значения (показания дозиметра) к истинному значению кермы воздуха (скорости).

21.2.2.3. Энергетическая зависимость

Для диагностических дозиметров спектр рентгеновских лучей (часто называемый качеством излучения или пучка) определяется HVL пучка и является одной из важных величин, влияющих на отклик дозиметра. В диапазоне качества клинического рентгеновского излучения (25-150 кВ) изменение отклика дозиметра в зависимости от энергии может быть значительным. Это зависит от типа детектора и его физических и конструктивных свойств. Изменение отклика на различные качества излучения учитывается с помощью поправочного коэффициента качества пучка k₀ (см. уравнение (21.1)). Для качества излучения Q, k₀ - это отношение калибровочных коэффициентов для качества Q к эталонному качеству излучения (ЭКИ 5, например, см. раздел 21.6). По определению, k_0 равен единице при эталонном качестве излучения. На рис. 21.1 529 ИНСТРУМЕНТАЦИЯ ПО ДОЗИМЕТРИИ показано изменение k_0 в зависимости от HVL для шести коммерческих дозиметров, включая ионизационные камеры и полупроводниковые детекторы. Простые полупроводниковые детекторы обычно имеют более выраженное изменение kQ в зависимости от энергии; однако современные полупроводниковые детекторы включают несколько полупроводниковых элементов, покрытых фильтрами (обычно медными), которые позволяют получить необходимую компенсацию для уменьшения влияния качества излучения. Стандарт ІЕС-61674 [21.1] устанавливает верхний предел ±5% на изменение энергетического отклика в диапазоне 50-150 кВ, в то время как МАГАТЭ [21.2] предлагает более строгий предел ±2,6% для дозиметров, используемых в качестве эталонных приборов в калибровочных лабораториях.


РИС. 21.1. Энергетическая зависимость отклика шести коммерческих дозиметров, включающих ионизационные камеры (IC) или твердотельные детекторы (SD): Dosimax plus (IBA, Шварценбрук, Швеция), Inovision Triad 35050A (FLUKE Biomedical Corp., Everett, WA, США), PTW Unidos с 77337 (PTW GmbH, Фрайбург, Германия), Radcal 2025 с 20x5-6 (Radcal Corporation Monrovia, CA, США), RTI Piranha (RTI Electronics AB, Molndal, Швеция) и Unfors Xi (Unfors Instruments AB, Billdal, Швеция). Качество пучка (ось x) соответствует серии RQR, описанной в стандарте IEC-61674 [21.1].

21.2.2.4. Зависимость от направления

Отклик дозиметра может меняться, когда излучение падает на детектор под разными углами. Направленная или угловая зависимость в основном зависит от конструкции и физических размеров детектора, но также будет зависеть от энергии падающего излучения. Направленная зависимость цилиндрических или сферических ионизационных камер незначительна, в то время как камеры с параллельными пластинами могут демонстрировать значительную зависимость при больших углах падения. Большинство коммерческих полупроводниковых детекторов устанавливаются на свинцовые подложки для ослабления излучения, падающего сзади, а некоторые модели включают в себя несколько полупроводниковых элементов, покрытых фильтрами для ослабления излучения. В таких случаях важна зависимость от направленности, и необходимо всегда следить за тем, чтобы излучение падало на элементы через фильтры под прямым углом. Стандарт ІЕС-61674 [21.1] устанавливает верхний предел изменения отклика $\pm 3\%$ при углах падения $\pm 5^{\circ}$ от нормального направления.

21.2.2.5. Ток утечки

Ток любому утечки относится к изменению сигнала. зарегистрированному измерительным блоком, которое не генерируется излучением. Это может быть электронный шум, ток из резисторноконденсаторных цепей, поврежденные кабели или плохие кабельные соединения, отсутствие электронного или экологического равновесия или влажности и т.д. Согласно стандарту IEC-61674 [21.1], ток утечки не должен превышать 5% от минимальной эффективной скорости кермы воздуха для используемого диапазона. Если дозиметр остается в режиме измерения после воздействия максимального эффективного значения кермы воздуха, то vказанное значение не должно изменяться более чем на 1% в минуту.

21.3. ИОНИЗАЦИОННЫЕ КАМЕРЫ

Ионизационный детектор представляет собой заполненную воздухом камеру, в которой электрическое поле формируется путем приложения поляризующего напряжения к двум электродам для сбора всех зарядов, высвобождающихся при ионизации воздуха, содержащегося в камере. Электрическое поле достаточно для сбора почти всех освобожденных зарядов, которые достигают электродов (т.е. рекомбинация очень мала), но недостаточно для того, чтобы вызвать умножение газа/заряда и столкновению ионизацию других молекул (в отличие от счетчиков Гейгера-Мюллера и пропорциональных счетчиков). Количество собранных ионов или скорость их сбора - это регистрируемый сигнал, который умножается на среднюю энергию, необходимую для образования пары ионов в сухом воздухе, воздух $W_{air} = 33,97$ eV / пара ионов =33,97 J/C (см. уравнение (3.12) и разделы 3.2.2 и 3.2.4 для вывода энергии, переданной (ε_{tr}) от излучения к массе воздуха в камере). Отношение ε_{tr} и массы воздуха соответствует воздушной керме (скорости) (уравнение (3.3)).

На рис. 21.2 показана внутренняя структура типичных ионизационных камер. В камерах с параллельными пластинами расстояние между электродами составляет порядка 1 см, а сами электроды расположены параллельно друг другу и входному окну. В камерах цилиндрической и сферической формы центральный электрод находится в геометрическом центре полости, а стенка (внешняя оболочка) камеры покрыта проводящим материалом. который часто находится пол потенциалом земли (заземляющий электрод). Стенка (заземление) и собирающий электрод разделены высококачественным изолятором для уменьшения тока утечки. Третий электрод, защитный, уменьшает ток утечки в камере, позволяя любой утечке стекать на землю, минуя собирающий электрод и обеспечивая высокую однородность электрического поля в объеме камеры.



РИС. 21.2. Схематическое изображение (а) специализированной конструкции камеры (из http://www.radcal.com); (б) параллельной пластины (из http://www.standardimaging.com и ссылки [21.2]); и (в) цилиндрической ионизационной камеры типа «карандаш» (из ссылки [21.2]).

Современные высокопроизводительные ионизационные камеры, используемые в диагностической радиологии, могут иметь более сложную конструкцию, при этом основным соображением является сохранение небольшого зазора между заземляющим и собирающим электродами для предотвращения рекомбинации ионов при высокой дозе облучения.

Ионизационные камеры, используемые в диагностической радиологии, должны быть вентилируемыми, т.е. воздух внутри объема сообщается с окружающей средой, делая массу воздуха зависимой от температуры, давления и влажности. Влажность оказывает незначительное влияние на изменение массы воздуха, но температура и давление существенно влияют на массу воздуха внутри камеры. Поэтому к показаниям дозиметра всегда следует применять поправочный коэффициент плотности воздуха k_{TP} . Этот коэффициент рассчитывается по формуле $k_{TP} = (P_0 * T)/(P * T_0)$; где P_0 и T₀ - значения калибровочных эталонных условий давления и температуры (обычно 101,3 кПа (1 атм) и 293,2 К (273,2 + 20°С) или 295,2 К (273,2 + 22°С)), а Р и Т - давление (кПа) и температура (К) окружающей среды во время измерения воздушной кермы. Согласно стандарту ІЕС-61674 [21.1], герметичные камеры, в которых объем воздуха не изменяется, не подходят для диагностической радиологической дозиметрии; их необходимая толщина стенок может вызвать неприемлемую энергозависимость, а долгосрочная стабильность камер не гарантируется.

21.3.1. Клиническое применение ионизационных камер

21.3.1.1. Камеры для измерения кермы (дозы) воздуха

Определение кермы (дозы) воздуха в распространенных диагностических радиологических приложениях (рентгенография, рентгеноскопия и маммография) выполняется с помощью ионизационных камер, цилиндрических или с параллельными пластинами. Существует большое разнообразие типов камер и производителей.

Коммерческие камеры с параллельными пластинами (p-p) имеют форму диска диаметром несколько сантиметров и толщиной несколько сантиметров. Наиболее распространенные камеры с эффективным объемом (воздушной полостью) от 1 см³ до нескольких сотен кубических сантиметров подходят для применения в широком диапазоне скоростей облучения. Благодаря своей форме они могут быть безопасно установлены в полые пространства, например, на рентгеновском столе под фантомом, или в контакте с усилителем изображения, или внутри держателя кассеты с пленкой (Bucky) и т.д.

В маммографии используются p-р ионизационные камеры с тонким входным окном, изготовленным из материала низкой плотности (например, капроновой пленки, акрила, майлара) микрометровой толщины (20-50 мкм, 3-10 мг/см²). Основным недостатком p-р камер является зависимость их отклика от направления. P-п камера всегда должна располагаться перпендикулярно пучку излучения.

Цилиндрические камеры равномерно чувствительны вокруг своей центральной геометрической оси. Камеры, используемые для измерений в пучке рентгеновских лучей, имеют эффективный объем в несколько кубических сантиметров (3-6 см³).

21.3.1.2. Цилиндрические камеры карандашного типа

Цилиндрические ионизационные камеры карандашного типа используются в некоторых диагностических радиологических приложениях для измерения произведения длины кермы воздуха, P_{KL} . В течение последних нескольких десятилетий эти камеры в основном использовались в дозиметрии КТ (см. раздел 22.4.7), но они также применяются в стоматологии (см. раздел 22.4.8). Этот тип камер представляет собой длинный цилиндр с типичной эффективной активной длиной 100 мм. Физические размеры составляют около 15 см в длину и 1 см в диаметре (рис. 21.2(с)). В отличие от других детекторов, используемых в диагностической

радиологии, камера частично облучается. Ее ось располагается под прямым углом к оси центрального пучка. Отклик активного объема должен быть равномерным по всей его осевой длине. Для их калибровки используются специальные процедуры и качества излучения.

21.3.1.3. Камеры КАР

Воздушные камеры с продуктом площади кермы (КАР) имеют большую площадь поверхности и прозрачны как для излучения, так и для света. Они обычно устанавливаются на корпусе трубки после коллимации пучка (см. разделы 22.4.4 и 22.4.5) и охватывают все поле излучения. Камеры КАР измеряют интеграл воздушной кермы по площади камеры и должны иметь равномерный отклик по всей площади. Теоретически Р_{ка} одинакова вдоль центрального пучка рентгеновских лучей, однако на практике на измерения влияют рассеянное излучение, внефокальное излучение и другие факторы. Требование к электродам камеры быть прозрачными для света приволит к использованию материалов, имеющих значительную энергетическую зависимость в диагностическом диапазоне энергий.

В зависимости от использования и калибровки камеры КАР измеряют падающее излучение, то есть излучение, которое падает на камеру, или проходящее излучение, то есть излучение, выходящее из камеры. Последнее включает в себя ослабление излучения камерой КАР. Для калибровки измерителей КАР применяются специальные процедуры и качества излучения.

Камеры КАР обычно используются для дозиметрии пациента в интервенционной радиологии, флюороскопии и общей рентгенографии, а также начинают применяться в пан томографической дентальной рентгенографии (см. раздел 10.2.2.2). Это находит отражение в использовании КАР для диагностических референсных уровней. Из-за наличия вне фокального и рассеянного излучения их следует калибровать на месте.

21.3.2. Рекомендации по применению ионизационных камер

Необходимо учитывать перечисленные ниже практические моменты:

- Необходимо выбрать подходящие ионизационные камеры для конкретного применения и требуемой процедуры измерения (табл. 21.1).
- К показаниям дозиметра всегда следует применять поправку на плотность воздуха. Следует быть очень внимательным с дозиметрами,

которые оснащены внутренними датчиками для автоматической коррекции температуры и/или давления, чтобы правильно интерпретировать показания.

- В общем случае ионизационные камеры обнаруживают излучение со всех направлений; таким образом, они измеряют все рассеянное, внефокальное и просачивающееся излучение. При измерении кермы падающего воздуха камера должна находиться на расстоянии от рентгеновской кушетки или других поддерживающих устройств, чтобы избежать обратного рассеянного
- Ионизационная камера должна быть полностью покрыта полем излучения, за исключением камер типа «карандаш» и КАР.
 Эффективная практика заключается в том, чтобы использовать размеры поля, по крайней мере, в два раза превышающие поперечное сечение детектора, и проверять полное покрытие детектора методами визуализации, если это возможно. Все камеры, особенно p-p-камеры, должны быть расположены перпендикулярно оси пучка излучения.
- Ионизационные камеры должны быть откалиброваны по нескольким параметрам. Это особенно важно для камер с большой энергетической зависимостью. Для рентгенографии и флюороскопии следует использовать, по крайней мере, качества RQR 3 (50 кВ), RQR 5 (70 кВ) и RQR 9 (120 кВ), а для маммографии RQR-M1 (25 кВ), RQR-M2 (28 кВ) и RQR-M4 (35 кВ). Для камер КТ калибровка должна проводиться как минимум при RQT 9 (120 кВ) (см. раздел 21.6.2).
- Пользователь должен знать ограничения и номинальные диапазоны всех величин, влияющих на измерения. Важно убедиться, что ток утечки (темновой) пренебрежимо мал и не влияет на измерения.
- Перед использованием пользователь должен проверить, находится ли напряжение батареи измерительного блока в пределах номинального диапазона производителя.

Ξ
Ē.
\circ
Ξ
2
$\underline{\circ}$
Ξ
F
2
~
<u> </u>
ž
Ξ
9
×
\circ
(II)
F
F
1
\circ
0
¥
μ.
5
4
Ζ
F
Ч
ш
-
Z
2
ŕτì
2
N
~
č
\simeq
ы
F
Б
KИ
ИКИ
ТИКИ
СТИКИ
ІСТИКИ
ИСТИКИ
РИСТИКИ
ЕРИСТИКИ
ТЕРИСТИКИ
КТЕРИСТИКИ
АКТЕРИСТИКИ
АКТЕРИСТИКИ
РАКТЕРИСТИКИ
АРАКТЕРИСТИКИ
ХАРАКТЕРИСТИКИ
З XAPAKTEPИCTИКИ
IE XAPAKTEPИCTИКИ
ЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
HbIE XAPAKTEPИCTИКИ
ЗНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
DBHLE XAPAKTEPUCTUKU
OBHLE XAPAKTEPUCTUKU
НОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
СНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
 ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
и основные характеристики
21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
А 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
[A 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ЩА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ИЦА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ЛИЦА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
БЛИЦА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
АБЛИЦА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ
ГАБЛИЦА 21.1. ОСНОВНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ

Применение	Тип детектора	Диапазон напряжения рентгеновской трубки (кВ)	Диапазон воздушной кермы или скорости воздушной кермы	Внутренняя ошибка (%)	Изменение энергетического отклика (%)	Зависимость скорости от К (%)	Угловая зависимость (%)
Общая рентгенография	Цилиндрические, сферические или плоскопараллельные И С ^а Твердотельные детекторы	60-150	10 мкГр - 1 Гр 1 мГр/с - 500 мГр/с (b) 10 мГр/с - 5 мГр/с (b)	5	± 5	±2	±3@±5°
Флюороскопия, интервенционная радиология	Плоскопаралисльные И <i>Са</i> Твердогельные детекторы	50-120	10 мкГр/с - 10 мГр /с 0,1 мкГр/с- 100 мкГр/с	5	±5	+2	±3@±5°
Флюороскопия, интервенционная	Счегчики КАР	50-150	10 ⁻¹ - 10 ³ мкГр м ² /с 10 ⁻¹ - 10 ⁶ мкГр м ²	10	± 8	±5	
Флюороскопия	Плоскопараллельные ИС ^а Твердотельные детекторы КАР-метры	50-150	$ \begin{array}{l} 10 \ \text{MFp/c} & - \ 10 \ \text{MFp/c} & (a,b) \\ 0,1 \ \text{MFp/c} & - \ 100 \ \text{MFp/c}(b) \end{array} \end{array} $	5	±5	±2	±3@±5°
Маммография	Плоскопараллельные ИС ^а Твердотельные детекторы	22-40	10 мкГр-1Гр 10 мкГр/с - 10мГр/с (b)	5	±5	±2	±3@±5°
КТ	Цилиндрическая $M\mathcal{C}^a$ карандашного типа активной длиной f 100 мм	100-150	0,1 - 50 MFp/c	5	± 5	±2	±3@±180°
Стоматология рентгенография	Цилиндрические, сферические или плоскопаралиельные И С ^а Твердотельные детекторы КАР-метры	50-100	10 мкГр - 100 мГр 1 - 10 мГр/с	5	±5	7	±3@±5°

^b Неаттенюированный пучок. ^а IC: ионизационная камера.

Для измерения скорости кермы в воздухе.
 В свете новых технологий КТ и пересмотра методологии дозиметрии КТ могут быть предложены новые типы

детекторов, которые будут пригодны также для измерения импульсного излучения.

для измерения импульсного излучения.

Для измерения произведения площади (скорости) кермы воздуха.
 ⁶ Аттенюированный пучок

излучения; нельзя допускать, чтобы другие объекты мешали пучку рентгеновских лучей.

21.4. ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ДОЗИМЕТРЫ

Диагностические радиологические дозиметры на основе полупроводниковой технологии нашли широкое применение. Используются два типа: кремниевые диоды или полупроводниковые полевые транзисторы на основе оксида металла (MOSFET). Благодаря небольшим размерам и жесткости они удобны для использования во многих приложениях.



РИС. 21.3. Схема поперечного сечения (а) p-n-перехода и (b) МОП-транзистора

21.4.1. Теория работы

Кремниевый диодный дозиметр представляет собой диод с p-n переходом. В большинстве случаев для диагностических радиологических дозиметров используются диоды p-типа (а не n-типа), поскольку они меньше подвержены радиационному повреждению и имеют гораздо меньший темновой ток (шум). Когда на диод падает излучение, оно создает в теле диода пары электрон-дырка, и в диоде возникает ток в обратном направлении. Количество таких пар пропорционально дозе падающего излучения. Благодаря структуре диода и внутренне сформированной разности потенциалов, нет необходимости прикладывать напряжение смещения к областям диода р и n типа для сбора заряда, высвобождаемого излучением.

МОП-транзистор - это миниатюрный кремниевый транзистор. Его структура эквивалентна планарному конденсатору, один из электродов которого заменен полупроводником. Дозиметры MOSFET основаны на образовании пар электрон-дырка в SiO₂ затворной области MOSFET (рис. 21.3) в результате падающего излучения. Положительные носители заряда движутся в направлении границы раздела Si-SiO₂, где задерживаются, накапливая положительный заряд, что вызывает изменение тока в канале n-

типа и приводит к изменению напряжения смещения затвора (сдвиг порогового напряжения). Сдвиг порогового напряжения является линейной функцией поглощенной дозы. Интегральная доза может быть измерена во время (в реальном времени) или после облучения. МОП-транзисторы часто требуют подключения к напряжению смещения во время облучения. Они в основном используются в дозиметрии пациентов.

21.4.2. Рекомендации по применению полупроводников

Необходимо учитывать перечисленные ниже практические моменты:

- Отклик полупроводников (диодов и МОП-транзисторов) обычно имеет более выраженную энергетическую зависимость, чем отклик ионизационных камер. Хотя в современных дозиметрах обычно используются методы компенсации для коррекции энергетической зависимости при заданных характеристиках пучка, энергетическая зависимость для не заданных характеристик пучка может быть непредсказуемой. Пользователю следует изучить характеристики энергетической зависимости дозиметра. В связи с этим следует избегать измерений HVL с полупроводниковыми детекторами.
- Угловая зависимость полупроводниковых детекторов сопоставима с плоскопараллельными ионизационными камерами. Однако полупроводниковые детекторы чувствительны к своему расположению в поле рентгеновских лучей, особенно к направлению эффекта пятки.
- Когда полупроводниковый детектор используется для измерения дозы на поверхности фантома (или пациента), обратное и боковое рассеяние излучения может не вносить существенного вклада в показания дозиметра из-за наличия подложки.
- Отклик полупроводникового детектора не зависит от температуры или давления. В целях соблюдения стандартного дозиметрического формализма *k*_{TP} в уравнении (21.1) принимается равным единице.
- Полупроводники имеют ограниченный срок службы из-за накопленного радиационного повреждения. Хотя дозы, измеряемые в диагностической радиологии, невелики, эффективная практика заключается в регулярной перекалибровке детекторов.
- Исследования с использованием МОП-транзисторов в настоящее время находятся на экспериментальной стадии для измерения дозы в некоторых аспектах диагностической радиологии. Они могут быть потенциально полезны в некоторых высокодозных областях, таких как интервенционная радиология, где необходимо избегать высоких доз

облучения кожи. Однако они демонстрируют высокую энергетическую зависимость, поэтому для достижения достаточной точности измерений необходима частая калибровка.

21.5. ДРУГИЕ ДОЗИМЕТРЫ

21.5.1. Пленочная дозиметрия: Радиографическая пленка и радиохромная пленка

21.5.1.1. Радиографическая пленка

Радиографическая пленка по-прежнему находит применение в качестве дозиметра при персональном радиационном контроле с использованием пленочных бейджей (см. раздел 24.5.3). Структура радиографической пленки и основные принципы денситометрии описаны в разделе 7.3.3. Эмульсия пленочном дозиметре непосредственно поглошает в ионизирующее излучение и может быть соотнесена с оптической плотностью проявленной пленки. Однако сенситометрическая кривая отличается от кривой для сильно систем с экранной пленкой. Радиографическая эмульсия далека от тканевого эквивалента, поэтому энергетический отклик пленочного дозиметра изменяется путем добавления нескольких фильтров. Обеспечение, обработка и анализ таких дозиметров являются задачами специализированных отделов и компаний и обычно не входят в обязанности медицинского физика.

21.5.1.2. Радиохромная пленка

Радиохромные пленки (например, Gafchromic®) содержат бесцветные красители (диацетилен), которые после облучения становятся синими из-за радиационно-индуцированной полимеризации. Этот процесс является саморазвивающимся и не требует химической обработки, но для полного развития требуется некоторое время. В зависимости от материала типичным является увеличение плотности примерно на 10 % в период от 1 до 24 часов после облучения.

Пленка состоит из активного слоя красителя (толщиной 15-20 мкм), помещенного между двумя прозрачными полиэфирными листами, каждый из которых содержит желтый краситель. Желтый краситель повышает визуальную контрастность и снижает эффект воздействия синего и ультрафиолетового света. В некоторых пленках используется непрозрачная белая подложка. Оптическая плотность пленки измеряется с помощью денситометров или пленочных сканеров. Для пленок с непрозрачной подложкой необходим денситометр с отражателем. Полимер, окрашенный в синий цвет, демонстрирует максимум оптического поглощения при длине волны около 635 нм. Соответственно, следует использовать денситометр с красным источником света.

Состав пленки близок к тканевому эквиваленту. Некоторые виды пленки содержат соединения бария в белой подложке для увеличения поглощения излучения и чувствительности. Несколько типов радиохромных пленок оптимизированы для применения в диагностической радиологии. Их энергетический отклик и другие свойства могут отличаться, поэтому технические характеристики следует узнавать у поставщика или из литературы. Чувствительность варьируется от ~1 мГр до ~50 Гр, в зависимости от типа пленки. Сенситометрический отклик не является линейным. поэтому необходимо применять соответствующие калибровочные кривые. Для калибровки пленки и измерения дозы необходимо использовать один и тот же протокол и денситометр. Работа с радиохромными пленками проста. Темные комнаты не требуются, а условия окружающей среды не имеют особого значения, за исключением воздействия интенсивных источников света или влажности. Пленка может быть получена в большом формате (35 см × 43 см, максимум) и может быть согнута и разрезана по размеру, как требуется.

Радиохромные пленки можно использовать для относительной дозиметрии в диагностической радиологии. Одним из таких применений является измерение и картирование дозы облучения кожи пациента при интервенционных процедурах (см. главу 8).

21.5.2. Термолюминесцентная дозиметрия

Большое и растущее число твердотельных материалов демонстрируют явление термолюминесценции (ТЛ), которое может быть использовано в дозиметрических целях. Этот процесс состоит из двух стадий: на первой стадии происходит переход равновесного ДВУ материала в метастабильное состояние с помощью облучения, а на второй - приложение энергии (через тепло) для приведения метастабильного состояния обратно к равновесному. На рис. 21.4 показаны эти две стадии с использованием модели полупроводника для твердотельного материала. В этой модели энергия электронов не локализована, а узкий энергетический зазор между валентной и зоной проводимости заполнен средними зонами или ловушками, которые вызваны дефектами в материале².Облучение создает свободные электроны с энергией, достаточной для перехода через зазор в зону проводимости, при этом некоторые из электронов могут оказаться в ловушке в средней зоне. При последующем добавлении энергии к материалу захваченные электроны с достаточной энергией могут выйти из ловушки в полосу проводимости и вернуться в валентную полосу, чтобы рекомбинировать с захваченной дыркой, что сопровождается излучаемым TL-излучением (см. главу 7, где рассматриваются фотостимулируемые люминофоры).



РИС. 21.4. Уровни энергии электронов в ДВУ-материале, показывающие слева процесс создания свободных электронов и дырок, за которым следует нерадиационная ловушка заряда. Справа показано высвобождение термостимулированных электронов для энергетического уровня E_c - Е. Высвобожденный электрон может повторно захватиться или рекомбинировать с захваченными дырками. Если этот процесс радиационный, то происходит излучение ТЛ. E_c и E_v - края полос проводимости и валентности, E_f - уровень Ферми, ST и AT - мелкие и активные ловушки, соответственно, а DET и DHT - глубокие ловушки электронов и глубокие ловушки объекси.

² Ловушки обычно формируются путем добавления легирующего материала. Например, TLD100 изготовлен из LiF с дополнительными легирующими материалами Mg и Ti.

Стабильность захваченных электронов в значительной степени зависит от энергетического уровня (глубины) ловушек. Неглубокие ловушки требуют мало энергии для высвобождения электронов и термически неустойчивы, что приводит к затуханию сигнала при температуре окружающей среды. Для получения стабильных сигналов желательно использовать уровни энергии ловушек, соответствующие более высоким температурам возбуждения.

В типичном считывающем устройстве TLD (рис. 21.5) дозиметры помещаются на планшет, нагреваемый непосредственно электрическим током. Температура измеряется с помощью термопары, приваренной к планшету. Используются и другие методы нагрева ДВУ, например струи горячего азота, лазерный нагрев или инфракрасные лампы. Сигнал ТЛ регистрируется с помощью фотоэлектронного умножителя.

При линейном изменении температуры сигнал ТЛ (кривая свечения) показывает различные пики при характерных температурах, обусловленных наличием ловушек. На рис. 21.6 показана типичная кривая свечения для LiF:Mg,Cu,P. Помимо пиков при более низких температурах, основной пик, полезный для дозиметрических измерений, появляется при ~210°C. Для каждого типа ДВУ требуется определенный оптимизированный цикл считывания.



РИС. 21.5. Основные элементы считывателя ДВУ (ФМТ: фотоэлектронный умножитель).



РИС. 21.6. Типичная кривая свечения для LiF:Mg,Cu,P (а.и.: произвольные единицы).

Цикл считывания показаний ДВУ делится на предварительный нагрев, интеграцию сигнала и отжиг. Во время предварительного нагрева дозиметр в течение нескольких секунд выдерживается при постоянной температуре, достаточной для удаления всех низкотемпературных сигналов. Затем температура повышается до максимального значения. За это время сигнал TL от дозиметра интегрируется, чтобы получить сигнал, соответствующий дозе. Типичный температурный интервал интегрирования показан на рис. 21.6. Наконец, дозиметр отжигается в специальной печи, чтобы удалить все оставшиеся сигналы, тем самым обнуляя дозиметр. Параметры цикла считывания зависят от материала ДВУ, и для получения точных результатов при использовании одного и того же считывающего устройства для калибровки и измерений необходима хорошая воспроизводимость.

Широко используемый LiF:Mg,Ti (например, TLD100) является хорошо стандартизированным дозиметром, но менее чувствительным, чем LiF:Mg,Cu,P (GR200, TLD100H, MCP-N), который имеет порог обнаружения около 0,1 мкГр. ДВУ выпускаются во многих ФИГ. 21.5. Основные элементы считывающего устройства ТЛД (ФМТ: фотоэлектронный умножитель), формы и очертания (чипы, стержни, кубы, ленты и порошок). Зависимость между дозой и сигналом ТЛ линейна до доз <1 Гр. Для более высоких доз могут применяться поправочные коэффициенты для нелинейного отклика.

21.5.3. OSL

OSL - это люминесценция, излучаемая облученным твердотельным материалом (дозиметром OSL) после освещения стимулирующим светом. Поглощенное излучение вызывает ионизацию валентных электронов и создание электронных пар и приводит материал в метастабильное состояние. Существующие дефекты в материале локализуют свободные электроны и дырки посредством нерадиационных переходов с захватом. Освещение облученного материала стимулирующим светом (вилимым или инфракрасным) приводит к переходу электронов из локализованной ловушки в полосу проводимости (равновесный, основной энергетический уровень) и последующей радиационной эмиссии и люминесценции (OSL). С точки зрения энергетических уровней эти два процесса (возбуждение и переход) весьма похожи на те, что описаны на рис. 21.4. Фактически, OSL тесно связана с ТЛ, с основным отличием в том, что в качестве дополнительной энергии для захваченного электрона используется свет, а не тепло. Не следует путать OSL с фотолюминесценцией, где возбуждение электрона вызвано поглощением света, а не дозой излучения.

Обычно стимулирующий свет, используемый для OSL, имеет более низкую энергию фотонов, чем излучаемый свет. Интенсивность излучаемого света связана со скоростью, с которой система возвращается к равновесию, что приводит к появлению характерной кривой «люминесценция-время». Интеграл этой кривой соответствует концентрации захваченного заряда, которая пропорциональна поглощенной дозе излучения.

При типичном измерении с помощью дозиметра OSL материал образца освещается соответствующим источником света. Излучаемый свет проходит через оптический фильтр для подавления нежелательного (PL) света и затем регистрируется с помощью фотоэлектронного умножителя. Устройство такого считывателя аналогично устройству считывателя ТЛД. Улучшение соотношения сигнал/шум может быть достигнуто за счет пульсации стимулирующего света.

В одном из коммерчески доступных дозиметров OSL используется оксид алюминия, легированный углеродом (Al_2O_3 :С), и его доминирующие уровни захвата OSL требуют тепловой энергии выше 200°С для создания термолюминесценции. Следовательно, сигнал OSL термически стабилен, а затухание сигнала незначительно. Некоторые переходные сигналы, вызванные неглубокими ловушками, исчезают через несколько минут. Доминирующее излучение происходит в полосе с центром около 420 нм. Стимуляция OSL осуществляется зеленым светом, излучаемым либо зелеными диодами, либо лазером. Поскольку для однократного считывания

с полезной интенсивностью сигнала требуется всего 0,05% сигнала, возможно постоянное повторное считывание или прерывистое считывание дозиметра, и дозиметр можно хранить как постоянную запись дозы. Необходимо избегать воздействия света (особенно ультрафиолетового) на дозиметр, так как электроны из глубоких ловушек могут быть перенесены на ловушки дозиметра (фотоперенос), что изменит реакцию дозиметра. С помощью коммерческих систем можно измерять дозы в диапазоне от 10 мкГр до 15 Гр. Принцип OSL также используется для визуализации с помощью систем компьютерной радиографии³ (см. главу 7).

21.5.4. Дозиметрические применения TLD и OSL

Твердотельные дозиметры могут использоваться для дозиметрии пациентов, внешней по отношению к телу или фантому, так же как и ионизационная камера, для внутренних измерений, обычно в фантоме, а также для мониторинга профессионального и общественного облучения (раздел 24.5.3).

Для внутренней дозиметрии состав, близкий к тканевому эквиваленту, может иметь преимущества при определении осаждения энергии в организме (см. раздел 2.4.2). Эффективные атомные номера ткани и воды составляют 7,22 и 7,42, соответственно. Такие материалы ДВУ, как LiF:Mg,Ti и $Li_2B_4O_7$:Mn, имеют эффективные атомные номера 8,31 и 7,4, соответственно, в то время как основной материал ОСЛ, Al_2O_3 , и перспективный материал ОСЛ, ВеО, имеют эффективные атомные номера 11,3 и 7,21, соответственно.

Однако следует помнить, что основная система дозиметрии в диагностической радиологии основана на керме воздуха, а не на поглощенной дозе в воде или тканях. Кроме того, твердотельная дозиметрия - это относительная методология, требующая стандартизированных процедур калибровки. Необходимо соблюдать осторожность при использовании дозиметров TLD или OSL в радиационных полях, отличающихся от условий калибровки. Следовательно, дозиметры LiF и Al_2O_3 должны быть тщательно продуманы перед использованием в таких приложениях, как дозиметрия фантомов КТ.

³ В случае компьютерной радиографии активный материал для формирования изображения называется фотонно-стимулируемым люминофором.

21.6. КАЛИБРОВКА ДОЗИМЕТРА

Все приборы, используемые для дозиметрических измерений в клинических условиях, должны иметь калибровку, прослеживаемую к признанному дозиметрическому стандарту. Необходимым условием для измерения дозиметрической величины, такой как воздушная керма, является наличие международной системы измерений, определяющей эту величину и ее единицы. В лабораториях дозиметрии по первичным стандартам (PSDL) используются ионизационные камеры со свободным воздухом для измерения поглощенной дозы, прослеживаемой к основной единице поглощенной дозы СИ (Гр). Лаборатории дозиметрии вторичных стандартов (SSDL) калибруют свои приборы эталонного класса в PSDL и используют их в качестве местных дозиметрических стандартов. Таким образом, сохраняется прослеживаемость измерений к конкретному PSDL. Основная роль SSDL заключается в том, чтобы преодолеть разрыв между PSDL и пользователем дозиметра.

21.6.1. Стандартная ионизационная камера свободного воздуха

Свободные ионизационные камеры часто используются в PSDL в качестве первичного стандарта для определения кермы воздуха, по которому калибруются вторичные стандартные камеры из SSDL. Такая камера показана на рис. 21.7. Измеряется заряд, высвобождаемый рентгеновскими лучами в массе воздуха внутри объема камеры. Керма воздуха вычисляется в соответствии с ее определением, $K = \frac{dE_{tr}}{dm} = (dQ * W_{air})/dm$ из измерений основных физических величин (заряда и массы) и с применением физических констант и относительных поправочных коэффициентов (см. главу 3).

21.6.2. Калибровка SSDL

В большинстве твердотельных дозиметров для калибровки дозиметра применяется метод замещения. При заданном качестве пучка, Q, истинное значение воздушной кермы, $K_Q^{\prime true\prime}$ истинное, измеряется с помощью эталонного дозиметра. Точка отсчета пользовательского дозиметра помещается в ту же точку, и показания дозиметра используются для получения калибровочного коэффициента из соотношения $N_{K,Q}^{user} = K_Q^{\prime true\prime} / M_Q^{user}$ где M_Q^{user} - показания приборов пользователя с поправкой на плотность воздуха.



РИС. 21.7. Стандартная свободная воздушная ионизационная камера, используемая для калибровки дозиметра ионизационной камеры.

Калибровка лиагностических радиологических дозиметров выполняется в соответствии с качествами излучения, описанными в стандарте IEC-61267 [21.3], и достигается с помощью соответствующей фильтрации трубки при заданном напряжении трубки. В зависимости от области применения дозиметра используется ряд различных качеств излучения. Например, серия RQR моделирует первичные пучки, падающие на пациента, серия RQT моделирует качества пучков, используемых в КТ, серия RQA моделирует качества излучения, проходящего через пациента, а серия RQR-М моделирует пучки для маммографии. Каждая серия состоит из нескольких пучков с различными комбинациями напряжения трубки и фильтрации (см. табл. 21.2-21.4). Для серий качества RQR, RQA и RQT используется рентгеновская трубка с вольфрамовой (W) мишенью и алюминиевым (Al) и/или медным (Cu) фильтрами, а для серии качества RQR-М - рентгеновская трубка с молибденовой (Мо) мишенью и молибденовым (Мо) фильтром.

ТАБЛИЦА 21.2. ХАРАКТЕРИСТИКА СЕРИИ КАЧЕСТВА ИЗЛУЧЕНИЯ RQR, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ДЛЯ НЕАТТЕНЮИРОВАННЫХ ПУЧКОВ ДЛЯ ОБЩЕЙ РЕНТГЕНОГРАФИИ (В СООТВЕТСТВИИ С IEC-61267 [21.3])

Качество излучения	Напряжение рентгеновской трубки (кВ)	Первый HVL (мм Al)	Коэффициент однородности (h)
RQR2	40	1.42	0.81
RQR3	50	1.78	0.76
RQR4	60	2.19	0.74
RQR5 ^a	70	2.58	0.71
RQR6	80	3.01	0.69
RQR7	90	3.48	0.68
RQR8	100	3.97	0.68
RQR9	120	5.00	0.68
RQR10	150	6.57	0.72

^а Это качество обычно выбирается в качестве эталонного для серии RQR.

ТАБЛИЦА 21.3. ХАРАКТЕРИСТИКА СЕРИИ КАЧЕСТВА ИЗЛУЧЕНИЯ RQR-M, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ДЛЯ НЕАТТЕНЮИРОВАННЫХ ПУЧКОВ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ В МАММОГРАФИИ (В СООТВЕТСТВИИ С IEC-61267[21.3])

Качество излучения	Напряжение рентгеновской трубки (кВ)	Первый HVL (мм Al)
RQR-M1	25	0.28
RQR-M2 ^a	28	0.31
RQR-M3	30	0.33
RQR-M4	35	0.36

^а Это качество обычно выбирается в качестве эталонного для серии RQR-M.

ТАБЛИЦА 21.4. ХАРАКТЕРИСТИКА СЕРИИ КАЧЕСТВА ИЗЛУЧЕНИЯ RQT, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ (В СООТВЕТСТВИИ С IEC-61267[21.3]) (В СООТВЕТСТВИИ С IEC-61267[21.3])

Качество излучения	Напряжение рентгеновской трубки (кВ)	Первый HVL (мм Al)	
RQT 8	100	6.90	
RQT 9 ^a	120	8.40	
RQT 10	150	10.1	

^а Это качество обычно выбирается в качестве эталонного для серии RQT.

Дозиметр общего назначения должен быть откалиброван по керме воздуха при радиационных качествах RQR (RQR 2 - RQR 10). Согласно общепринятой практике, калибровочный коэффициент, N_k , дозиметра получают при RQR 5 (70 кВ). Для других качеств излучения серии RQR предусмотрены дополнительные поправочные коэффициенты (k_Q), учитывающие энергетическую зависимость отклика дозиметра. Для данного качества излучения Q, k_Q определяется как отношение калибровочных коэффициентов при качестве излучения Q к коэффициенту при качестве излучения RQR 5. По определению, $k_Q = 1$ при RQR 5. Для маммографии стандартным качеством пучка является RQR-M2 (28 кВ), а для КТ - RQT 9 (120 кВ).

21.6.3. Полевая калибровка

В некоторых случаях, по практическим, экономическим и другим причинам, пользователи могут сами калибровать свои полевые приборы. Например, если в большой больнице используется много дозиметров, пользователь может предпочесть откалибровать их по эталонному дозиметру, а не отправлять все дозиметры в ЦСДЛ. Некоторые дозиметрические приборы, такие как КАР-метры, постоянно установлены на рентгеновских установках и должны калиброваться на месте. Как правило, перекрестная калибровка полевого прибора означает его прямое сравнение качества пучка, Q, с эталонным прибором, который был откалиброван в SSDL. Коэффициент калибровки получается из уравнения (21.2):

$$N_{K,Q}^{field} = \frac{\kappa_{i,Q}^{ref}}{M_Q^{field}} = \frac{M_Q^{ref} N_{K,Q_0}^{ref} k_Q^{ref}}{M_Q^{field}}$$
(21.2)

где «field» и «ref» относятся к полевым и эталонным приборам соответственно. Значения М представляют собой показания эталонного и полевого приборов и скорректированы с учетом влияния всех параметров, кроме качества пучка. Поскольку калибровочный коэффициент относится к конкретному качеству луча, кросс-калибровку следует проводить во всем диапазоне качества луча, используемого в больнице. Важно отметить, что другие существенные элементы прослеживаемости измерений, такие как оценка неопределенности, доказательство компетентности, документация и т.д., должны быть приняты во внимание и заявлены для кросс-калибровки.

21.7. ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ НАПРЯЖЕНИЯ И ВРЕМЕНИ РАБОТЫ ТРУБКИ

Измерение напряжения на рентгеновской трубке и продолжительности экспозиции (часто называемой «временем экспозиции») обычно выполняется с помощью неинвазивных портативных электронных приборов, часто называемых кВ-метрами и таймерами.

Ha рис. 21.8 показана типичная форма волны напряжения рентгеновской трубки от трехфазного шестиимпульсного генератора, работающего при напряжении трубки 80 кВ и времени экспозиции 165 мс. В зависимости от модели кВ-метр измеряет абсолютное пиковое напряжение (максимальное значение напряжения во время экспозиции - обведенная точка на рис. 21.8), среднее пиковое напряжение (среднее значение всех пиковых значений), среднее напряжение (среднее значение всех значений напряжения), эффективное пиковое напряжение (напряжение, которое даст такой же контраст изображения, как и рентгеновская система с постоянным потенциалом) и практическое пиковое напряжение (определяется как эквивалентное значение напряжения любой формы волны по отношению к идеальному рентгеновскому генератору, который обеспечивает постоянное напряжение и который дает такой же контраст изображения). Практическое пиковое напряжение было предложено в качестве стандартной величины для напряжения рентгеновской трубки.

Измеритель кВ располагается в первичном пучке рентгеновских лучей и измеряет напряжение рентгеновской трубки методами, основанными на измерении затухания. Такие приборы обычно включают два (или более) детектора, покрытых фильтрами (обычно из меди) различной толщины. Под воздействием излучения детекторы выдают разные сигналы, что обусловлено различным ослаблением рентгеновского луча фильтрами. Отношение сигналов (или любое другое соотношение сигналов) является функцией энергии падающих рентгеновских лучей и, следовательно, напряжения трубки. Во время первоначальной калибровки кВ-метра на заводе-изготовителе выходной сигнал и/или показания соответствующим образом корректируются в соответствии с «правильным» значением напряжения трубки. Многие кВ-метры оцифровывают, обрабатывают и хранят сигналы своих детекторов и могут выдавать осциллограммы напряжения и/или экспозиции. Длинная геометрическая ось детекторов кВметра должна быть расположена перпендикулярно направлению анод-катод трубки, чтобы исключить влияние эффекта «пятки» на измерение кВ.



РИС. 21.8. Типичная форма напряжения рентгеновской трубки от трехфазного шестиимпульсного генератора, работающего при напряжении трубки 80 кВ и времени экспозиции 165 мс.

Стандарт IEC-61676 [21.4] устанавливает требования к рабочим характеристикам приборов, используемых для неинвазивного измерения напряжения на рентгеновской трубке до 150 кВ. В нем рекомендуется, чтобы относительная собственная погрешность практического измерения пикового напряжения не превышала ± 2 % в эффективных диапазонах напряжений, т. е. 60-120 кВ для диагностики и 24-35 кВ для маммографии. Кроме того, в документе рекомендуется, что предел изменения отклика в 1,5% является приемлемым при диапазоне фильтрации трубки 2,5-3,5 мм A1 (для применения в диагностической радиологии).

Время экспозиции - это время, в течение которого создается пучок рентгеновских лучей. Оно измеряется как ширина импульса излучения (разница во времени) между «начальной» и «конечной» точками экспозиции, которые определяются заданным уровнем срабатывания. Для измерения времени в рентгеновских системах предлагается измерять ширину импульса на высоте 50% от пика формы волны (полная ширина на половине максимума). Некоторые производители используют другие значения уровня срабатывания (например, 10 % или 75 %). Время экспозиции может быть измерено с помощью инвазивного или неинвазивного оборудования.

21.8. ПРИБОРЫ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ УРОВНЯ ОБЛУЧЕНИЯ НА РАБОЧЕМ МЕСТЕ В ОБЩЕСТВЕННЫХ МЕСТАХ

Радиационный контроль проводится в диагностических радиологических учреждениях для определения уровней радиации в рабочих зонах и вокруг них и радиологического оборудования, а также для оценки радиационной защиты рабочего места и отдельных лиц (см. главу 24). Такие устройства мониторинга обычно проводят измерения в интегральном режиме, а для прямых измерений (или измерений в реальном времени) используют ионизационные камеры и некоторые специально разработанные полупроводниковые детекторы, подходящие для рассеянного излучения. Более долгосрочный мониторинг обычно осуществляется с помощью пленочных или все чаще твердотельных устройств (для персональных дозиметров (таких как ДВУ или пленочные бейджи), см. раздел 21.5).

Использование дозиметров (таких как счетчики Гейгера-Мюллера или пропорциональные счетчики) не рекомендуется для диагностической радиологии. Такие приборы обычно предназначены для обнаружения излучения изотопов; они широко используются для обнаружения излучения в ядерной медицине и находят применение в лучевой терапии, в частности для 60Со установок, брахитерапии и лечения пациентов радиоактивным йодом. Две основные трудности использования счетчиков Гейгера-Мюллера, например, в диагностической радиологии - это время отклика в несколько секунд, когда длительность диагностического рентгеновского облучения составляет лишь малые доли секунды, а также сильная энергетическая зависимость при низких энергиях фотонов. Подробное описание этих приборов можно найти в [21.5].

Детекторы, используемые для измерения облучения работников и прослеживаемыми соответствующим населения, должны быть к калибровочным стандартам при подходящих энергиях рентгеновских лучей (например, ISO Narrow серий N40 - N80 [21.6]). Хотя пользователь должен знать или оценить среднюю энергию пучка рентгеновских лучей для применения калибровочного коэффициента, в некоторых ситуациях, например, при определении средней энергии излучения, проходящего через защитные барьеры, это может быть затруднительно. В таких случаях допустимо использовать измерения непосредственно с детектора с малым разбросом энергетического отклика. Погрешность измерений следует учетом вариации калибровочных коэффициентов оценивать с в используемом диапазоне энергий.

625

ССЫЛКИ

- [21.1] INTERNATIONALELECTROTECHNICALCOMMISSION, Medical Electrical Equipment – Dosimeters with Ionization Chambers and/or Semi-conductor Detectors as used in X-Ray Diagnostic Imaging, IEC-61674, IEC, Geneva (1997).
- [21.2] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [21.3] INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, Medical Diagnostic X-Ray Equipment – Radiation Conditions for Use in the Determination of Characteristics, IEC-61267, IEC, Geneva (2005).
- [21.4] INTERNATIONALELECTROTECHNICALCOMMISSION, Medical Electrical Equipment – Dosimetric Instruments Used for Non-invasive Measurement of X-ray Tube Voltage in Diagnostic Radiology, IEC-61676, IEC, Geneva (2002).
- [21.5] INTERNATIONALATO MIC ENERGYAGENCY, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, IAEA, Vienna (2005).
- [21.6] INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, X and Gamma Reference Radiation for Calibrating Dosemeters and Doserate Meters and for Determining their Response as a Function of Photon Energy – Part 1: Radiation Characteristics and Production Methods, ISO 4037-1:1996(E), ISO, Geneva (1996)

БИБЛИОГРАФИЯ

BØTTER-JENSEN, L., McKEEVER, S.W.S., WINTLE, A.G., Optically Stimulated Luminescence Dosimetry, Elsevier Science, Amsterdam (2003).

CHEN, R., McKEEVER, S.W.S., Theory of Thermoluminescence and Related Phenomena, World Scientific Publishing, Singapore (1997).

McKEEVER, S.W.S., MOSCOVITCH, M., TO WNSEND, P., Thermoluminescence Dosimetry Materials: Properties and Uses, Nuclear Technology Publishing, Ashford, UK (1995).

YUKIHARA, E.G., McKEEVER, S.W.S., Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications, Wiley, Singapore (2011).

Глава 22

ДОЗИМЕТРИЯ ПАЦИЕТА

Д.Р. ДЭНС Королевская больница графства Суррей, Гилдфорд, Великобритания

И. КАСТЕЛЛАНО Королевский госпиталь Марсден, Лондон, Великобритания

22.1. ВВЕДЕНИЕ

Облучение пациентов в результате радиологических процедур составляет наибольшую часть облучения населения от искусственных источников радиации. По данным Научного комитета ООН по действию атомной радиации, ежегодная частота рентгеновских обследований составляет 360 на 1000 человек во всем мире. Из-за связанного с этим риска радиационного поражения пациента существует очевидная необходимость в мониторинге и контроле этих облучений, а также в оптимизации конструкции и использования оборудования для рентгеновской визуализации с целью максимального снижения дозы облучения пациента при достижении требуемого качества клинического изображения.

Дозиметрические величины, используемые в диагностической радиологии, можно разделить на две большие группы:

(1) Величины, специфичные для конкретного применения: Это практические дозиметрические величины, которые могут быть непосредственно измерены и которые могут быть адаптированы к конкретным ситуациям или модальностям. Примеры: инцидентная воздушная керма (IAK), продукт воздушной кермы-площади (KAP) и индексы воздушной кермы компьютерной томографии (КТ).

(2) Величины, связанные с риском: Это дозиметрические величины, которые могут быть использованы для оценки радиационного ущерба или риска и, таким образом, являются мерами поглощенной дозы. Примеры включают дозу на орган и среднюю дозу на железу (MGD) (для маммографии).

В некоторых ситуациях желательно проводить прямые измерения специфических для конкретного применения величин, но в других случаях

предпочтительнее проводить измерения с использованием стандартного фантома для имитации пациента. Примерами последних являются контроль качества (КК), сравнение различных систем и оптимизационные исследования. Используемая методология измерений зависит от типа исследования. В этой главе мы в общих чертах рассмотрим методы, используемые в общей проекционной радиологии, флюороскопии, маммографии, КТ и дентальной радиографии. Подробное описание методологии измерений можно найти в работе [22.1].

В отличие от величин, относящихся к конкретному применению, величины, связанные с риском, обычно трудно измерить напрямую, и они обычно оцениваются по величинам, относящимся к конкретному применению, с помощью таблиц коэффициентов преобразования дозы, определяемых либо с помощью расчетов Монте-Карло, либо путем измерений на фантомах.

Пределы дозы используются для контроля облучения работников и населения ионизирующим излучением. Однако предельные дозы для медицинского облучения могут оказать пагубное влияние на здоровье из-за невозможности получить важную клиническую пациента информацию. Поэтому дозы облучения пациентов скорее регулируются, чем И основным инструментом для этого контролируются, является диагностический референсный уровень. В этой главе представлен обзор данных о дозах облучения пациентов и диагностических эталонных уровнях, а также о том, как последние могут быть использованы при аудите доз.

22.2. КОЛИЧЕСТВА, СПЕЦИФИЧНЫЕ ДЛЯ ПРИМЕНЕНИЯ

Количества, специфичные для конкретного применения, представляют собой практические дозиметрические величины для конкретных видов рентгеновского излучения, которые используются для измерений в диагностической радиологии. Различные специфические величины были признаны полезными в прошлом, но существовала неоднозначность в названиях величин и их (иногда неправильном) использовании. В данном руководстве мы следуем рекомендациям, приведенным в [22.2]; они также приняты в [22.1]. Воздушная керма¹ используется в качестве основы для всех специфических величин. Единицей СИ для воздушной кермы является грей (Гр).

¹ В прошлом вместо воздушной кермы использовалась величина экспозиции (старая единица: рентген (R)). Значения экспозиции в рентгенах можно перевести в воздушную керму в серых тонах, используя преобразование $0,876 \times 10-2$ Гр/R [22.3].

22.2.1. IAK

ІАК, K_i , является самой простой величиной, измеряемой в конкретных условиях, и особенно полезна в таких ситуациях, как рентгенография на обычной пленке, когда параметры поля рентгеновских лучей остаются неизменными в течение всего времени экспозиции. Он определяется как керма в воздухе от падающего пучка рентгеновских лучей, измеренная на центральной оси пучка в месте расположения поверхности пациента или фантома (рис. 22.1). Учитывается только падающее на пациента или фантом излучение, а не обратно рассеянное.

22.2.2. Воздушная керма входной поверхности

В некоторых ситуациях (например, при измерениях на поверхности пациента) в измерения включается обратно рассеянное излучение. Тогда измеряемая величина называется воздушной кермой входной поверхности, K_e . Она определяется как воздушная керма, измеренная на центральной оси пучка в месте расположения поверхности пациента или фантома (рис. 22.1). Излучение, падающее на пациента или фантом, и обратно рассеянное излучение включаются в измерение. Если воздушная керма входной поверхности поверхности не измеряется напрямую, ее можно оценить с помощью соотношения:

$$K_e = K_i B \tag{22.1}$$

где В - коэффициент обратного рассеяния, который зависит от размера поля, качества излучения и материала обратного рассеяния. Его можно получить из опубликованных таблиц или измерить с помощью фантомов.

Для таких процедур, как флюороскопия и флюорография, где время облучения может значительно варьироваться от пациента к пациенту, может быть важно определить коэффициент воздушной кермы входной поверхности из-за возможности получения очень высоких доз облучения кожи. В большинстве стран существует ограничение на максимальную скорость кермы воздуха, которую можно использовать для флюороскопии.



РИС. 22.1. Количественные показатели, характерные для конкретного применения

22.2.3. Выход рентгеновской трубки

Иногда невозможно измерить непосредственно керму падающего или входного воздуха на поверхности, и в этом случае эти величины можно оценить по результатам измерения мощности трубки, используя знание параметров экспозиции для исследования. Мощность рентгеновской трубки, Y(d), определяется как отношение кермы воздуха, K(d), на определенном расстоянии, d, от фокуса рентгеновской трубки, и произведения тока трубки и времени экспозиции, P_{it} (рис. 22.1). Он определяется следующим образом:

$$Y(d) = \frac{K(d)}{P_{it}}$$
(22.2)

Мощность трубки обычно выражается в единицах мГр*ма**c*⁻¹. Произведение тока трубки и времени экспозиции иногда называют «нагрузкой трубки» или «мАс».

ІАК для конкретной экспозиции X можно легко оценить по мощности трубки и нагрузке трубки для экспозиции P_{it} (X), применяя закон обратного квадрата (см. уравнение (22.16)).

22.2.4. KAP

При таких исследованиях, как рентгеноскопия, когда направление луча, напряжение трубки, размер поля и ток трубки меняются в течение всего времени экспозиции, ИАК не является хорошей мерой радиационного ущерба. Вместо него можно использовать показатель КАР P_{KA} . Он определяется как интеграл воздушной кермы по площади пучка рентгеновских лучей в плоскости, перпендикулярной оси пучка (рис. 22.1):

$$P_{KA} = \int_{A} K(x, y) \, dx \, dy \tag{22.3}$$

КАР обычно выражается в единицах сГр*см², мкГр*см² или мГр*см² и обычно измеряется с помощью ионизационной камеры с плоским просвечиванием, известной как КАР-метр. В приближении, что керма воздуха не меняется в поле излучения, P_{KA} действительно равна произведению кермы воздуха и площади поля.

КАР обладает полезным свойством: он приблизительно не зависит от расстояния до фокуса рентгеновской трубки (когда можно пренебречь взаимодействием в воздухе и внефокальным излучением), если плоскости измерения и расчета не находятся настолько близко к пациенту или фантому, что существует значительный вклад от обратно рассеянного излучения.

22.2.5. Произведение длины кермы воздуха

В некоторых ситуациях полезной альтернативой P_{KA} является произведение воздушной кермы на длину, P_{KL} , которое представляет собой интеграл воздушной кермы вдоль линии L:

$$P_{KL} = \int_{L} K(x) dx \tag{22.4}$$

где P_{KL} обычно выражается в единицах мГр*см. Он используется для дозиметрии при компьютерной томографии и в панорамной стоматологии, где его также называют KLP.

22.2.6. Количественные показатели для дозиметрии КТ

Условия облучения при КТ значительно отличаются от таковых при плоскостной визуализации, поэтому необходимо использовать специальные дозиметрические величины и методики. Измерения могут проводиться свободно в воздухе или в фантоме². Дозиметрические величины для обоих методов называются индексами кермы КТ и основаны на измерениях P_{KL} . Обычно используется карандашная ионизационная камера. Индекс кермы КТ, $C_{a,100}$, измеренный в свободном воздухе за один оборот томографа, представляет собой отношение интеграла кермы воздуха вдоль линии, параллельной оси вращения томографа, на длине 100 мм к произведению числа одновременно полученных томографических сечений, N, и номинальной толщины сечения, T. Диапазон интегрирования располагается симметрично относительно сканируемого объема:

$$C_{a,100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{+50} K(z) dz$$
(22.5)

где $C_{a,100}$ обычно выражается в единицах мГр. Для внутрифантомных измерений используется обозначение $C_{PMMA,100}$.

Из уравнения (22.5) видно, что индекс воздушной кермы КТ - это высота прямоугольного профиля воздушной кермы шириной, равной произведению числа секций, N, и номинальной толщины секции, T, которая имеет то же значение, что и линейный интеграл. Это показано на рис. 22.2 для сканера с одним срезом.

² Оба типа измерений в прошлом выражались в терминах «индекса дозы компьютерной томографии» (CTDI). Однако при измерениях «на фантоме» с использованием ионизационной камеры, калиброванной по керме воздуха, измеряемой величиной является керма воздуха. Поглощенная доза в воздушной полости внутри фантома возникает в условиях отсутствия вторичного электронного равновесия и трудно поддается измерению. По этим причинам в данном руководстве используется терминология «индекс кермы компьютерной томографии» для измерений как в свободном воздухе, так и в фантоме. Это соответствует требованиям Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям (ICRU) 74 [22.2]. Все используемые индексы кермы КТ непосредственно соответствуют тем, которые ранее назывались величинами, связанными с CTDI.



РИС. 22.2. Профиль воздушной кермы K(z) в дозиметрическом фантоме KT вдоль оси (z) для одного среза KT номинальной толщины T мм. Индекс кермы KT C_{PMMA,100}, получен путем интегрирования кермы воздуха по длине 100 мм.

В отличие от некоторых областей дозиметрии, только два фантома нашли широкое применение. Мы называем их стандартными фантомами головы и тела. Взвешенный индекс кермы КТ, C_W , объединяет значения $C_{PMMA,100}$, измеренные в центре и на периферии этих фантомов. Он определяется следующим образом:

$$C_W = \frac{1}{3} (C_{PMMA,100,c} + 2C_{PMMA,100,p})$$
(22.6)

Величина *С_{РММА,100,с}* измеряется в центре стандартного фантома для КТ-дозиметрии, а *С_{РММА,100,р}* - это среднее значение, измеренное в четырех точках по периферии фантома. Взвешенный индекс кермы КТ представляет собой приближение к средней керме воздуха в объеме фантома, опрашиваемого за один оборот сканера.

Другая величина, *C_{VOL}*, представляет собой среднее значение объема, которое учитывает шаг спирали или осевое расстояние сканирования, где:

$$C_{VOL} = \frac{C_W NT}{l} = \frac{C_W}{p}; \quad {}_n C_{VOL} = \frac{C_{VOL}}{P_{it}}$$
(22.7)

N - количество одновременно полученных томографических срезов;

Т - номинальная толщина среза;

 1 - расстояние, на которое перемещается кушетка пациента за один оборот спирали или между последовательными сканами при серии аксиальных сканов;

и *P_{it}* нагрузка на трубку для одного осевого сканирования.

Количество:

$$p = \frac{l}{NT}$$
(22.8)

называется коэффициентом продольного наклона КТ (или шагом) при спиральном сканировании. Величина _nC_{VOL} нормируется на единицу произведения тока трубки и времени экспозиции.

Индекс воздушной кермы КТ, C_{VOL} (или эквивалентно индекс C_W), может быть объединен с параметрами облучения пациента, чтобы получить меру дозы для полного обследования пациента. Это произведение длины кермы воздуха КТ $P_{KL,CT}$, которое определяется следующим образом:

$$P_{KL,CT} = \sum_{j} {}_{n}C_{VOL}l_{j}P_{It_{j}}$$
(22.9)

где

индекс ј обозначает каждую последовательность последовательного или спирального сканирования, составляющую часть исследования;

 l_j - расстояние, на которое перемещается кушетка пациента между или во время последовательных поворотов сканера;

и P_{It_i} - общая нагрузка на трубку для последовательности сканирования ј.

Было обнаружено, что приведенные выше величины кермы КТ приводят к недооценке дозы облучения пациента, когда ширина вращающегося рентгеновского поля приближается или превышает 40 мм. В этом случае C_W можно определить, используя следующую формулировку:

$$C_{W,NT} = C_{W,Ref} \times \left(\frac{C_{a,100,NT}}{C_{a,100,Ref}}\right)$$
(22.10)

где

 $C_{W,NT}$ - взвешенный индекс воздушной кермы КТ для ширины луча NT мм (если NT >40 мм);

C_{W,Ref} - взвешенный индекс воздушной кермы КТ для эталонной ширины луча 20 мм (или максимально возможной ниже 20 мм);

*C*_{*a*,100,*NT*} - индекс воздушной кермы КТ, измеренный свободно в воздухе для ширины луча NT мм;

и *C*_{*a*.100,*Ref*} - аналогичный показатель при эталонной ширине пучка.

Методику, используемую для измерения *С*_{*a*,100,*NT*}, можно найти в недавних публикациях [22.4].

22.3. ВЕЛИЧИНЫ, СВЯЗАННЫЕ С РИСКОМ

Вред от медицинских рентгеновских исследований может быть стохастическим или нестохастическим (детерминированным) и зависит от дозы облучения отдельных органов. Для стохастических эффектов общий риск представляет собой сумму доз облучения органов и тканей, умноженную соответствующие коэффициенты Для на риска. детерминированных эффектов характер и величина эффекта определяются дозой, полученной соответствующими органами или тканями. Таким образом, для оценки вреда доза на отдельные органы и ткани должна быть определена количественно. За исключением локализованной дозы на коже, прямое измерение таких доз невозможно или, в лучшем случае, очень сложно, поэтому вместо них используются специфические для конкретного применения величины, описанные в разделе 22.2, в сочетании с коэффициентами преобразования поглощенной дозы, полученными в результате расчетов Монте-Карло или измерений на фантомах. Однако на практике фантомные измерения коэффициентов мало используются из-за общей доступности коэффициентов, рассчитанных методом Монте-Карло, и практических трудностей, связанных с такими измерениями. Расчет и измерение коэффициентов преобразования описаны в разделе 22.5.1, а использование коэффициентов - в разделе 22.5.3. Сначала мы представим дозиметрические величины, которые нам понадобятся, а затем рассмотрим измерение специфических для конкретного применения величин (раздел 22.4).

где

22.3.1. Доза в органах и тканях

Средняя поглощенная доза, D_T , в определенном органе или ткани равна отношению энергии, переданной, $\overline{\varepsilon}_T$, ткани или органу, и массы, m_T , ткани или органа:

$$D_T = \frac{\overline{\varepsilon}_T}{m_T} \tag{22.11}$$

Среднюю поглощенную дозу в определенном органе или ткани иногда называют просто органной дозой. Органы, для которых обычно требуется индивидуальное определение дозы, включают матку и хрусталик глаза.

Важно помнить, что органы могут лишь частично подвергаться воздействию поля падающего излучения и что распределение дозы внутри тела далеко не однородно. В некоторых ситуациях локальная поглощенная доза в органе или ткани может значительно превышать среднюю поглощенную дозу. В такой ситуации (например, при коронарной ангиографии) может быть желательно оценить значения локальной дозы, а также среднюю дозу в органе.

Оценка поглощенной дозы на наиболее подверженном воздействию участке кожи имеет важное значение в интервенционной радиологии, так как при проведении сложных процедур, превышения порога детерминированного эффекта. Знание дозы облучения кожи во время таких процедур необходимо для того, чтобы избежать детерминированных эффектов и уменьшения их выраженности. Знания после процедуры необходимы для соответствующего ведения пациента.

22.3.2. MGD

Международная комиссия по радиологической защите (МКРЗ) и МКРУ рекомендуют использовать среднюю (или усредненную) дозу облучения железистых тканей³ в молочной железе для дозиметрии молочной железы в диагностической радиологии. Именно эти ткани подвержены наибольшему риску радиационно-индуцированного канцерогенеза. Эта рекомендация была принята в целом.

В данном руководстве используется аббревиатура MGD для обозначения средней дозы облучения железы.

³ Термин «железистые ткани» включает в себя ацинарный и протоковый эпителий и связанную с ним строму.

22.3.3. Эквивалентная доза

Различные виды ионизирующего излучения могут вызывать стохастические эффекты различной величины при одном и том же значении поглощенной дозы. Чтобы учесть это, используется эквивалентная доза, H_T , для органа или ткани, Т. Для одного вида излучения, R, она представляет собой произведение коэффициента радиационного взвешивания, ω_R , для излучения R и дозы облучения органа, D_T :

$$H_T = \omega_R D_T \tag{22.12}$$

Весовой коэффициент излучения, ω_R , представляет собой относительную биологическую эффективность падающего излучения для создания стохастических эффектов при малых дозах в ткани или органе Т. В диагностической радиологии ω_R , обычно принимается равным единице. Единицей СИ для эквивалентной дозы является зиверт (Зв).

22.3.4. Эффективная доза

Радиационное облучение органов и тканей человеческого тела приводит к различной вероятности вреда для разных органов и для разных людей. Для целей радиационной защиты МКРЗ ввела эффективную дозу Е как меру совокупного ущерба от стохастических эффектов для всех органов и тканей среднего взрослого человека. Она представляет собой сумму по всем органам и тканям тела произведения эквивалентной дозы, H_T , для органа или ткани и тканевого взвешивающего коэффициента, ω_T , для этого органа или ткани:

$$E = \sum_{T} \omega_T H_T \tag{22.13}$$

Тканевый весовой коэффициент, ω_T , для органа или ткани Т представляет собой относительный вклад этого органа или ткани в общий «ущерб», возникающий из-за стохастических эффектов при равномерном облучении всего тела. Сумма по всем органам и тканям тела тканевых весовых коэффициентов, ω_T , равна единице.

Единицей СИ для эффективной дозы является зиверт (Зв). Это та же единица, что и для эквивалентной дозы, поэтому необходимо следить за тем, чтобы указывать, какая величина используется.

ТАБЛИЦА 22.1. ТКАНЕВЫЕ ВЕСОВЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ СОГЛАСНО МКРЗ 103 [22.5]

Ткань или орган	Тканевый весовой коэффициент (<i>w_T</i>)	$\sum w_T$
Костный мозг, толстая кишка, легкие,	0.12	0.72
желудок, молочная железа, остальные ткани ^а	0.12	0.72
Гонады	0.08	0.08
Мочевой пузырь, пищевод, печень,	0.04	0.16
Поверхность костей, мозг, слюнные железы, кожа	0.01	0.04

^а Тканевый весовой коэффициент для оставшейся ткани применяется к среднему арифметическому значению доз для следующих 14 органов/тканей: надпочечники, внегрудная область, желчный пузырь, сердце, почки, лимфатические узлы, мышцы, слизистая оболочка полости рта, поджелудочная железа, простата, тонкий кишечник, селезенка, тимус и матка/ шейка матки

Текущие значения весовых коэффициентов, *ω_T*, приведены в таблице 22.1.

Они были оценены МКРЗ на основе популяционных исследований возникновения рака и наследственных эффектов и усреднены по возрасту и полу для конкретной популяции. Вследствие этого процесса усреднения используемые факторы риска могут значительно отличаться от значений, соответствующих конкретному человеку, проходящему рентгеновское обследование. Поэтому настоятельно подчеркивается, что эффективная доза не должна напрямую использоваться для оценки вреда при индивидуальном медицинском облучении. Вместо этого следует использовать значения риска для отдельных тканей и органов, подверженных риску, а также для возрастного распределения И пола человека или населения, подвергающегося облучению (например, приведенные в BEIR VII [22.6]).

Несмотря на это предостережение, эффективная доза может быть очень полезной для сравнительных целей⁴, например, между процедурами, проводимыми с различными параметрами облучения или проводимыми на определенной популяции.

⁴ При сравнении значений эффективной дозы необходимо убедиться, что использовались одинаковые значения тканевых весовых коэффициентов, ω_T . До публикации МКРЗ 103 [22.5] эффективная доза рассчитывалась с использованием тканевых взвешивающих коэффициентов, взятых из МКРЗ 60 [22.7], которые отличаются от тех, что приведены в МКРЗ 103.
22.4. ИЗМЕРЕНИЕ КОЛИЧЕСТВ, СПЕЦИФИЧНЫХ ДЛЯ КОНКРЕТНОГО ПРИМЕНЕНИЯ

22.4.1. Общие соображения

В разделе 22.2 мы определили специфические для конкретного применения величины, используемые в диагностической радиологии. В этом разделе мы рассмотрим методы, используемые для их измерения. Предполагается, что изложение будет достаточно полным, но читателю, желающему узнать «тонкие детали» измерений, следует обратиться к ссылке [22.1], которая может быть использована в качестве справочника. [22.1], где также можно найти подробную информацию о процедурах калибровки.

Существует два общих подхода к измерениям:

(i) Прямые измерения на пациентах или фантомах.

(ii) Косвенные измерения на пациентах и фантомах. При этом используются измерения в свободном воздухе для определения характеристик рентгеновского излучения, которые затем масштабируются с учетом экспозиции и геометрии с использованием фактических коэффициентов экспозиции пациента или фантома.

Конкретные величины могут быть измерены помошью с ионизационных камер (включая КАР-метры) или, в некоторых случаях, полупроводниковых детекторов (см. разделы 21.3 и 21.4, соответственно). Для непосредственного измерения на пациенте часто выбирают дозиметры КАР или TLD, поскольку они являются радиопрозрачными в диапазоне энергий диагностической радиологии (за исключением маммографии). Важно, чтобы ДВУ обладали высокой чувствительностью и могли определять воздушную керму в 0,1 мГр. Хорошей практикой является создание ДВУ-дозиметра, состоящего как минимум из трех ДВУ-чипов. В каждом случае для расчета зависимости между величиной К, связанной с кермой воздуха, и измерением М используется следующее уравнение:

$$K = N_{K,Q_0} k_Q M k_{TP} \tag{22.14}$$

где N_{K,Q_0} - калибровка дозиметра при калибровочном качестве излучения, Q_0 , а коэффициент k_Q корректирует это значение до качества излучения Q при реальном измерении. Коэффициент k_{TP} корректирует температуру и давление. Его значение равно единице для полупроводниковых дозиметров, а для ионизационных камер определяется (см. раздел 21.3):

$$k_{TP} = \frac{(273.2+T)}{(273.2+T_0)} {P_0 \choose P}$$
(22.15)

Величины Т и Р - это температура и давление в момент измерения, а T_0 и P_0 - соответствующие значения для калибровки. В зависимости от требуемой погрешности измерения это уравнение может применяться либо с использованием нормального давления для высоты измерения и средней температуры в помещении измерения, либо с использованием фактических значений на момент измерения.

Неопределенность измерений, желательная для конкретных прикладных величин, зависит от того, как будут использоваться эти измерения⁵. Советы приведены в [22.1] следующим образом:

- Для оценки абсолютного стохастического риска: 10 %.
- Для оценки относительного риска (сравнительные измерения дозы): 7%.
- Для оценки дозы на эмбрион/плод: 7%.
- Для обеспечения качества: 7%.

Все эти неопределенности соответствуют расширенной неопределенности⁶, k = 2, и являются дополнением к любым неопределенностям в коэффициентах преобразования, используемых для расчета величин, связанных с риском. Важно оценить неопределенности для каждого измерения. Сомнительно, что указанные выше неопределенности могут быть достигнуты во всех случаях [22.9].

22.4.2. Измерения с использованием фантомов и пациентов

Измерения с использованием фантомов полезны для:

- контроля технических параметров, включая оборудование с автоматическим контролем экспозиции;
- сравнения одной и той же системы в разное время;

⁵ Неопределенность измерений для лабораторий вторичной стандартной дозиметрии обсуждается в работе [22.8]. [22.8].

⁶ В приложении 1 к статье [22.1] приводится подробное обсуждение погрешностей измерений. [22.1] содержит подробное обсуждение неопределенностей измерений. Расширенная неопределенность, k = 2, соответствует 95 %-ному доверительному пределу для рассматриваемой величины.

- сравнения различных систем;
- оптимизации отдельных компонентов системы формирования изображения или всей системы в целом.

Однако они не могут дать прямую оценку средней дозы для данной популяции пациентов или вариаций, которые происходят на практике из-за различий в размерах и составе пациентов. Они также не дают информации о том, как факторы техники могут меняться в зависимости от оператора. Поэтому важно, чтобы измерения на фантомах дополнялись измерениями на пациентах, хотя частота измерений будет разной для этих двух типов измерений.

Фантомы различаются по степени сложности и анатомической точности. Как правило, чем более реалистичными они являются, тем дороже они стоят. Однако если необходимо сопоставить только общее затухание, часто можно использовать простые пластиковые фантомы. Хорошим примером является использование фантомов из ПММА для дозиметрии в маммографии. Простые пластиковые фантомы также используются для дозиметрии этом случае при КT, хотя В их нельзя считать репрезентативными для типичных пациентов. Другие примеры включают простые фантомы, разработанные Центром по приборам И радиологическому здоровью (CDRH) в США. Они доступны для дозиметрии исследованиях клетки при грудной и поясничного отдела позвоночника/брюшной полости. Например, фантом живота CDRH разработан таким образом, чтобы соответствовать среднему жителю США в передне-задней проекции (средняя толщина 230 мм).

Дозиметрические величины, полученные при облучении пациента, будут включать в себя вариации производительности оборудования и техники оператора, а также различия, связанные с пациентом. Поэтому одно измерение не будет репрезентативным для клинической практики. Вместо этого необходимо собрать дозиметрические данные по группе пациентов, чтобы можно было рассчитать медиану и/или среднее значение. Такие значения могут быть использованы для сравнительных исследований на местном, региональном, национальном и международном уровнях, при условии, что медианные значения по количеству пациентов одинаковы. Очевидно, что выбранная когорта пациентов должна быть репрезентативной и достаточно большой, чтобы снизить статистические колебания медианы или средней дозы для выборки до приемлемого уровня. Использовались выборки размером от 10 до 50. Использование медианы выборки, а не среднего значения имеет то преимущество, что на нее мало влияют отклоняющиеся значения, возникающие у очень крупных или очень мелких пациентов. При использовании среднего значения выборки отбор пациентов по массе может быть полезен, если размер выборки невелик. В любом случае рекомендуется регистрировать массу и рост пациента, чтобы облегчить интерпретацию результатов.

Наконец, следует отметить, что соотношение между величинами, связанными с риском, и величинами, измеренными в конкретных условиях применения, в целом зависит от размера поля и качества пучка. Информацию об этих параметрах следует регистрировать по мере необходимости.

22.4.3. Измерения в свободном воздухе

В ситуациях, когда известны параметры облучения для радиографического исследования, IAK может быть рассчитан непосредственно на основе знания этих параметров и измерений выходного сигнала трубки, Y(d) (уравнение (22.2)), используя:

$$K_i = Y(d)P_{lt}(X)\left[\frac{d}{d_{FSD}}\right]^2$$
(22.16)

где

 d_{FSD} - расстояние между кожей фокуса (или поверхностью фантома); d - расстояние от фокуса до точки измерения выходного сигнала трубки; и P_{It} нагрузка трубки (мАс) для данного облучения.

Для измерения мощности трубки дозиметр размещается свободно в воздухе на центральной оси пучка рентгеновских лучей и достаточно высоко над столом, чтобы снизить влияние обратного рассеяния до низкого уровня. Вместо этого твердотельный дозиметр с защитой от обратного рассеяния может быть размещен на столе или полу пациента. Типичная установка показана на рис. 22.3.



РИС. 22.3. Измерение мощности трубки с помощью калиброванного твердотельного дозиметра, имеющего свинцовую подложку для уменьшения обратного рассеяния. Обратите внимание, что дозиметр и блок управления показаны на фотографии в демонстрационных целях. В реальной ситуации они будут расположены дальше друг от друга, а кабель не будет намотан на катушку.

Выходной сигнал трубки измеряется при различных напряжениях трубки и для фильтров, используемых в клинических условиях. Для целей интерполяции выходной сигнал для каждого фильтра может быть подогнан к:

$$Y(d) = a(kV)^n \tag{22.17}$$

где

Y(d) - выходной сигнал рентгеновской трубки; kV - напряжение на трубке; a, n - константы.

Что касается констант, то а зависит от используемого фильтра, а п имеет значение приблизительно 2 для вольфрамовых мишеней и 3 для молибденовых мишеней. Пример такой подгонки показан на рис. 22.4 для вольфрамовой мишени.



РИС. 22.4. Изменение мощности трубки в зависимости от напряжения на трубке для рентгеновской трубки, отфильтрованной медью различной толщины

22.4.4. Радиография

Для дозиметрии в радиографии используются такие специфические величины, как IAK, керма воздуха на поверхности входа и KAP. На практике для дозиметрии пациента проще всего получить KAP при условии, что на рентгеновской трубке установлен калиброванный измеритель KAP. Если такой дозиметр поставляется производителем рентгеновского аппарата, показания обычно отображаются на консоли рентгеновского аппарата. Иногда отображаемое значение KAP рассчитывается микропроцессором генератора рентгеновских лучей на основе факторов экспозиции, настроек коллиматорных лепестков и общего значения выходного сигнала трубки. Поэтому важно проверить калибровку измерителя KAP, прежде чем использовать его для дозиметрии пациента.

При отсутствии КАР-метра разумной альтернативой КАР является IAK или керма воздуха на поверхности входа. Оба показателя легче всего получить с помощью косвенного расчета по зарегистрированным параметрам облучения (см. раздел 22.2.4), хотя возможно и прямое измерение. Если требуется воздушная керма входной поверхности, иногда предпочтительнее прямые измерения, поскольку они включают обратное рассеяние. В этом случае дозиметр помещается на входную поверхность пациента или фантома в центре поля рентгеновского излучения, а экспозиция берется в соответствии с обычной клинической практикой.

22.4.5. Флюороскопия

Флюороскопические своей исследования по природе очень вариабельны. Во время таких обследований могут меняться режим (т.е. флюороскопия, получение изображения), факторы экспозиции, фильтрация, проекция, коллимация и облучаемая часть тела. Доза облучения пациента зависит от размера пациента, выбора оператора и сложности случая. Поэтому дозиметрические величины, основанные на облучении пациента, очень важны. Фантомные облучения полезны для простых процедур и для контроля качества, чтобы обеспечить подходящую настройку и оптимизацию оборудования. Из-за этой вариабельности КАР является дозиметрической величиной, которую выбирают для оценки радиологического риска. Однако использование ІАК и воздушной кермы входной поверхности необходимо для исследований, где существует риск повреждения кожи или воздействия на глаза неаттенюированного пучка.

В рентгеноскопических системах общее КАР для исследования и общее время рентгеноскопии отображаются на рентгеновской консоли. Первое обычно измеряется с помощью КАР-метра, но может быть и рассчитано (в этом случае следует соблюдать предостережение, указанное в предыдущем разделе). В случае аппаратов, расположенных под чехлом, измеренное КАР завышает КАР для пациента из-за ослабления пучка рентгеновских лучей кушеткой пациента. Точная коррекция ослабления пучка и проекции рентгеновских лучей.

Современные интервенционные рентгеноскопические аппараты сообщают IAK в контрольной точке, рассчитанной на основе KAP, настроек коллиматора и геометрии экспозиции. Полученное значение IAK можно использовать для оценки максимального значения воздушной кермы входной поверхности. Это максимальное значение, поскольку изменения угла проекции во время исследования не учитывались. Тем не менее, это может быть полезной величиной для мониторинга дозы облучения кожи, но должно быть полностью понято и откалибровано перед использованием в исследованиях дозы облучения пациентов.

Измерения скорости воздушной кермы входной поверхности на фантомах для выбранных клинических протоколов и типичных проекций могут быть объединены с временем флюороскопии, параметрами получения изображения и выбранными размерами поля, чтобы получить оценку общей воздушной кермы входной поверхности для простых исследований. Такое измерение показано на рис. 22.5.

22.4.6. Маммография

Для дозиметрии в маммографии подходят такие специфические величины, как IAK и воздушная керма входной поверхности. Однако последняя мало измеряется и используется, поскольку именно IAK требуется для расчета MGD. Подробнее об этом говорится в разделе 22.5.3.2 Стандартный метод определения IAK для облучения пациента и фантома заключается в его расчете с помощью уравнения (22.16), измерения мощности трубки и знания параметров облучения, используемых для исследования (заряд трубки (мAc), напряжение трубки и фильтрация, а также толщина груди или фантома). Прямые измерения мало используются для дозиметрии с фантомами и невозможны для облучения пациентов из-за видимости на изображении даже небольших дозиметров, таких как TLD.

Измерения, выполненные с использованием фантомов из ПММА, включены в национальные программы контроля качества для маммографии, но для определения фактического распределения МГД необходимы измерения на пациентах. В отличие от многих ситуаций в рентгенографии и флюороскопии, стандартные фантомы для маммографии хорошо определены, что позволяет проводить сравнение между различными объектами на национальном и международном уровнях.



РИС. 22.5. Измерение воздушной кермы входной поверхности с помощью плиты из ПММА. Обратите внимание, что дозиметр и блок управления показаны на фотографии в демонстрационных целях. В реальной ситуации они будут расположены дальше друг от друга, а кабель не будет смотан.

22.4.7. КТ

Специфические дозиметрические величины, которые могут быть использованы для дозиметрии пациента при КТ, представлены в разделе 22.2.6 и включают в себя:

- индекс кермы КТ в свободном воздухе, $C_{a,100}$;
- Индексы кермы КТ в фантоме, *С_{РММА,100,р}* и *С_{РММА,100,с}*;
- взвешенный индекс КТ-кермы, *С_W*;
- Объемный индекс КТ-кермы, *С_{VOL}*;
- произведение длины кермы, *P_{KL,CT}*.

Первые два показателя могут быть измерены с помощью карандашной ЛВУ. хотя по ионизационной камеры или стопки практическим соображениям предпочтение обычно отлается первому варианту. Стандартная активная длина камеры составляет 100 мм, что соответствует пределам интегрирования индексов кермы КТ, измеренных свободно в воздухе (уравнение (22.5)) или в фантоме. В общем случае измеренные показатели нормируются на произведение тока трубки на время экспозиции (мАс) и могут быть масштабированы, если необходимо, чтобы соответствовать параметрам экспозиции для данной процедуры.

Индекс кермы КТ в свободном воздухе полезен для характеристики выхода трубки КТ-сканера и для контроля качества. Его легко измерить (совместив камеру с осью вращения сканера, как показано на рис. 22.6), и на него не влияет фильтрация пучка, имеющаяся в сканере (см. раздел 11.3.4). Он также необходим в качестве масштабного коэффициента при использовании некоторых табличных коэффициентов преобразования для расчета поглощенной дозы в органе или эффективной дозы.

Внутрифантомные измерения дают более точную оценку дозы облучения пациента. Взвешенный индекс кермы КТ дает оценку средней дозы в пределах среза при одном повороте сканера без перевода. Он получается путем объединения измерений $C_{PMMA,100}$, проведенных в центральном и периферийном положениях стандартного фантома для дозиметрии КТ (уравнение (22.6)). Используются два фантома: стандартные фантомы головы и тела (на рис. 22.7 показан фантом тела; фантом головы образует внутреннюю часть этого фантома). Эти фантомы представляют собой круглые цилиндры, изготовленные из ПММА. Они имеют отверстия в центре и в кардинальных точках на глубине 1 см от поверхности для облегчения измерений. Их диаметры составляют 16 см и 32 см соответственно.

Взвешенный индекс кермы КТ полезен для характеристики дозиметрических характеристик КТ-сканера, но не для дозиметрии пациента, поскольку он применяется к одному повороту сканера, а не ко всему обследованию. Однако после измерения его можно использовать для расчета объемного керма-индекса КТ и, следовательно, произведения кермадлина воздуха (через уравнения (22.7, 22.9) и с использованием угла наклона и загрузки трубки), которые широко используются для описания доз облучения пациентов при КТ, иногда без должного внимания (см. раздел 22.5.3.3). Тем не менее, их можно считать предпочтительными величинами для дозиметрии пациента в КТ.



РИС. 22.6. Схема измерения индекса воздушной кермы КТ «free-in-air», C_{a,100}. Камера зажимается в специально разработанной опоре и выравнивается таким образом, чтобы она была соосна с осью вращения сканера и чтобы ее чувствительный объем пересекался плоскостью сканирования. В данном конкретном примере выравнивание было достигнуто с помощью лазерного излучения. На демонстрационной фотографии кабель показан намотанным, но в реальной ситуации это не так.

Дозиметрия пациента при КТ уникальна для диагностической радиологии тем, что дозиметрические величины, характерные для КТ, определяются в терминах стандартных фантомов, но применяются к облучению пациента. Размер пациента может отличаться от размера фантома, поэтому дозиметрические величины могут переоценивать или недооценивать воздушную керму пациента. Другими словами, объемный индекс кермы КТ и произведение длины кермы воздуха нельзя измерить на пациенте так, как можно измерить IAK, КАР и т. д. Поэтому крайне важно помнить, что в КТ дозиметрические величины относятся к фантомам. Современные компьютерные томографы выводят объемный индекс кермы КТ на консоль сканера; он отображается как «*CTDI_{VOL}*». Удобнее записать это отображаемое значение, чем вычислять его из измерений взвешенного индекса кермы КТ и параметров сканирования. В случае КТ-сканеров с модуляцией тока трубки средний объемный индекс кермы КТ за сканирование реально получить только на дисплее. Такой подход допустим, если расчет объемного индекса кермы КТ был подтвержден результатами измерений.



РИС. 22.7. Схема измерения индекса воздушной кермы КТ, С_{РММА,100,с}., в стандартном фантоме тела. Фантом устанавливается на кушетку, а камера помещается в центральное отверстие фантома. Для обеспечения хорошего прилегания камеры к фантому на нее надевается пластиковый рукав. Центральная плоскость фантома должна быть совмещена с положением среза сканирования. На демонстрационной фотографии кабель показан свернутым, но в реальной ситуации это не так.

Современные компьютерные томографы также сообщают произведение длины кермы воздуха на консоли сканера; оно отображается как произведение длины дозы. Этот подход также приемлем, если расчет произведения длины дозы был подтвержден результатами измерений.

22.4.8. Стоматологическая радиография

В стоматологической рентгенографии дозиметрические измерения обычно проводятся на основе облучения пациента, а не на фантомах. Обычно используются такие дозиметрические величины, как IAK, которая легко измеряется при внутриротовых исследованиях, и KLP, и KAP, которые используются при панорамных исследованиях.

На дентальном рентгенографическом оборудовании экспозиция обычно устанавливается оператором вручную или выбирается из стандартных протоколов. Таким образом, коэффициенты экспозиции не зависят от объекта исследования. Однако в случае панорамных установок, использующих AEC, необходимо регистрировать типичные параметры экспозиции, чтобы можно было продублировать экспозицию под ручным управлением для целей дозиметрии.

Прямые измерения предпочтительны в дентальной рентгенографии, так как они просты в реализации. Количество протоколов, используемых в клинике, обычно невелико, поэтому измерения для каждого протокола более эффективны по времени, чем определение характеристик выхода трубки, как описано в разделе 22.4.3.

При внутриротовых исследованиях IAK можно измерить, поместив дозиметр свободно в воздухе на конце распорки/выравнивающего конуса в центре пучка рентгеновских лучей. Экспозиция выполняется по стандартному клиническому протоколу.

Для панорамной стоматологии КЛП можно измерить с помощью цилиндрической ионизационной камеры или стопки ДВУ, длина которых превышает ширину пучка рентгеновских лучей. Ионизационную камеру проще всего прикрепить к корпусу детектора по центру щели вторичного рентгеновского пучка, а экспозицию выполнить по стандартному клиническому протоколу. КАР можно оценить по КLP путем умножения на высоту пучка рентгеновских лучей в месте расположения дозиметра. Это можно измерить с помощью рентгеновской пленки или пластины для компьютерной радиографии.

22.5. ОЦЕНКА КОЛИЧЕСТВЕННЫХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ, СВЯЗАННЫХ С РИСКОМ

В разделе 22.3 было отмечено, что для оценки радиационного вреда необходимо количественно определить поглощенную дозу в отдельных органах и тканях. Из-за сложности прямого измерения доза облучения органов или тканей обычно оценивается на основе измерения (или расчета) конкретной величины (такой как IAK или KAP) в сочетании с коэффициентом преобразования поглощенной дозы, с, определяемым как:

Суффиксы добавляются к с для обозначения конкретных используемых величин, так что, например, чтобы соотнести ІАК K_i с органной дозой D_T , мы используем:

$$c_{D_T K_i} = \frac{D_T}{K_i} \tag{22.19}$$

В разделе 22.5.1 рассматривается использование расчетов Монте-Карло и измерений для определения коэффициентов преобразования дозы облучения органов. В разделе 22.5.3 кратко рассматривается их практическое использование, а в разделе 22.5.2 обсуждаются коэффициенты обратного рассеяния, которые используются для преобразования между IAK и кермой воздуха у входной поверхности (см. уравнение (22.1)).

22.5.1. Определение коэффициентов преобразования дозы облучения органов

22.5.1.1. Методы Монте-Карло

Ключевыми характеристиками модели Монте-Карло для расчета коэффициентов преобразования поглощенной дозы являются моделирование поля излучения, падающего на пациента (включая размер поля, направление и спектр рентгеновских лучей), моделирование переноса фотонов через пациента и моделирование самого пациента. После разработки такой программы, как правило, становится возможным моделировать широкий спектр обследований и спектров рентгеновских лучей. Как следствие, методы Монте-Карло обычно являются более мощным инструментом для составления таблиц коэффициентов преобразования, чем измерения, проводимые на антропоморфных фантомах.

Методология моделирования истории фотонов хорошо разработана. Для диагностического диапазона энергий в большинстве случаев достаточно предположить, что энергия, выпавшая после взаимодействия фотонов, локально поглощается, так что дозы облучения органов можно оценить, регистрируя выпадение энергии, которое происходит при следовании множества отдельных фотонных историй. Важным исключением является осаждение энергии в красном костном мозге, где диапазон вторичных электронов может быть сопоставим с размером полостей костного мозга, и тогда необходимо учитывать перенос электронов. На этот эффект может быть сделана поправка.

Для моделирования человеческого тела было принято два подхода. Один из них заключается в использовании математического фантома (также известного как геометрический фантом), в котором тело и содержащиеся в нем органы строятся как комбинации различных геометрических твердых тел. Первый такой фантом был основан на эталонном человеке МКРЗ 1975 года, и впоследствии был разработан ряд других фантомов,

651

представляющих, например, детей (новорожденных и 1, 5, 10 и 15 лет), а также взрослых мужчин и женщин. Математические фантомы можно критиковать как нереалистичные с точки зрения положения и формы органов.

Альтернативным и более реалистичным подходом является использование одного или нескольких воксельных фантомов, основанных на анатомии человека. Такие фантомы могут быть получены, например, из компьютерной томографии или магнитно-резонансных изображений всего тела, которые были сегментированы воксел за вокселом на различные органы и типы тканей.

В результате статистической природы моделирования Монте-Карло коэффициенты преобразования дозы облучения органов имеют соответствующие статистические погрешности. В целом, статистические погрешности в дозах для органов, находящихся в поле облучения, будут меньше, чем для органов, находящихся вне поля облучения. В последнем случае относительная неопределенность будет возрастать с удалением от края поля.

Коэффициенты преобразования доз на органы, рассчитанные с помощью методов Монте-Карло, были опубликованы различными авторами. Наиболее обширными являются таблицы CDRH в США, Национального исследовательского центра окружающей среды и здоровья (GSF) в Германии и Национального совета по радиологической защите (NRPB) в Великобритании.

Выбор таблицы для конкретной ситуации зависит от наличия данных и от того, насколько смоделированная ситуация (включая параметры поля излучения и пациента или популяцию пациентов) соответствует ситуации, для которой требуются дозы облучения органов. Все коэффициенты преобразования зависят от качества пучка. В большинстве ситуаций достаточно линейной интерполяции между значениями коэффициентов преобразования при различных качествах пучка. На рис. 22.8 показано изменение коэффициентов преобразования доз облучения отдельных органов в зависимости от напряжения трубки при задне-переднем исследовании грудной клетки.

652



РИС. 22.8. Изменение коэффициентов преобразования дозы в зависимости от напряжения трубки, С_{D_T, K_e, для легких, печени, молочной железы, щитовидной железы и яичников. Исследование грудной клетки в задне-переднем направлении; рентгеновские}

Для КТ важно соотнести данные с конкретным используемым сканером. На рис. 22.9 показано, как коэффициент преобразования для поглощенной дозы на легкие, щитовидную железу и яичники изменяется в зависимости от положения среза КТ для отдельных срезов КТ толщиной 5 мм.



РИС. 22.9. Изменение по длине пациента коэффициентов преобразования дозы облучения органов, $C_{D_T,C_{100,a}}$, на 5 мм срез КТ для легких, щитовидной железы и яичников для конкретного компьютерного томографа (данные основаны на [22.11])

22.5.1.2. Фантомные измерения

В ситуациях, когда отсутствуют соответствующие коэффициенты преобразования, рассчитанные методом Монте-Карло, может потребоваться проведение пользовательских измерений дозы облучения органов с использованием подходящего антропоморфного фантома. Измерение локальной дозы на коже для фиксированного поля излучения довольно просто, при условии, что IAK медленно изменяется по полю. Для измерения дозы облучения внутренних органов часто используются ДВУ. Это представляет большую сложность, особенно для больших органов (таких как легкие) или широко распределенных тканей (таких как красный костный мозг) из-за трудности получения адекватной пространственной выборки. Эта трудность может возникнуть из-за одного или обоих из двух эффектов: быстрого уменьшения дозы с глубиной в ткани и частичного облучения некоторых органов первичным пучком.

22.5.2. Коэффициенты обратного рассеяния

Коэффициент обратного рассеяния связывает IAK K_i и керму воздуха у входной поверхности Ке в соответствии с уравнением (22.1). Существует несколько обстоятельств, при которых необходимо преобразовать IAK в керму воздуха у входной поверхности или наоборот. Первое — это когда имеются коэффициенты преобразования дозы облучения органов, нормированные на IAK, но доступны только измерения кермы воздуха входной поверхности. Второе обстоятельство - когда необходимо сравнить результаты измерений двух величин кермы воздуха. Третий (и иногда очень важный) пример - когда IAK известен, а дозу локального облучения кожи нужно оценить.

Как и коэффициенты преобразования дозы облучения органов, коэффициенты обратного рассеяния могут быть рассчитаны с помощью методов Монте-Карло или измерены с использованием подходящего фантома (для обеспечения обратного рассеяния).

В табл. 22.2 показана зависимость коэффициента обратного рассеяния от размера поля и качества пучка. Влияние материала для обратного рассеяния также существенно. Для спектра 150 кВ, отфильтрованного 3 мм Al, и поля 250 мм × 250 мм значения В для воды, ткани ICRU и материала обратного рассеяния РММА составляют: 1,52, 1,53 и 1,63, соответственно, показывая, что ПММА не является хорошим материалом-заменителем ткани в данном случае.

22.5.3. Использование данных

Как отмечалось выше, для оценки связанных с риском величин, таких как доза на орган и эффективная доза для данного обследования и размера пациента, из табличных данных выбираются соответствующие коэффициенты преобразования путем подбора проекции, поля излучения и качества пучка для данного обследования. Выбранный коэффициент преобразования затем умножается на значение конкретной величины (например, Q_i), измеренной для данного исследования:

$$D_T = Q_i c_{D_T Q_i} \tag{22.20}$$

ТАБЛИЦА 22.2. Коэффициенты обратного захвата для воды (данные из ссылки [22.12])

Напряжение трубки	Фильтрация	Коэффициент обра	тного рассеяния (В)
(кВ)	(MM Al)	100 мм х 100 мм поле	250 мм х 250 мм поле
50	2.5	1.24	1.26
100	3.00	1.36	1.45
150	3.0	1.39	1.52

ТАБЛИЦА 22.3. КОЭФФИЦИЕНТЫ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ОРГАНОВ НА ЕДИНИЦУ ИАК, РАССЧИТАННЫЕ ДЛЯ ДВУХ ВОКСЕЛЬНЫХ ФАНТОМОВ И ОДНОГО МАТЕМАТИЧЕСКОГО ФАНТОМА

(задне-переднее исследование грудной клетки; напряжение трубки: 141 кВ; общая фильтрация: 5,7 мм Al; фокусное расстояние изображения: 1500 мм; размер поля в плоскости изображения: 350 мм × 400 мм) (данные из [22.12])

	Органическая доза на единицу ІАК (мГр/мГр)			
Орган	Воксель ГОЛЕМ	Воксель ВИДИМЫЙ ЧЕЛОВЕК	Математический АДАМ	
толстая кишка	0.09	0.04	0.008	
яички	-	-	-	
печень	0.38	0.30	0.27	
легкие	0.57	0.51	0.79	
поджелудочная железа	0.27	0.19	0.32	
красный костный мозг	0.26	0.21	0.21	
скелет	0.40	0.33	0.39	

селезенка	0.77	0.52	0.39
тонкий кишечник	0.09	0.04	0.01
стенка желудка	0.30	0.24	0.14
щитовидная железа	0.28	0.18	0.14
поверхность (вход)	1.27	1.40	1.39
поверхность (выход)	0.10	0.07	0.09

Важно отметить, что может оказаться невозможным добиться хорошего соответствия между размерами смоделированного пациента, положением и размерами смоделированных органов, положением и размерами поля излучения, и реальной ситуацией. В результате могут возникнуть значительные ошибки. Целые органы могут полностью или частично находиться в поле для одного случая и полностью вне поля для другого, а их глубина в теле может быть совершенно разной. В табл. 22.3 показаны различия в коэффициентах преобразования дозы облучения органов для задне-переднего исследования грудной клетки при напряжении 141 кВ при использовании трех различных фантомов, моделирующих взрослого мужчину. Математический фантом ADAM и воксельный фантом GOLEM имеют сходные внешние размеры, но коэффициенты для нескольких органов, включая легкие, печень и щитовидную железу, значительно отличаются из-за различий в размерах, форме и положении внутренних структур этих двух фантомов. Воксельный фантом VISIBLE HUMAN значительно больше фантома GOLEM, и сравнение результатов для этих двух фантомов показывает, что коэффициенты преобразования в целом уменьшаются с увеличением размера пациента, что объясняется увеличением экранирования большинства органов по мере увеличения размера тела.

22.5.3.1. Рентгенография и флюороскопия

Имеются коэффициенты преобразования, подходящие для рентгенографии и флюороскопии, которые были нормированы на КАР, IAK и керму воздуха на входной поверхности.

Для некоторых таблиц данных имеется программное обеспечение, которое может значительно облегчить расчет органной или эффективной дозы. Кроме того, компьютерная программа Монте-Карло на базе ПК (Personal Computer X ray Monte Carlo Program) доступна в Управлении радиационной и ядерной безопасности (STUK) в Финляндии [22.13], которая может напрямую рассчитывать дозы облучения органов для заданных пользователем полей излучения, с дополнительной возможностью корректировки размера пациента, включая размеры, подходящие для детской дозиметрии.

Потенциальным источником дополнительных ошибок является использование КАР в ситуациях, когда поле рентгеновского излучения выходит за пределы пациента. Полезной проверкой точности расчета является оценка IAK по KAP с учетом площади пучка рентгеновских лучей и повторный расчет органной или эффективной дозы с использованием первой.

В случае педиатрической дозиметрии маловероятно, что испытуемые будут соответствовать педиатрическим фантомам, используемым для расчета существующих таблиц коэффициентов пересчета. Этой проблемы можно избежать, используя программу персонального компьютера Х ray Monte Carlo Program. В качестве альтернативы табличные

гау моне Сапо Ргодган. В качестве альтернативы таоличные коэффициенты преобразования могут быть построены в зависимости от размера фантома, а не от возраста, и коэффициент преобразования, соответствующий размеру субъекта, может быть получен путем интерполяции.

22.5.3.2. Маммография

В Европе и США были приняты различные подходы к дозиметрии пациентов при маммографии, и методология продолжает развиваться. Методология, рассмотренная в работе [22.1], соответствовала европейской практике того времени. [22.1], соответствует европейской практике того времени и изложена здесь. Тот же общий подход используется и в более позднем отчете МАГАТЭ (см. [22.14]).

МГД для обследования пациента рассчитывается для контактной маммографии с полным полем с использованием следующего уравнения, основанного на данных [22.15]:

$$D_G = gcsK_i$$

где

*К*_{*i*} - ИАК для облучения пациента;

g - коэффициент пересчета ИАК в МГД для стандартной молочной железы с железистостью 50%.

с - поправка на различия в железистости между грудью пациента и стандартной грудью.

и s - поправка на различия в используемом спектре.

(22.21)

Коэффициенты g и с зависят от качества луча, используемого для получения изображения молочной железы и приведены в таблице как функция слоя половинного значения. Стандартная модель молочной железы, использованная для моделирования методом Монте-Карло, имела полукруглое поперечное сечение и радиус 80 мм, а центральная область представляла собой однородную смесь жировой и железистой тканей. Такая модель, безусловно, не является репрезентативной для всех молочных желез, но дает разумное представление о типичной дозе облучения для молочной железы данной степени железистости. Те же таблицы коэффициентов используются для краниокаудальной и косой проекций.

Для того чтобы применить уравнение (22.21), необходимо знать железистость молочной железы. В общем случае она не известна, поэтому вместо нее можно использовать типичные значения, если они имеются. Такие данные имеются в ряде стран. Например, данные по женщинам в возрасте 50–64 лет, посещающим скрининг молочной железы в Великобритании, приведены в таблице 22.4.

Дозиметрия с использованием фантомов широко используется в маммографии. ПММА является подходящим заменителем ткани, и в работе [22.1] используется стандартный фантом. [22.1] используется стандартный фантом толщиной 45 мм для моделирования молочной железы толщиной 50 мм и железистостью 50%. Поскольку эквивалентность не является точной, в используемый коэффициент преобразования включен небольшой поправочный член. В отчете МАГАТЭ по обеспечению качества экранной пленочной маммографии [22.14] этот фантом используется для моделирования стандартной молочной железы толщиной 53 мм и железистостью 29 %. В этом случае эквивалентность между фантомом и стандартной молочной железой является точной.

Альтернативный подход, позволяющий избежать использования малого поправочного члена, заключается в поиске типичной груди, которая дает тот же IAK, что и ПММА заданной толщины. Полученные толщины и составы приведены в табл. 22.4 для вышеупомянутого населения Великобритании. Уравнение (22.21) можно использовать напрямую.

Для маммографии с увеличением МГД можно приближенно рассчитать в соответствии с уравнением (22.21), а затем масштабировать результат на отношение площади непосредственно облученной груди к площади сжатой груди.

Очень часто эффективная доза требуется для проведения маммографических исследований. В этом случае разумно предположить, что поглощенная доза излучения в других органах пренебрежимо мала. Обратите внимание, что при расчете эффективной дозы для женщины взвешивающий коэффициент органа для молочной железы должен быть удвоен, поскольку он основан на среднем риске для мужчин и женщин.

ТАБЛИЦА 22.4. ЭКВИВАЛЕНТНОСТЬ МЕЖДУ ТИПИЧНЫМИ ГРУДНЫМИ КЛЕТКАМИ И ФАНТОМАМИ ПММ (ланные из [22.15])

Толщина РММА	Эквивалентная	Эквивалентная железистость
(мм)	толщина груди (мм)	молочной железы (%)
20	21	97
30	32	67
40	45	40
45	53	29
50	60	20
60	75	9
70	90	4
80	103	3

22.5.3.3. KT

Коэффициенты преобразования Монте-Карло для КТ принципиально отличаются от тех, что доступны для проекционной радиологии, поскольку они табулируются для последовательности последовательных поперечных срезов через фантом, а не для каждого исследования КТ. Наиболее широко используемые данные Монте-Карло для КТ — это коэффициенты преобразования, доступные от NRPB и GSF, которые обобщены в таблице 22.5.

ТАБЛИЦА 22.5. СВОДКА КОЭФФИЦИЕНТОВ ПЕРЕСЧЕТА, ДОСТУПНЫХ ДЛЯ КТ

Источник табличных коэффициентов пересчета	Фантом	Набор данных	Количество для конкретного применения	Количество, связанное с риском
NRPB	ВЗРОСЛАЯ КРИСТИ	23	KT-индекс кермы для мышц ICRU	Доза для органа
GSF	АДАМ, ЕВА, РЕБЕНОК, МАЛЫШ	3	<i>C</i> _{<i>a</i>,100}	Доза для органа

Практическое использование этих таблиц значительно облегчается благодаря программному обеспечению, которое может интегрировать коэффициенты преобразования для отдельных срезов, чтобы получить дозы облучения органов при полном сканировании. Для работы с наборами данных NRPB обычно используется программа CT Patient Dosimetry Calculator (ImPACT). CT-Expo основан на наборах данных GSF.

Обратите внимание, что расчеты NRPB и GSF были представлены в 1993 и 1991 годах, соответственно, с использованием сканеров, которые уже не используются. Из-за большого разнообразия типов сканеров и их постоянных изменений для точной оценки дозы облучения органов при КТ необходимо использовать поправочные коэффициенты сканеров, а также коэффициенты преобразования. Обширная работа по созданию основы для этих коэффициентов была проведена ImPACT. Сторонние поставщики калькуляторов дозы КТ включили эти поправочные коэффициенты сканера в свои алгоритмы расчета, но их использование не всегда очевидно.

Необходимо соблюдать осторожность при использовании сторонних калькуляторов дозы КТ. Потенциальными «подводными камнями» являются:

- Установка диапазона сканирования: Радиочувствительные органы должны быть охвачены в той же степени, что и при обследовании пациента, а диапазон должен включать сверх сканирование в спиральном режиме.
- Сканирование мАс: В спиральном режиме мАс сканирования могут быть фактическими мАс или эквивалентными мАс для шага 1, в зависимости от производителя.
- Модуляция тока трубки: можно использовать среднее значение мАс для томографа без существенных ошибок.

Органные и эффективные дозы для педиатрических пациентов можно оценить, рассчитав дозу для фантомов ADAM, EVA, CHILD и BABY, построив график зависимости результатов от веса пациента, определив функцию наилучшего соответствия и рассчитав органную или эффективную дозу при соответствующем весе.

Наконец, отмечается, что с помощью коэффициентов пересчета КТ NRPB была установлена приблизительная зависимость между КЛП и рассчитанной эффективной дозой. Эта эмпирическая зависимость позволяет получить приблизительную оценку эффективной дозы непосредственно из $P_{KL,CT}$ следующим образом:

где Е - эффективная доза, а сЕ, KLP - коэффициент пересчета, который зависит от размера фантома и анатомической области и в целом не зависит от модели компьютерного томографа⁷.

22.5.3.4. Стоматологическая рентгенография

Радиационный риск, связанный с рентгенографией зубов, очень мал, поэтому расчет органной или эффективной дозы не проводится в рутинном порядке. Поэтому не существует обширных таблиц коэффициентов пересчета для дентальной рентгенографии.

22.5.3.5. Расчеты дозы облучения плода

Время от времени возникает необходимость оценить дозу облучения плода для данного исследования, например, когда плод находится в первичном пучке. При сроке беременности от 0 до 12 недель доза на матку может быть использована в качестве суррогата дозы на плод. При сроке беременности более 12 недель следует использовать соответствующие коэффициенты пересчета, однако имеются лишь ограниченные данные.

22.6. УПРАВЛЕНИЕ ДОЗОЙ

МКРЗ в публикации 105 [22.18] утверждает, что нецелесообразно устанавливать пределы дозы или ограничения дозы для облучения пациентов, поскольку состояние здоровья неизменно более значимо, чем потенциальный радиационный вред, возникающий в результате любого оправданного облучения. Вместо этого МКРЗ рекомендует использовать обоснование и оптимизацию дозы в качестве основных инструментов радиологической защиты пациента. Управление дозой подразумевается в задаче оптимизации. Успешное управление дозами пациентов возможно только при наличии информации о величине и диапазоне доз, встречающихся в клинической практике, и установлении DRL на основе этих данных. Местная практика может быть улучшена путем сравнения с соответствующими DRL.

⁷ Значения *с*_{*E,KLP*} можно найти в работах [22.16, 22.17].

22.6.1. Обследования доз на основе популяций

В ряде стран осуществляются программы по обследованию доз облучения распространенных рентгеновских пациентов при И компьютерных томографических исследованиях, например, программа «Общенациональная оценка тенденций рентгеновского облучения» в США и пятилетние обзоры национальной базы данных доз облучения пациентов в Великобритании. Результаты этих исследований публикуются на их вебсайтах и в виде научных работ. В ряде других стран проводятся специальные исследования доз облучения пациентов, результаты которых можно найти в научной литературе. Сообщается о различных методиках (например, измерения на пациентах, измерения на фантомах) и величинах дозы (например, керма входной поверхности воздуха, ІАК), поэтому при проведении сравнений следует проявлять осторожность.

На рис. 21.10 показано распределение в Великобритании средних доз на входной поверхности рентгеновского кабинета при исследовании передне-заднего отдела живота за 1995 год. Форма распределения типична для исследований доз облучения пациентов: широкое, перекошенное распределение с хвостом в виде высокой дозы. Средняя доза на входной поверхности для этого исследования составляет 5,6 мГр, но дозы варьируют от 0,75 до 16,6 мГр, а отношение третьего квартиля к первому составляет 2,0. Разброс доз может быть частично объяснен различиями в системах экранной пленки, используемых в клинических условиях, которые варьируют по скорости ISO от менее 200 до более 600.

На рис. 21.10 также показано сравнение распределений средних доз на входной поверхности рентгеновского кабинета в Великобритании для передне-задней брюшной стенки в 2000 и 2005 годах. Пунктирные линии показывают национальную контрольную дозу, установленную в третьем квартиле распределения. С течением времени прослеживается тенденция к снижению средней дозы на входной поверхности и национальной эталонной дозы. Это было достигнуто благодаря улучшению скорости пленки на экране: в исследовании 1995 года в 40 % помещений использовалась скорость ISO ниже 400; в 2005 году этот показатель составил 13 %. Хвост высоких доз в 2005 году был менее длинным, чем в 1995 году, что свидетельствует о том, что национальные эталонные дозы работают как инструмент управления дозами, побуждая «аутсайдеров» пересмотреть свою практику. Тем не менее, в 2005 году в некоторых рентгеновских кабинетах все еще превышалась национальная референтная доза 1995 года. Отношение третьего квартиля к первому не изменилось со временем, что говорит о том, что оптимизация дозы (которая привела бы к сужению распределения дозы) не происходит или имеет меньшее влияние, чем диапазон в технологии детекторов.



РИС. 22.10. Распределения средних доз на входной поверхности рентгеновского кабинета для передне-задней поверхности живота в Великобритании в 1995-2005 годах (данные из [22.19]).

22.6.2. DRL

МКРЗ определяет DRL как важнейший инструмент управления дозой облучения пациента. DRL дают возможность решить, является ли типичная доза облучения пациента для конкретной процедуры медицинской визуализации слишком высокой или слишком низкой. Обратите внимание, что DRL не предназначены для управления дозами отдельных пациентов. В некоторых странах, например в EC, DRL требуются по закону.

DRL получают из исследований доз пациентов или из облучения стандартных фантомов, а те, что получены из исследований доз пациентов, относятся только к стандартным пациентам, например, 70 кг для взрослого человека в некоторых странах. DRL наиболее полезны для управления дозами, если они установлены в терминах специфических для конкретного применения величин, определенных в разделе 22.2, поскольку в этом случае они будут соответствовать данным, полученным при обследовании доз. Например, для простых рентгеновских исследований, где напряжение трубки не меняется, в качестве DRL может быть достаточно одного фактора экспозиции, такого как произведение тока трубки на время экспозиции. Системы компьютерной и цифровой радиографии отображают индекс экспозиции, точное значение которого зависит от производителя. Эти индексы экспозиции относятся к облучению детектора, а не пациента, и плохо коррелируют с дозой пациента из-за восприимчивости к другим переменным, таким как анатомическая область и коллимация. Поэтому они не могут быть использованы для управления дозой облучения пациента.

DRL могут устанавливаться на международном, национальном, региональном и местном уровнях. Во многих странах национальные DRL устанавливаются для обычных рентгеновских и компьютерных исследований на уровне 75%-ного центиля национального распределения доз облучения пациентов. Например, в табл. 22.6 приведены шведские DRL для общих рентгеновских исследований взрослых, в табл. 22.7 - австрийские DRL для ряда общих педиатрических исследований, а в табл. 22.8 и 22.9 - DRL, рекомендованные в 2003 г. для ряда КТ-исследований в Великобритании для взрослых и педиатрических пациентов, соответственно.

ТАБЛИЦА 22.6. ШВЕДСКИЕ DRL ДЛЯ ОБЫЧНЫХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ОБСЛЕДОВАНИЙ ВЗРОСЛЫХ (данные из [22, 20])

(damble hs [22.20])		
Экспертиза	DRL	Количество
Грудная клетка	0.6 Гр-см ²	KAP
Коронарная ангиография	80 Гр-см ²	KAP
Бариевая клизма	50 Гр-см ²	KAP
Урография	20 Гр-см ²	KAP
Поясничный отдел позвоночника	10 Гр-см ²	KAP
Таз, тазобедренные суставы	4 Гр-см ²	KAP
Маммография (полное обследование)	4 Гр-см ²	MGD

ТАБЛИЦА 22.7. АВСТРИЙСКИЕ DRL ДЛЯ РЯДА РАСПРОСТРАНЕННЫХ РЕНТГЕНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ В ПЕДИАТРИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

(данные из [22.21])

Экспертиза	Возраст (лет)	IAK (мкГр)	КАР (мкГр-м ²)
	0	50	1.7
Грудная клетка	1	50	2.3
передне-задний /	5	70	2.6
задне-передний	10	90	3.7
	15	110	7.3
	0	350	15
Череп передне-	1	600	25
задний / задне-	5	750	35
передний	10	900	45
	15	100	50

ТАБЛИЦА 22.8. РЕФЕРЕНТНЫЕ ДОЗЫ, РЕКОМЕНДОВАННЫЕ ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В КАЧЕСТВЕ DRL В Великобритании ПРИ ОБЫЧНЫХ ОБСЛЕДОВАНИЯХ КТ ВЗРОСЛЫХ

(данные из [22.16])

	DRL (мГр-см)			
Экспертиза	Outpersonal VT	КТ с несколькими	Vouunoorpo	
	Односрезовая к і	детекторами	количество	
Голова КТ	760	930	KLP	
КТ грудной	420	580	VID	
клетки	430	580	KLI	
КТ брюшной	510	560	VID	
полости и таза	510	500	KLF	

ТАБЛИЦА 22.9. РЕФЕРЕНТНЫЕ ДОЗЫ, РЕКОМЕНДОВАННЫЕ ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В КАЧЕСТВЕ DRL В Великобритании ПРИ ОБЫЧНЫХ ПЕДИАТРИЧЕСКИХ КТ-исследованиях

(данные из	[22.16])	
(данные из	122.10)))

Экспертиза	Возраст (лет)	DRL (мГр-см)	Количество
	0-1	200	KLP
кттрудной	5	230	KLP
клетки	10	370	KLP
Lawara I/T	0-1	270	KLP
1 олова к 1	5	470	KLP
	10	620	KLP

Радиологические отделения должны устанавливать местные ДОЗ с учетом соответствующих международных или национальных ДОЗ. Для проверки соблюдения местного DRL используется локальный аудит дозы; каждый раз, когда проводится аудит дозы, среднее значение сравнивается с местным и национальным DRL. Если местное DRL превышено, следует начать расследование.

Важно помнить, что национальное DRL может время от времени основываться на технологии, которая больше не используется в радиологическом отделении. Например, национальный показатель DRL мог быть получен в результате аудита пленочной рентгенографии, в то время как в радиологическом отделении используется компьютерная рентгенография.

22.6.3. Аудит локальной дозы

Дозиметрические методы, описанные в разделе 22.5, составляют основу дозового аудита. Данные о пациентах можно собирать каждые 3-5 лет для каждого обычного рентгеновского исследования и КТ, а также через несколько месяцев после установки нового рентгеновского аппарата. Во выбрать выборку, наилучшим многих ситуациях можно образом представляющую изучаемую популяцию и достаточно большую, чтобы свести статистическую ошибку к приемлемому значению. Если пропускная способность пациентов недостаточна для получения такой выборки, могут быть введены ограничения на диапазон соответствующих анатомических параметров, принимаемых для исследования (например, вес пациента или толщина груди). Доза для типичного пациента может быть найдена из медианы этого распределения или путем интерполяции выборочных данных к стандартному размеру пациента. Для педиатрических пациентов необходимо использовать несколько размерных групп.

ссылки

- [22.1] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).
- [22.2] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Patient Dosimetry for X rays Used in Medical Imaging, Publication 74, ICRU, Bethesda, MD (2006).
- [22.3] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations, Publication 47, ICRU, Bethesda, MD (1992).
- [22.4] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Status of Computed Tomography Dosimetry for Wide Cone Beam Scanners, IAEA Human Health Reports No. 5, IAEA, Vienna (2011).
- [22.5] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 103, Elsevier (2008) 13–32.
- [22.6] NATIONAL RESEARCH COUNCIL, BEIR VII: Health Risks from Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation, The National Academies Press, Washington, DC (2006).
- [22.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).

- [22.8] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Measurement Uncertainty: A Practical Guide for Secondary Standards Dosimetry Laboratories, IAEATECDOC-1585, IAEA, Vienna (2008).
- [22.9] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Implementation of the International Code of Practice on Dosimetry in Diagnostic Radiology (TRS 457): Review of Test Results, IAEA Human Health Reports No. 4, IAEA, Vienna (2011).
- [22.10] HART, D., JONES, D.G., WALL, B.F., Normalised Organ Doses for Medical Xray Examinations Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPBSR262, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1994).
- [22.11] JONES, D.G., SHRIMPTON, P.C., Normalised Organ Doses for X-ray Computed Tomography Calculated Using Monte Carlo Techniques, Rep. NRPB-SR250, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (1996).
- [22.12] PETOUSSI-HENNS, N., ZANKL, M., DREXLER, G., PANZER, W., REGULLA, D., Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods, Phys. Med. Biol. 43 (1998) 2237–2250.
- [22.13] STUK RADIATION AND NUCLEAR SAFETY AUTHORITY, PCXMC A PC-based Monte Carlo Program for Calculating Patient Doses in Medical X-ray Examinations, STUK, Helsinki, http://www.stuk.fi/sateilyn_kaytto/ohjelmat/PCXMC/en_GB/pcxmc/ (accessed on 23 August 2012).
- [22.14] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Quality Assurance Programme for Screen Film Mammography, IAEA Human Health Reports No. 2, IAEA, Vienna (2009).
- [22.15] DANCE, D.R., SKINNER, C.L., YOUNG, K.C., BECKETT, J.R., KOTRE, C.J., Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol, Phys. Med. Biol. 45 (2000) 3225–3240.
- [22.16] SHRIMPTON, P.C., HILLIER, M.C., LEWIS, M.A., DUNN, M., Doses from Computed Tomography (CT) Examinations in the UK – 2003 Review, Rep. NRPB-W67, National Radiological Protection Board, Chilton, UK (2005).
- [22.17] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE, The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, AAPM Rep. 96, AAPM, College Park, MD (2008).
- [22.18] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection in Medicine, Publication 105, Elsevier (2008) 1–108.
- [22.19] HART, D., HILLIER, M.C., WALL, B.F., Doses to Patients from Radiographic and Fluoroscopic X ray Imaging Procedures in the UK – 2005 Review, Rep. HPA-RPD-029, Health Protection Agency, Chilton, UK (2007).
- [22.20] SWEDISH RADIATION SAFETY AUTHORITY, The Swedish Radiation Protection Authority's Regulations and General Advice on Diagnostic Standard Doses and Reference Levels within Medical X-ray Diagnostics, SSMFS 2008:20, Swedish Radiation Safety Authority, Stockholm (2008).
- [22.21] BILLINGER, J., NOWOTNY, R., HOMOLKA, P., Diagnostic reference levels in pediatric radiology in Austria, Eur. Radiol. 207 (2010) 1572–1579.

БИБЛИОГРАФИЯ

CONFERENCE OF RADIATION CONTROL PROGRAM DIRECTORS, NationwideEvaluation of X-ray Trends (NEXT) Program, 2nd edn, Conference of Radiation ControlProgramDirectors,Frankfort,KY(2007),http://www.crcpd.org/pubs/next_docs/next99dental.pdf (accessed on 23 August 2012).

ZANKL, M., PANZER, W., DREXLER, G., The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods, Part VI: Organ Doses from Computed Tomographic Examinations, GSF-Bericht 30/91, National Research Centre for Environment and Health, Neuherberg, Germany (1991).

Глава 23

ОБОСНОВАНИЕ И ОПТИМИЗАЦИЯ В КЛИНИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

М. САНДБОРГ Университет Линчепинга, Линчепинг, Швеция

М. БЕТ Больница Университета Салгренска, Гетеборг, Швеция

Х. ЯРВИНЕНУправление радиационной и ядерной безопасности (STUK),Хельсинки, Финляндия

К. ФАУЛКНЕР

Северо-восточное стратегическое управление здравоохранения, Ньюкасл-на-Тайне, Великобритания

23.1. ВВЕДЕНИЕ

Все медицинские облучения должны подчиняться принципам обоснования и оптимизации радиологической защиты, которые являются общими для всех видов практики, связанных с потенциальным облучением людей ионизирующим излучением. Обоснование медицинских облучений требует, чтобы все медицинские облучения при визуализации показывали достаточную чистую пользу при сбалансированном сравнении с возможным вредом, который может нанести обследование.

Для пациентов, проходящих медицинскую диагностику или лечение, существуют различные уровни обоснования (см. раздел 23.2). Практика, связанная с облучением, должна быть в принципе обоснована с помощью одобрения соответствующих профессиональных обществ, поскольку вопросы эффективной медицинской практики будут играть центральную роль в этом решении. Кроме того, каждая процедура должна быть дополнительно обоснована в каждом конкретном случае как направляющим врачом, который отвечает за ведение пациента, так и радиологом, который выбирает наиболее подходящее визуализационное исследование для ответа на вопрос направляющего врача. В дополнение к требованиям оптимизации радиологической защиты необходимо также учитывать концепцию оптимизации клинической практики в диагностической радиологии (см. раздел 23.3). Это процесс, требующий получения диагностического результата для пациента в результате процедуры визуализации при минимизации факторов, которые наносят вред пациенту. Наряду с соображениями, связанными с радиацией, эти факторы включают неблагоприятные реакции пациента на контрастное вещество при компьютерной томографии (КТ) и интервенционной радиологии.

Оптимизация - это междисциплинарная задача, в которой участвуют медицинский физик, радиолог, рентгенолог, инженер больницы или поставщика и руководство отделения. Это циклический процесс, включающий:

- Оценка качества клинического изображения и дозы облучения пациента для определения необходимости принятия мер;
- Определение возможных альтернатив для поддержания необходимого качества изображения и минимизации поглощенной пациентом дозы;
- Выбор наилучшего варианта визуализации в данных обстоятельствах;
- Реализация выбранного варианта;
- Регулярный анализ качества изображения и дозы облучения пациента для определения необходимости дальнейших действий.

Одним из ключевых элементов управления качеством в здравоохранении является клинический аудит. Клинический аудит - это систематический обзор медицинских процедур в соответствии с согласованными стандартами надлежащих процедур, направленный на улучшение качества и результатов лечения пациентов. Он применим для обоснования и оптимизации и рассматривается в разделе 23.4.

23.2. ОБОСНОВАНИЕ

Обоснование медицинского облучения является обязанностью как врача-рентгенолога, так и направляющего врача. Медицинское облучение оправдано, если оно приносит пациенту пользу в виде соответствующей диагностической информации и потенциального терапевтического результата, превышающего вред, причиняемый обследованием. Методы визуализации с меньшей эффективной дозой облучения пациента должны рассматриваться, если можно получить ту же диагностическую информацию. Это касается всех пациентов, но особенно важно для молодых пациентов. Не следует внедрять новые методы визуализации, если облученный человек или общество не получают чистую выгоду, компенсирующую ущерб. Обоснование медицинского облучения должно проводиться на трех уровнях (табл. 23.1).

ТАБЛИЦА 23.1. УРОВНИ ОБОСНОВАНИЯ МЕДИЦИНСКОГО ОБЛУЧЕНИЯ

Уровень	Описание

1 Использование радиации для диагностики в медицине общепризнано

Использование излучения в конкретной процедуре с определённой целью оправдано, например, маммография для последующего наблюдения за больными раком молочной железы. Важно оценить, повысит ли рентгенологичсеское исследование точность диагностики и лечения пациентов. При

2 появлении новой информации или новых методов обычная рентгенография поясничного отдела позвоночника при острой боли в спине или грыже диска, за исключением случаев остеопоротического коллапса, может быть неоправданной, вместо неё можно рассмотреть возможность проведения магнитно-резонансной томографии или КТ

Использование излучения для отдельного пациента должно быть обосновано до начала обследования. При этом следует учитывать конкретные причины облучения и конкретные условия пациента. Важным инструментом в этой оценке являются рекомендации по напрвалени (см. раздел 23.2.1). Запрос на рентгенологическое исследование должен содержать всю необходимую информацию, чтобы радиолог мог принять решение об оптимальной рентенологической процедуре. Очень важна коммуникация между направляющим врачом и радиологом. Беременность и аллергия на контрастное вещество также должны быть учтены, как и юбые соответствующие предыдущие обследования или информация в медицинской карте пациента

3

23.2.1. Рекомендации по направлению на визуализацию

Рекомендации по направлению на визуализацию - это точные формулировки, помогающие клиницисту принять правильное решение о том, какой вид рентгенологического исследования наиболее целесообразен в данных клинических условиях. Хотя такие рекомендации не являются абсолютными правилами, должны быть веские причины для их игнорирования, поскольку они являются примерами хорошей практики. Цели руководства по направлению к специалистам - улучшить клиническую практику, уменьшить количество ненужных обследований и, следовательно, снизить ненужное медицинское облучение. Основной целевой группой руководства являются направляющие врачи. Однако медицинские физики также могут извлечь пользу из изучения общей схемы руководства, чтобы лучше сотрудничать с медицинским персоналом при его использовании.

В Европе рекомендации по направлению на визуализацию были разработаны на основе публикации Королевского колледжа радиологов Making the Best Use of Clinical Radiology Services [23.1]. Радиологические общества стран ЕС внесли свой вклад в подготовку брошюры, основанной на фактических данных и принятой экспертными группами под названием Referral Guidelines for Imaging [23.2]. Американский колледж радиологии опубликовал Критерии целесообразности [23.3], которые представляют собой научно обоснованные рекомендации, помогающие направляющим врачам принять наиболее правильное решение о визуализации.

Рекомендации важны, поскольку не все медицинские визуализационные исследования дают результаты, которые изменяют ведение пациента или добавляют уверенности в диагнозе врача, и, следовательно, могут увеличить ненужную дозу облучения. Существует несколько причин ненужных обследований, в том числе:

- Повторное обследование, когда соответствующая информация была доступна, но не была получена;
- Проведение неактуального обследования;
- Слишком частое использование того или иного обследования;
- Недостаточная клиническая информация, не позволяющая ответить на важные клинические вопросы.

Рекомендации в руководстве по направлению на визуализацию [23.2] классифицируются как показанные, если исследование может способствовать клинической диагностике и ведению пациента. Другие рекомендации относятся к специализированным исследованиям, которые

дорогостоящими и требуют индивидуального являются сложными, обсуждения с экспертом-рентгенологом. И наконец, рекомендации могут быть не показаны изначально. выполняться регулярно или не рекомендованы вообще. Далее в руководстве типичные эффективные дозы разделены на пять групп от 0 до IV, где группа 0 - это исследования без ионизирующего излучения (например, УЗИ и магнитно-резонансная томография), а группа I - это исследования, при которых эффективная доза составляет менее 1 мЗв (например, рентгенография конечностей и грудной клетки). В группах II-IV эффективная доза составляет 1-5 мЗв (например, внутривенная урограмма), 5-10 мЗв (например, КТ грудной клетки) и более 10 мЗв (например, позитронно-эмиссионная томография/КТ брюшной полости), соответственно.

23.2.2. Чувствительные группы населения

Признано, что избыточная смертность от рака в зависимости от возраста облучения у детей примерно в два-три раза выше, чем в среднем по населению. Поэтому особенно важно оптимизировать условия визуализации для детей. Однако, как правило, в детской радиологии используются более низкие дозы облучения пациента просто потому, что тело или часть тела ребенка меньше, чем у взрослого. Существуют европейские рекомендации с критериями изображения и критериями дозы облучения для обычных педиатрических исследований, но исследования показывают, что в некоторых случаях доза облучения ребенка может быть снижена еще больше.

Для визуализации различных мягких тканей и сосудов иногда необходимы контрастные вещества, поскольку контрастность объекта по своей природе слишком низкая. Идеальное контрастное вещество ослабляет пучок рентгеновских лучей больше, чем окружающие ткани, но в остальном оставляет органы тела незатронутыми. Однако на практике это не всегда возможно. Некоторые пациенты отрицательно реагируют на введение йодсодержащих контрастных средств, что приводит к острым (т.е. в течение 2 ч) или поздним (т.е. в течение 2 недель) побочным эффектам, которые могут быть тяжелыми. Особую осторожность следует соблюдать пациентам, страдающим заболеваниями почек или диабетом. Перед визуализацией таких пациентов необходимо проанализировать использование контрастных средств.

23.2.3. Обследования с высокой дозой облучения кожи

Некоторые интервенционные радиологические процедуры могут, помимо высоких эквивалентных доз на внутренние органы, также приводить к таким высоким дозам локального облучения кожи или хрусталика глаза, что возникает детерминированное (острое) радиационное повреждение (см. главу 20). Примерами детерминированного радиационного повреждения являются эритема кожи и временная эпиляция, или катаракта хрусталика с нарушением зрения. Международная комиссия по радиологической защите дает рекомендации по выявлению и ведению пациентов с потенциально высокой дозой облучения кожи (см. главу 24). В таких ситуациях важно, чтобы персонал документировал показатели поглощенной дозы, которую обеспечивает оборудование для визуализации после процедуры, чтобы можно было правильно управлять любой последующей лучевой травмой.

23.2.4. Обследование населения

Диагностические процедуры — это обследование людей, у которых наблюдаются некоторые признаки или симптомы заболевания. С другой стороны, скрининг населения — это систематическое тестирование бессимптомных людей на наличие заболевания в период между его фактическим началом и проявлением симптомов. Цель скрининга - выявить заболевание, пока лечение еще имеет наибольший эффект. Поэтому особенно важны конкретные рекомендации и критерии для скрининговых процедур и для отбора людей для скрининга. Проблема выбора правильной скрининговой процедуры заключается в способности процедуры визуализации отделить раннее проявление заболевания у здорового населения. Негативными последствиями, например, скрининга рака являются доза радиации и потенциальный рак, который она может вызвать в более позднем возрасте, риск ложноположительных случаев с возможным беспокойством и ненужными и потенциально вредными последующими обследованиями и, конечно, потенциально вредное лечение.

23.2.5. Информированное согласие

Перед обследованием пациенты, проходящие процедуру медицинской визуализации, должны быть проинформированы о потенциальном риске, связанном с этим обследованием. Сюда входит риск аллергических реакций на внутривенное введение контрастного вещества и потенциально высокие дозы облучения кожи после иногда длительных сеансов визуализации,
например, при чрескожном коронарном вмешательстве. Здоровые добровольцы или проходящие альтернативные или пациенты, экспериментальные визуализации, быть процедуры также должны надлежащим образом проинформированы о рисках. Ученый, руководящий такими исследованиями, должен заранее запросить и получить одобрение комитета по этике в соответствии с национальным законодательством.

23.3. ОПТИМИЗАЦИЯ

Работая качестве медицинского физика, R отвечающего за оптимизацию радиографических процедур, необходимо использовать стратегию для эффективного выполнения работы по оптимизации. Существуют различные подходы к разработке таких стратегий. Например, можно утверждать, что наиболее важно оптимизировать в первую очередь те исследования, которые приводят к наибольшим дозам облучения пациентов - на индивидуальном уровне или на уровне популяции. Альтернативная стратегия заключается в том, чтобы сосредоточиться на исследованиях с сомнительным качеством изображения, поскольку такие исследования рискуют не дать необходимой диагностической информации. Независимо от выбранной стратегии, очевидно, что в первую очередь следует оптимизировать исследования с сомнительным качеством изображения и те, которые имеют большое значение для пациента, а также те, которые приводят к высоким дозам облучения. Затем необходимо тщательно пролумать, какие метолы использовать для оптимизации. Поскольку оптимизация затрагивает как дозу облучения, так и качество изображения, необходимо решить, какие соответствующие меры следует использовать. радиографических для большинства процедур интерес Поскольку представляет стохастический риск облучения, следует использовать меру дозы, которая может быть использована для оценки этого риска. Поэтому эффективная часто является естественным выбором. доза Хотя использование эффективной дозы для отдельных пациентов нецелесообразно, она подходит для групп пациентов и для сравнения относительного риска между различными радиологическими исследованиями или для сравнения доз до и после изменения условий визуализации (см. главу 24). Для правильной оценки риска необходимо учитывать возраст и пол пациентов. Для маммографии обычно используется средняя доза облучения тканей молочной железы. Можно утверждать, что для процедур, при которых существует риск получения детерминированной травмы, таких как интервенционные радиологические процедуры, другие показатели дозы, такие как доза на коже, также имеют значение. Однако

такие травмы случаются редко, и в большинстве ситуаций их можно избежать, если персонал надлежащим образом обучен, а система визуализации не неисправна.

Что касается качества изображения, то, как описано в главе 4, существует большое количество методов, предназначенных для оценки этого несколько неоднозначного показателя. Независимо от того, какой метод будет выбран, важно помнить, что достоверность результатов ограничивается достоверностью метода. Поэтому желательно, чтобы используемый метод включал в себя всю цепочку визуализации. Поскольку в настоящее время золотым станлартом для определения качества изображения являются основанные операционной метолы. на характеристике приемника (ROC) (см. главу 18), использование таких методов может быть рекомендовано для оптимизации. Однако проведение ROC-исследований может оказаться громоздкой задачей, и поэтому они могут не лучшим образом подходить для повседневной работы по оптимизации.

Визуальное оценивание - распространенная и очень практичная методика, используемая для определения качества изображения при оптимизации в качестве альтернативы ROC-подходу (см. главу 4). В ней используются оценки наблюдателями видимости структур на изображении. Затем эти оценки используются для определения качества изображения. Преимущество визуальной градации заключается в том, что в оценку можно включить всю цепочку визуализации. Задача наблюдателя напоминает задачу радиолога в повседневной работе - решить, можно ли использовать данное изображение для решения поставленной задачи по выявлению патологии или нет. Успешное исследование визуальной градации основано на том, чтобы позволить наблюдателям оценить видимость тех структур, которые важно хорошо визуализировать в ходе исследования. К недостаткам визуальной оценки обычно относят некоторую субъективность и предвзятость. Это, безусловно, верно. Однако в своей повседневной диагностической работе рентгенологи полагаются на свое субъективное впечатление, и трудно устранить это ограничение, не отстраняя рентгенолога от оценки качества изображения.

Между аналоговыми пленочными и цифровыми системами оптимизации экрана существует множество различий. Наиболее важным является тот факт, что в то время как пленка представляет собой детектор, средство обработки и отображения с практически фиксированными свойствами, цифровая система не только состоит из независимых детекторов, средств обработки и отображения, но и многие важные свойства этих компонентов являются регулируемыми. Для конкретной системы

676

экранной пленки оптимизация является ограниченной задачей из-за фиксированной чувствительности и широты системы. Поэтому наиболее важной задачей является выбор параметров экспозиции для получения правильной экспозиции. Процесс оптимизации заключается в выборе оптимального качества пучка (напряжение и фильтрация трубки) и заряда трубки (мАс) для согласования входного сигнала с широтой и чувствительностью системы трафаретной пленки. Чувствительность и широта системы экранной пленки могут быть изменены путем замены экрана и пленки, соответственно. Таким образом, можно получить уровень шума или пространственное разрешение, подходящее для данного исследования.

Для цифровых систем контрастность отображаемого изображения можно регулировать без клинически значимых ограничений, что можно интерпретировать как TO, система имеет регулируемую что чувствительность и широту. Поэтому две наиболее важные задачи оптимизации пленочной системы (использование правильной дозы детектора для получения оптимальной оптической плотности (OD) и правильного качества луча для адаптации различий в затухании объекта к широте системы) не имеют большого значения для цифровых систем. Вместо этого оптимизация цифрового оборудования может быть направлена на поиск комбинации параметров (параметры экспозиции, параметры обработки изображения и т.д.), которая приводит к наилучшему качеству изображения для заданной эффективной дозы (или другой соответствующей меры дозы). Наконец, необходимо определить соответствующий заряд трубки (мАс), который обеспечивает достаточно низкий уровень шума с учетом клинических требований (см. раздел 23.3.3). Таким образом, необхолимое качество изображения достигается при минимально возможном облучении пациента.

23.3.1. Оборудование, рекомендации и критерии изображения

Для некоторых распространенных рентгенографических исследований ЕС опубликовал руководства, в которых приведены диагностические облучения требования. критерии лозы И примеры хорошей рентгенографической техники. Требования включают как критерии изображения, так и важные детали изображения и применяются к пациентам «стандартного размера» с обычными симптомами для данного вида исследования. Критерии изображения относятся к важным анатомическим структурам, которые должны быть видны на снимках. Как правило, критерии выражаются в нескольких степенях видимости. Например, «визуально четкое воспроизведение» означает, что детали четко определены, в то время как «визуализация» отражает ситуацию, когда детали обнаружены, но не полностью воспроизведены. В списке важных деталей изображения указаны минимальные размеры изображения, при которых нормальные или аномальные анатомические детали должны быть различимы. С годами критерии были доработаны для более точного учета изменений в условиях визуализации и использования при визуальной оценке клинических изображений (см. раздел 23.3.3).

Критерии, приведенные в вышеуказанных руководствах для доз облучения пациента, выражены в терминах дозы на входной поверхности. практический кодекс МАГАТЭ рекомендует использовать Олнако произведение площади кермы, ПКА, в качестве дозиметрической величины при рентгеноскопии. Преимущество ПКА перед дозой на входной поверхности заключается что размер пучка излучения в том, непосредственно включен в измерение и что значения ПКА для разных проекций могут быть сложены с достаточной достоверностью. Сложение дозы на входной поверхности в разных проекциях не имеет смысла. На международном уровне в некоторых странах внедрена концепция диагностических референтных уровней (см. главы 22 и 24). и диагностические стандартные дозы периодически измеряются на местах в больницах и сравниваются с референтными уровнями. Если эталонный уровень превышен в конкретном рентгеновском кабинете, больнице необходимо пересмотреть условия визуализации и рассмотреть, а возможно, и принять корректирующие меры для снижения дозы, если требования к качеству клинического изображения все еще могут быть выполнены. Внедрение контрольных диагностических уровней привело к снижению поглощенных доз облучения пациентов и должно рассматриваться как успешная мера радиологической защиты и первый шаг к достижению оптимальных условий визуализации.

В качестве примера в табл. 23.2 приведены европейские рекомендации по обследованию мочевыводящих путей в передне-заднем виде и с использованием системы экранной пленки. Важные детали при исследовании мочевыводящих путей касаются кальцификатов размером 1 мм. Критерии изображения требуют воспроизведения области всего мочевыводящего тракта, от верхнего полюса почки до основания мочевого а также воспроизведения контуров пузыря, почек. Должны быть визуализированы контуры грудной клетки и визуально четкое воспроизведение костей. Критерий дозы на входной поверхности для пациента стандартного размера составляет 10 мГр.

678

ТАБЛИЦА 23.2. ПРИМЕР ХОРОШЕЙ РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКОЙ ТЕХНИКИ ПРИ ИССЛЕДОВАНИИ МОЧЕВЫВОДЯЩИХ ПУТЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ПЛЕНОЧНОЙ СИСТЕМЫ ВИЗУАЛИЗАЦИИ

Переменная	Значение
Номинальный размер фокусного	≤1,3 мм
пятна	≥ 3,0 мм
Напряжение на трубке	75-90 кВ
Время экспозиции	< 200 мс
Чувствительность системы	400 (или воздушная керма 2,5 мГр в
формирования изображения	детекторе)
Автоматическое управление	Центральная камера
экспозицией	
Антирассеивающая решётка	Соотношение сетоку 10 и частота
	полос 40/см
Расстояние до детектора	115 см (100-150 см)
фокусировки изображения	
Защитное экранирование	Защитные щитки гонад для
	пациентов мужского пола, где это
	необходимо

Примечание: Оптимальные методы рентгенографии для цифрового детектора изображений могут отличаться от приведённых здесь

23.3.2. Передовая практика

Ниже перечислены некоторые аспекты, связанные с надлежащей радиологической практикой. Некоторые из них касаются организации процедур обследования беременных пациенток и работы с пациентами, получающими высокие поглощенные дозы, другие - проведения исследования, например, позиционирования пациента и поля излучения, выбора наиболее подходящей техники исследования и условий для чтения изображений.

23.3.2.1. Защита беременной пациентки и плода

Перед проведением обследования в области нижней части живота женщину следует спросить, не беременна ли она. Если женщина беременна или беременность нельзя исключить, а также если первичный пучок находится вблизи плода, исследование следует отложить до рождения ребенка, если это приемлемо с клинической точки зрения. Если отложить обследование невозможно, следует рассмотреть возможность проведения обследования без ионизирующего излучения, если можно ожидать получения достаточной диагностической информации. Если и это невозможно, обследование следует провести, приняв специальные меры для минимизации дозы облучения плода. Решение должно быть отмечено в медицинской карте пациента. Это особенно касается обследований с относительно высокой дозой облучения (например, КТ нижней части живота, урография, исследование толстой кишки и интервенционные процедуры в этой области). Методы минимизации дозы облучения плода должны быть указаны в документации к процедуре и могут включать ограничение количества проекций, использование протоколов низкодозового облучения и тщательную коллимацию первичного пучка излучения. Если плод подвергается облучению во время планового или случайного медицинского облучения, например, при травматической компьютерной томографии беременной женщины без сознания, необходимо связаться с медицинским физиком для оценки дозы облучения плода, чтобы врач мог своевременно проинформировать женщину о существующих рисках.

23.3.2.2. Адаптация настройки экспозиции к размеру пациента

Поскольку зависимость между используемой настройкой экспозиции и получаемым качеством изображения и дозой облучения пациента зависит от размера пациента, важно адаптировать настройку экспозиции к размеру пациента. Это особенно важно для педиатрической КТ. До внедрения модуляции тока трубки в КТ уровни дозы облучения, используемые в педиатрической КТ, часто были слишком высокими. При использовании взрослых параметров маленькие дети получали дозы облучения в несколько раз выше, чем взрослые. Модуляция тока трубки частично решила эту проблему, поскольку используемый ток трубки автоматически регулируется в зависимости от размера и плотности пациента (см. главу 11). Однако все еще необходимо найти оптимальный уровень дозы, поскольку различные методы модуляции тока трубки ведут себя по-разному. Кроме того, соотношение между качеством изображения и уровнем шума зависит от размера пациента. В основном это связано с тем, что внутренние структуры детей меньше, а также с тем, что у детей обычно меньше внутрибрюшного жира, что требует более низкого уровня шума изображения (и более высокой дозы), чтобы можно было очертить органы.

23.3.2.3. Управление высокими локальными дозами облучения кожи

Пациент должен располагаться близко к детектору изображения, при этом трубка должна находиться как можно дальше от пациента, чтобы минимизировать локальную дозу на коже у входа и уменьшить эффект геометрической нерезкости. Это особенно важно при интервенционных радиологических процедурах, поскольку можно ожидать длительной рентгеноскопии и многократного облучения (см. главу 8). Местная доза облучения кожи может быть высокой, если одна и та же проекция сохраняется на протяжении всей процедуры или значительной ее части. Небольшое изменение проекции может снизить местную дозу облучения кожи ниже, чем при детерминированных повреждениях кожи, но не обязательно уменьшит дозу облучения внутренних органов или стохастический радиационный риск. Для дальнейшего снижения дозы локального облучения кожи в пучок рентгеновских лучей можно динамически вводить дополнительную медную фильтрацию при условии достаточной мощности генератора. Дополнительная медная фильтрация увеличивает среднюю энергию первичного пучка рентгеновских лучей и повышает относительное пропускание через визуализируемую деталь, а значит, при фиксированной дозе детектора изображения, снижает дозу на коже пациента. Документирование высокой дозы облучения кожи облегчается использованием кумулятивной дозы в так называемой «контрольной точке вмешательства». Для рентгеноскопических установок эта точка располагается в 15 см от изоцентра, по направлению к рентгеновской трубке.

23.3.2.4. Позиционирование пациента

Пациент должен быть точно позиционирован рентгенологом, чтобы обеспечить правильное изображение интересующей области. Чтобы свести к минимуму перемещения пациента, иммобилизационное оборудование должно быть легкодоступным в случае необходимости. В педиатрической радиологии правильное позиционирование ребенка может быть сложнее, чем взрослого пациента. Сопровождающее лицо, например родитель, должно помогать обездвиживать ребенка, чтобы обеспечить правильное центрирование и коллимацию рентгенографической проекции. Родитель должен иметь соответствующую защитную одежду (например, защитный фартук, щиток для щитовидной железы), а его руки не должны непосредственно попадать под первичное излучение. При КТ особенно важно поместить пациента в центр портала, чтобы он соответствовал форме формирующего пучок КТ-фильтра, иначе пациент будет переэкспонирован и могут появиться артефакты изображения.

23.3.2.5. Ограничение поля излучения

Ограничение поля излучения интересующей областью позволяет снизить радиационный риск и улучшить качество изображения (поскольку при меньшем объеме облучения на детектор изображения попадает меньше рассеянного излучения). Например, при рентгеноскопии уменьшение радиуса первичного пучка с 12 см до 9 см почти вдвое снизит произведение площади кермы, PKA.

Поле первичного излучения не должно выходить за пределы активной зоны детектора изображения. Это не всегда правильно учитывается в стоматологической радиологии (с прямоугольными детекторами изображения и круговой коллимацией первичного пучка (см. главу 10)) и КТ, где профиль дозы в некоторых случаях намного шире, чем профиль чувствительности (см. главу 11).

23.3.2.6. Защитное экранирование

Защитные экраны, как правило, не должны использоваться на пациентах, за некоторыми исключениями, например, щитовидная железа при внутриротовой рентгенографии и мужские гонадные экраны, когда яички находятся в первичном пучке излучения или в нескольких сантиметрах от него. В таких ситуациях их использование рекомендуется, если защитный экран не заслоняет какую-либо важную рентгенологическую структуру и не приводит к артефактам изображения.

23.3.2.7. Сжатие

Обследование небольшого тела или части тела обычно приводит к меньшим поглощенным дозам из-за меньшей длины пути через ткани и меньшего ослабления первичного пучка. Методы уменьшения длины пути путем «сжатия» тела или части тела могут, таким образом, привести к значительному снижению дозы. Например, если сделать живот пациента на 3 см тоньше в центральном направлении пучка, заряд трубки (мAc) можно уменьшить примерно на 50 %, сохранив при этом дозу на детекторе изображения. Позиционирование пациента, которому назначена фронтальная съемка поясничного отдела позвоночника, в задне-переднем положении позволит ему «сжаться». При этом объем облучения может быть уменьшен, а также снижено влияние рассеянного излучения на качество изображения. Кроме того, некоторые ткани могут быть смещены за пределы первичного пучка рентгеновских лучей и, следовательно, получить меньшую дозу облучения. Компрессия обычно используется в маммографии, где, помимо снижения средней дозы облучения железы, она имеет множество других преимуществ (см. главу 9).

23.3.2.8. Энергия фотонов

Энергия пучка рентгеновских лучей должна соответствовать толщине части тела пациента, получающего изображение, и задачам диагностики. Традиционно низкое напряжение трубки (25-60 кВ) используется для тонких участков тела, таких как конечности и женская грудь, промежуточное напряжение трубки (60-120 кВ) - для визуализации брюшной полости и при контрастных использовании йодсодержащих вешеств. а высокое напряжение трубки (>120 кВ) - для рентгенографии грудной клетки и КТ. Однако выбор напряжения трубки во многих случаях основывается на эмпирических данных, полученных при рентгенографии на экранной пленке, где контрастность изображения не регулируется после экспозиции, а общая экспозиция (т. е. заряд трубки) определяется путем правильного экспонирования пленки для достижения соответствующего ОП. В цифровой рентгенографии эти ограничения не действуют, и напряжение и заряд трубки должны выбираться на основе других принципов, например, для выявления патологии. Если для правильного экспонирования системы экранной пленки требуется фиксированная энергия, передаваемая на единицу площади детектора изображения, то сочетание более высокого напряжения трубки и более низкого заряда трубки обычно приводит к снижению эффективной дозы облучения пациента. В цифровой радиографии оптимальным может быть противоположное сочетание. Есть некоторые указания (см. раздел 23.3.3) на то, что более подходящими являются напряжения на трубке ниже тех, которые обычно используются при скелетных исследованиях и при исследованиях с использованием йодсодержащих контрастных веществ.

23.3.2.9. Материалы с низким уровнем ослабления

Любой поглощающий материал между пациентом и детектором изображения снижает интенсивность потока излучения на детекторе изображения и приводит к потере информации об изображении. Если используется система автоматического управления экспозицией (AEC), время экспозиции будет автоматически увеличиваться с увеличением количества поглощающего материала между пациентом и детектором изображения, чтобы компенсировать это, что приведет к увеличению дозы облучения пациента. Следовательно, необходимо приложить усилия для уменьшения этого поглощения. Такими материалами являются защитное покрытие детектора изображения, камеры АЕС, кушетка, подушка и антирассеивающая решетка. В настоящее время большинство из них изготавливается из материалов с низким атомным номером и низкой плотностью, таких как пластик или углеродное волокно, за исключением, конечно, свинцовых полос в антирассеивающей решетке. Кроме того, без АЕС может потребоваться изменение настроек экспозиции, но это должно быть сделано вручную рентгенологом. Следует отметить, что если рентгеновская трубка расположена под пациентом (как это часто бывает при рентгеноскопии и интервенционной радиологии), кушетка и подушка добавляют дополнительную фильтрацию луча, но не обязательно увеличивают экспозицию пациента.

23.3.2.10. Методы отклонения рассеянного излучения

Большинство фотонов, выходящих из пациента, были рассеяны в нем и изменили направление, прежде чем достигли плоскости детектора изображения. Эти фотоны не передают информацию о пациенте, снижают контрастность и добавляют шум в изображение, если их не удалить до поглощения в детекторе изображения. Для минимизации вклада рассеянных фотонов в формирование изображения используются три основных метода (см. главу 6). Наиболее эффективным с точки зрения дозы является метод сканирующего веерного пучка. В этом случае одновременно облучается лишь небольшая часть пациента, при этом один или несколько узких подвижных коллиматоров располагаются перед и за пациентом, позволяя всем первичным фотонам, но лишь небольшой части рассеянных фотонов, достигать детектора изображения.

Второй метод заключается в увеличении расстояния между пациентом и детектором изображения до 20-40 см, чтобы рассеянные фотоны могли в некоторой степени пропустить детектор изображения. Этот метод часто используется при облучении небольших объемов, например, при рентгенографии конечностей и у маленьких детей. В этих ситуациях метод воздушного зазора также более эффективен по дозе, чем третий и наиболее распространенный метод - метод антирассеивающей решетки. Решетка состоит из тонких свинцовых полосок, разделенных материалом с низкой плотностью, что позволяет пропускать большую часть первичных фотонов, но избирательно поглощает рассеянные. С увеличением коэффициента решетки телесный угол, пропускающий рассеянные фотоны, уменьшается, и эффективность решетки возрастает, при условии, что материал промежутка между свинцовыми полосками изготовлен из материала с низким атомным номером и низкой плотностью, такого как волокнистый материал, но не алюминий. Оптимальное соотношение решеток и ширина свинцовых полос увеличиваются с увеличением объема рассеивания. Оптимальный коэффициент решетки также увеличивается с увеличением частоты свинцовых полосок (свинцовых полосок на сантиметр), хотя правильное выравнивание решетки становится более критичным. Поэтому для прикроватной рентгенографии грудной клетки используются решетки с низкой частотой полос и коэффициентом решетки и большим фокусным расстоянием.

23.3.2.11. Настройка АЕС

Настройка АЕС важна как для дозы облучения пациента, так и для качества изображения и должна оцениваться для каждого типа исследования. Система АЕС обычно состоит из ионизационных камер, расположенных за решеткой, но перед детектором изображения. Во время экспозиции сигнал считывается с камеры, и при достижении требуемой кермы воздуха сигнал посылается на генератор рентгеновских лучей для прекращения экспозиции. Система АЕС изначально была разработана для рентгенографии, чтобы помочь пленочной рентгенологу получить правильную экспозицию пленки путем сопоставления интересующих пациента структур с линейной частью характеристической кривой пленки (см. главы 6 и 7). Цифровые детекторы изображений имеют более широкий полезный динамический диапазон и могут в некоторой степени управлять пере- или недоэкспозицией. На рис. 23.1 показано, что изменение экспозиции в 25 раз все равно приводит к получению цифрового изображения с соответствующим контрастом по шкале серого. Однако квантовый шум очень заметен на изображении слева, где экспозиция составляет пятую часть, по сравнению с изображением в середине, где используется клинический уровень экспозиции.

Подобные системы коррекции экспозиции существуют в рентгеноскопических аппаратах и известны как автоматическое управление яркостью. Область, используемая для контроля уровня сигнала от усилителя изображения, очерчена на мониторе live view и может быть в определенной степени изменена по размеру и расположению, чтобы адаптироваться к различным требованиям проекции и полю зрения.



РИС. 23.1. Цифровые рентгенограммы с различными уровнями квантового шума, показывающие анатомические структуры височных костей в фантоме антропоморфной головы. Доза и уровень квантового шума на среднем изображении используются в клинических условиях, а последствия увеличения и уменьшения дозы в пять раз показаны справа и слева соответственно.

23.3.2.12. Соответствующий уровень ОД пленки или уровень фонового квантового шума

В экранной пленочной радиографии OD проявленной пленки влияет на качество изображения, поскольку радиографический контраст зависит от OD, т.е. от характеристической кривой пленки (см. главу 7). Регулярный контроль обработки пленки важен для поддержания постоянного качества изображения и дозы облучения. Однако постоянная обработка пленки не является достаточным условием для хорошей радиографической практики, поскольку температура обработки может быть установлена слишком низкой, что приведет к слишком низкому OD и контрасту. Это может привести к необходимости увеличения заряда трубки для поддержания достаточного качества изображения.

Чувствительность пленочной системы зависит от чувствительности флуоресцентного экрана и пленки и влияет на величину квантового шума при заданном ОП. Чувствительность экрана можно изменить, либо увеличив толщину материала флуоресцентного экрана (поглощая большую часть фотонов), либо увеличив световой поток (излучая больше фотонов света на один фотон рентгеновского излучения) (см. главу 7). Последнее, однако, увеличивает квантовый шум.

23.3.2.13. Условия просмотра

Соответствующие условия просмотра помогут в чтении диагностических изображений. Максимальная яркость мониторов составляет от 250 до 450 кд/м². Для лайтбоксов яркость составляет от 1500 до 6000 кд/м² - более высокие значения используются для маммографии. Окружающий свет в читальном зале должен быть низким, а отражение других источников света на мониторе должно быть сведено к минимуму. Читатель должен иметь возможность увеличить изображение в 2-4 раза, чтобы разглядеть субмиллиметровые детали, поскольку разрешение дисплея обычно меньше, чем разрешение самого изображения. Станции просмотра цифровых изображений также должны быть правильно откалиброваны, чтобы соответствовать чувствительности человеческого глаза. В настоящее время общепринятой практикой является калибровка диагностических мониторов в соответствии со стандартной функцией отображения градаций серого (GS DF), описанной в DICOM, часть 14 (см. главу 16). Цель GSDF обеспечить передачу изображения с одинаковым внешним видом на всех системах отображения, которые откалиброваны по GSDF и имеют одинаковый коэффициент яркости. Более того, исходя из предположения о переменной адаптации, калибровка с использованием GSDF приводит к перцептивно линеаризованной системе. Это означает, что изменение яркости, соответствующее заданному количеству значений пикселей, с одинаковой вероятностью будет обнаружено на всем изображении.

23.3.3. Оптимизация - два практических примера

23.3.3.1. Пример 1: Оптимальный заряд трубки при рентгенографии поясничного отдела позвоночника

Критерии изображений Европейской комиссии можно использовать для простых оптимизационных исследований вместе с антропоморфными фантомами или с пациентами. В следующем примере антропоморфный фантом таза и семь критериев изображения в передне-задней проекции поясничного отдела позвоночника (табл. 23.3) были использованы для оценки качества клинического изображения и определения необходимого заряда трубки. Восемь изображений фантома таза были получены с разным зарядом трубки, но с одинаковым напряжением трубки, фильтрацией, полем зрения, постобработкой и т. д. Изображения оценивались группой из четырех радиологов, и семь критериев оценивались как выполненные или невыполненные. Средняя доля выполненных критериев была затем построена как функция заряда трубки, который в данном случае прямо пропорционален эффективной дозе.

На рис. 23.2 показано, что средняя доля выполненных критериев не зависит от заряда трубки примерно до 100 мАс, но затем эта доля быстро снижается до 0,5 при уменьшении заряда трубки. При уменьшении дозы и увеличении квантового шума невыполненными оказались, прежде всего,

пятый критерий изображения и, во-вторых, первый и второй критерии изображения, перечисленные в табл. 23.3. Эти три критерия оцениваются по более высокому уровню качества изображения «визуально четкое воспроизведение», чем остальные. Ограничения фантома не позволили радиологам должным образом оценить шестой критерий. В этом простом примере заряд трубки около 100 мАс минимизирует поглощенную дозу, но сохраняет клиническое качество изображения с точки зрения соответствия критериям.

ТАБЛИЦА 23.3. КРИТЕРИИ ИЗОБРАЖЕНИЯ ДЛЯ РЕНГЕНОГРАФИИ ПОЯСНИЧНОГО ОТДЕЛА ПОЗВОНОЧНИКА

Критерий	Описание	
	Визуально четкое воспроизведение ^а верхней и нижней	
1	поверхностей пластины представлено в виде линий в области	
	центрального луча.	
2	Визуально четкое воспроизведение ^а ножек	
3	Воспроизведение ⁶ межпозвоночных суставов	
4	Воспроизведение ⁶ остистых и поперечных отростков	
5	Визуально четкое воспроизведение коркового вещества и	
	трабекулярных структур	
6	Воспроизведение прилегающих мягких тканей, в частности	
	тени поясничной мышцы	
7	Репродукция крестцово-подвздошных суставов	
a D	<u> </u>	

^а Визуально четкое воспроизведение анатомических деталей, четко определенные детали, ясные.

⁶Воспроизведение деталей анатомических структур видимых, но не обязательно четко определенных деталей.



РИС. 23.2. На рисунке показана средняя доля выполненных критериев изображения, оцененная радиологами для изображений антропоморфного фантома таза в зависимости от заряда трубки, поясничный отдел позвоночника передне-задний, 70 кВ. Планки погрешностей представляют собой ±1 стандартную ошибку среднего.

23.3.3.2. Пример 2: Оптимальное напряжение трубки для обычной урографии

Во втором примере было установлено, что с ростом использования КТ для урографического исследования показания к обычной урографии, когда она еще проводилась, изменились и стали более ориентированы на высококонтрастные детали. Поэтому нельзя было считать. что существующая настройка напряжения трубки (73 кВ) остается оптимальной для используемого плоскопанельного детектора изображения на основе Gd₂O₂S, хотя качество изображения было приемлемым. Поэтому целью работы было оптимизировать напряжение трубки для урографии с учетом новых условий исследования, чтобы получить необходимое качество изображения при меньшей эффективной дозе. В качестве первого шага было проведено фантомное исследование для изучения широкого диапазона напряжений трубки. Изображения антропоморфного фантома таза. содержащего смоделированные контрастно заполненные почки И мочеточники, были получены с помощью системы при напряжении на трубке от 50 до 90 кВ при постоянной эффективной дозе (рис. 23.3). Изображения были проанализированы рентгенологами в ходе визуального исследования (см. главу 4). гле оценивалось воспроизведение смоделированных почечных лоханок, чашечек и мочеточников. Напряжение трубки, обеспечивающее наилучшее качество изображения, составило 55 кВ, поэтому оно было выбрано в качестве клинических условий.

После использования новой настройки в течение некоторого времени

изображения нескольких пациентов, полученные при новой настройке, были отобраны для сравнения с изображениями, полученными ранее при старой настройке 73 кВ. Изображения, полученные при напряжении 55 кВ, подверглись моделируемому снижению дозы, чтобы представить изображения, полученные при 80, 64, 50, 40 и 32 % от исходного уровня дозы. Все изображения были включены в исследование визуальной оценки, где рентгенологи еще раз оценили видимость почечных лоханок, чашечек и мочеточников. Анализ данных оценок представлен на рис. 23.4 и показывает, что для изображений, полученных при напряжении 55 кВ, эффективная доза примерно 85 % привела к такому же качеству изображения, как и для изображений, полученных при напряжении 73 кВ при дозе 100 %. Поэтому было сделано заключение, что низкое напряжение трубки должно использоваться для обычной урографии, направленной на получение высококонтрастных деталей, и что при использовании напряжения трубки 55 кВ вместо 73 кВ эффективная доза может быть снижена примерно на 10-20 % без отрицательного влияния на качество изображения.



РИС. 23.3. Два рентгеновских изображения фантома таза с добавленной контрастно заполненной почкой, полученные при напряжении 50 кВ (слева) и 90 кВ (справа), которые были подвергнуты постобработке для достижения одинакового контраста изображения. Поскольку в цифровой рентгенографической системе (в отличие от пленочной) этап вывода изображения на экран отделен от этапа сбора изображения, зависимость контрастности изображения от напряжения трубки может быть гораздо меньше. Следовательно, выбор оптимального напряжения трубки в цифровой радиографии может отличаться от пленочной радиографии.

Интересно, что в рекомендациях Европейской комиссии для урографии предлагается напряжение на трубке от 75 до 90 кВ (см. табл. 23.2). Это показывает, что рекомендуемые параметры техники для пленочных систем с экраном не являются автоматически действительными для цифровой рентгенографии и что параметры экспозиции нуждаются в пересмотре после изменения диагностических требований.



РИС. 23.4. Показатель качества изображения, AUCVGC, для каждого смоделированного уровня дозы при 55 кВ в исследовании пациента с 73 кВ и 100% дозой в качестве эталона. Столбики ошибок представляют собой стандартную ошибку среднего значения. Показатель AUCVGC можно интерпретировать как долю сравнений, в которых качество изображения для оцениваемой системы (в данном случае изображения 55 кВ при различных уровнях дозы) выше, чем для эталона (единственными альтернативами для каждого сравнения являются более высокое или более низкое качество изображения). Таким образом, AUCVGC, равный 0,5, соответствует одинаковому качеству изображения между оцениваемой системой и эталоном. На рисунке показано, что при напряжении 55 кВ для получения изображения такого же качества, как при напряжении 73 кВ, требуется только 85 % дозы.

23.4. КЛИНИЧЕСКИЙ АУДИТ

23.4.1. Цели

В Директиве Европейской комиссии по медицинскому облучению [23.4] клинический аудит определяется как: «систематическое исследование или обзор медицинских радиологических процедур, направленное на улучшение качества и результатов лечения пациентов путем структурного анализа, при котором радиологическая практика, процедуры и результаты рассматриваются в сравнении с согласованными стандартами надлежащих медицинских радиологических процедур, с изменением практики, если это необходимо, и применением новых стандартов, если это необходимо».

В целом, цели клинического аудита можно разделить следующим образом:

- (i) Повышение качества обслуживания пациентов;
- (ii) Содействие эффективному использованию ресурсов;
- (iii) Совершенствование предоставления и организации клинических услуг;
- (iv)Дальнейшее профессиональное образование и подготовка.

С учетом этих целей клинический аудит является неотъемлемой частью общего процесса улучшения качества и должен рассматриваться как неотъемлемая часть управления качеством и клинического руководства. Клинический аудит - это действительно междисциплинарная, многопрофессиональная деятельность. Он должен проводиться аудиторами, обладающими обширными знаниями и опытом в области радиологической практики, подлежащей аудиту, т.е. они должны быть профессионалами, вовлеченными в клиническую работу в рамках этой практики. Кроме того, общее понимание понятия «аудит» подразумевает, что проверка или оценка проводится аудиторами, которые не зависят от организационной единицы или практики, подлежащей аудиту.

Клинический аудит направлен на постоянное совершенствование медицинской практики. Поэтому его необходимо проводить регулярно и следить за тем, чтобы цикл аудита был завершен. Общий цикл аудита состоит из выбора стандарта надлежащей практики, оценки и сравнения местной практики с принятыми стандартами, осуществления изменений при необходимости и повторного аудита через определенное время. Регулярные повторные аудиты улучшат качество или дадут уверенность в сохранении хорошего качества.

Клинический аудит должен включать в себя как внутренние, так и внешние оценки, которые должны дополнять друг друга. Внутренние аудиты проводятся в рамках конкретного медицинского учреждения сотрудниками того же учреждения, в то время как результаты аудита могут быть подвергнуты внешнему анализу. В небольших медицинских учреждениях внутренние аудиты скорее представляют собой самооценку. Внешние аудиты предполагают привлечение аудиторов, независимых от радиологического отделения/учреждения. Внешние аудиты привносят дополнительные перспективы в процесс аудита, поскольку внутренние аудиторы могут быть не в состоянии выявить все слабые места в своем собственном учреждении. Внешние аудиторы также должны обладать лучшими навыками бенчмаркинга по отношению к оценке.

Клинический аудит должен принести системе здравоохранения множество преимуществ, таких как:

- Предоставление инструмента для улучшения качества;
- Признание качества, передового опыта и устаревшей практики;
- Мотивация персонала к улучшению качества;
- Совершенствование практики и местных стандартов;
- Соблюдение национальных стандартов;
- Избежание судебных разбирательств;

- Улучшение коммуникации внутри учреждения;
- Выявление слабых мест;
- Содействие развитию систем качества.

Таким образом, клинический аудит должен выявлять сильные стороны радиологического отделения, а также области, требующие улучшения, и главным бенефициаром этого, в конечном счете, будет пациент.

Европейская комиссия [23.5] и МАГАТЭ [23.6] опубликовали всеобъемлющее руководство по проведению клинического аудита. Первое обеспечивает общую основу для создания устойчивых национальных систем аудита, а второе дополняет эту основу для диагностической радиологии, представляя очень практические советы по проведению внешних клинических аудитов.

23.4.2. Охват радиологической практики

Клинический аудит должен охватывать весь клинический путь и касаться трех основных элементов радиологической практики:

- (i) Структура: Атрибуты обстановки, в которой осуществляется уход, включая материальные ресурсы (например, помещения, оборудование), человеческие ресурсы (например, численность, класс и квалификация персонала) и организационную структуру.
- (ii) Процесс: Оказание помощи пациенту.
- (iii) Результат: Влияние работы отделения на состояние здоровья пациентов.

Единый клинический аудит может оценивать как весь клинический путь рентгенологического процесса, от направления к врачу до последующего наблюдения (комплексный аудит), так и ограничиваться отдельными критическими его частями (частичный аудит). Он может оценивать те части практики, которые являются общими либо для всех радиологических процедур, либо для определенной специальности (например, для КТ), либо углубляться в отдельные исследования.

Клинические аудиты должны затрагивать критические вопросы радиологической защиты пациента и ключевые компоненты общей системы качества. К ним относятся обоснование и оптимизация (см. разделы 23.2. и 23.3) как важнейшие составляющие процесса.

Аудит конкретной практики проведения обследований, как правило, может включать в себя только несколько отобранных видов обследований за один

аудит. Необходимо оценить все детали процедур, по крайней мере, в тех частях, где может быть достигнут разумный консенсус в отношении надлежащей практики, например:

- Показания;
- Критерии изображения, воспроизведение анатомических структур;
- Положение пациента и параметры визуализации;
- Защитное экранирование.

Перед началом клинического аудита необходимо определить критические области и согласовать цели. Для внутренних аудитов цели устанавливаются руководством проверяемого медицинского подразделения. Для внешних аудитов подробные цели должны быть согласованы между аудиторской организацией и проверяемым подразделением и должны основываться на любых законодательных требованиях к программам аудита, а также на любых рекомендациях национальных координационных организаций или профессиональных и/или научных обществ здравоохранения, если таковые имеются.

На практике этот процесс можно разделить на четыре части:

- (і) Процедуры и инфраструктура управления качеством;
- (іі) Процедуры, связанные с пациентами;
- (ііі) Технические процедуры;
- (iv) Преподавание, обучение и исследования.

Аудит процедур и инфраструктуры управления качеством включает миссию и видение радиологического отделения, его бизнес-план и долгосрочные цели, а также объем работы отделения/ демографические показатели пациентов, организационную структуру отделения, процессы управления персоналом, такие как программы непрерывного профессионального развития, инструкции по рабочей практике и протоколы/процедуры, помещения и оборудование отделения.

Аудит процедур, связанных с пациентами, включает процессы, обеспечивающие уместность обследования (используемые рекомендации по направлению, соображения риска и пользы, противопоказания и т. д.), процессы, обеспечивающие учет соответствующих клинических условий до проведения обследования (расспрос об аллергии, антикоагулянтной терапии, беременности и т. д.), процедуры и средства идентификации пациентов, политику соблюдения конфиденциальности пациентов, а также протоколы и процедуры, касающиеся методов визуализации, клинического ухода,

отчетности о качестве изображений, аварий/инцидентов, хранения изображений и записей и т. д.

Аудит технических процедур включает инфраструктуру обеспечения качества и процедуры обеспечения качества оборудования. Особое внимание уделяется персоналу, инструментарию, управленческой поддержке и документации.

Если в центре проводятся исследования и/или преподавание, необходимо также оценить программы этой деятельности.

23.4.3. Стандарты надлежащей практики

Надлежащая практика - это практика, которую можно рекомендовать, основываясь на самых последних данных, основанных на фактических данных, многолетнем опыте и знаниях, полученных в отношении необходимой структуры, процесса и результата. Они могут быть основаны на:

- Юридические требования;
- Этических принципах;
- Результаты исследований;
- Консенсусные заявления;
- Рекомендации научных обществ;
- Местное соглашение (если нет более универсальной ссылки).

Определение клинического аудита предполагает наличие подходящих письменных критериев надлежащей практики для проведения оценок. Руководство, опубликованное МАГАТЭ [23.6], содержит основные критерии, а также ссылки на другие публикации, которые могут быть использованы в качестве основы для создания расширенных критериев. Важную роль в разработке таких стандартов могут сыграть международные медицинские/научные/профессиональные общества.

23.4.4. Взаимосвязь с другими видами оценки качества и регуляторного контроля

При проведении внешнего клинического аудита важно понимать, что это понятие отличается от других видов деятельности по внешней оценке качества, таких как аудит качества для сертификации системы качества или аудит для аккредитации или регуляторного контроля. Поэтому, определяя цели и задачи внешнего клинического аудита, важно убедиться, что они будут дополнять, а не дублировать цели и задачи других видов деятельности. Взаимосвязь клинического аудита с другими видами оценки качества и регуляторного контроля подробно рассматривается в руководстве Европейской комиссии [23.5].

23.4.5. Методы и практическая организация

Частичный аудит может проводиться внешне путем сбора регистрируемых или измеряемых данных по почте или через Интернет с централизованной оценкой этих данных.

Для проведения комплексного аудита необходимо посещение объекта, которое должно включать в себя ряд интервью, наблюдений, изучение документов и данных, измерения, сбор образцов данных и анализ. В связи с междисциплинарным характером аудита обычно требуется команда аудиторов, состоящая из различных специалистов (радиолог, медицинский физик, рентгенолог и т. д.) в зависимости от объема аудита. Помимо базовой клинической компетенции, аудиторы должны пройти специальную подготовку по общей процедуре и методам аудита, а также по согласованной программе аудита и критериям надлежащей практики, которые должны применяться.

После того как клинический аудит завершен и отчет аудитора с рекомендациями доступен всем сотрудникам, подразделение должно отреагировать на рекомендации с согласованным графиком улучшения ситуации. Это важно не только для получения максимальной пользы от аудита, но и для сохранения уважения и мотивации персонала при последующих повторных аудитах.

23.4.6. Роль медицинского физика

В сотрудничестве с другими специалистами медицинский физик играет важную роль в планировании, подготовке и проведении клинических аудитов радиологической практики. Экспертиза в области медицинской физики неизбежно требуется для оценки адекватности и качества оборудования, оценки дозы облучения пациента и качества физического изображения, а также для разработки и осуществления программ обеспечения качества и контроля качества оборудования. Медицинские физики часто играют ключевую роль в организации и обеспечении радиационной безопасности пациентов и персонала, что является одной из основных областей клинического аудита радиологической практики.

Когда аудит включает в себя конкретные измерения или тесты, физик

обычно берет на себя их проведение. Кроме того, физики обычно хорошо умеют пользоваться различными математическими и статистическими инструментами, которые могут быть очень полезны при организации и анализе данных аудита. По всем этим причинам в состав аудиторской группы должен входить медицинский физик.

ссылки

- [23.1] THE ROYAL COLLEGE OF RADIOLOGISTS, Referral Guidelines: Making the Best Use of Clinical Radiology Services, 6th edn, MBUR6, Royal College of Radiologists, London (2007), http://www.rcr.ac.uk/content.aspx?PageID=995 (accessed on 23 August 2012).
- [23.2] EUROPEAN COMMISSION DIRECTORATE-GENERAL FOR THE ENVIRONMENT, Referral Guidelines for Imaging, Radiation Protection No. 118, EC, Luxembourg (2000), http://ec.europa.eu/energy/nuclear/radioprotection/publication/doc/118_en.pdf (accessed on 23 August 2012).
- [23.3] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY, Appropriateness Criteria (2013), http://www.acr.org/Quality-Safety/Appropriateness-Criteria
- [23.4] EUROPEAN COMMISSION, Council Directive 97/43/Euratom of 30th June 1997 on health protection of individuals against the dangers of ionizing Radiation in relation to medical exposure, and repealing Directive 84/466 Euratom, Off. J. Eur. Comm. Rep. L. 180 (1997) 22–27.
- [23.5] EUROPEAN COMMISSION, European Commission Guideline on Clinical Audit for Medical Radiological Practices (Diagnostic Radiology, Nuclear Medicine and Radiotherapy), Radiation Protection No. 159, EC, Luxembourg (2009), http:// ec.europa.eu/energy/nuclear/radiation_protection/publications_en.htm (accessed on 23 August 2012).
- [23.6] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Comprehensive Clinical Audits of Diagnostic Radiology Practices: A Tool for Quality Improvement — Quality Assurance Audit for Diagnostic Radiology Improvement and Learning (QUAADRIL), IAEA Human Health Series No. 4, IAEA, Vienna (2010).

БИБЛИОГРАФИЯ

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, EUR 16260 EN, EC, Luxembourg (1996).

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, EUR 16261 EN, EC, Luxembourg (1996).

EUROPEAN COMMISSION, European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, EUR 16262 EN, EC, Luxembourg (1996).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.5, IAEA, Vienna (2002).

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice, Technical Reports Series No. 457, IAEA, Vienna (2007).

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Managing Patient Dose in Digital Radiography, ICRP Publication 93, Elsevier (2004) 1–75.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Assessing Dose of the Representative Person for the Purpose of Radiation Protection of the Public and the Optimisation of Radiological Protection: Broadening the Process, ICRP Publication 101, Elsevier (2006) 1–114.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Elsevier (2008) 1–332.

Глава 24

РАДИАЦИОННАЯ ЗАЩИТА

Д. СаттонБольница Найнуэллс,Данди, Великобритания

Л.Т. КОЛЛИНС Больница Вестмид, Сидней, Австралия

Дж. ЛЕ ГЕРОН Международное агентство по атомной энергии

24.1. ВВЕДЕНИЕ

Глава 21, описывающая основы радиационной биологии и радиационные эффекты, демонстрирует необходимость создания системы радиационной защиты, позволяющей реализовать многие полезные виды использования радиации, обеспечивая при этом предотвращение или минимизацию пагубных радиационных эффектов. Этого можно достичь с помощью двух задач: предотвратить возникновение детерминированных эффектов и ограничить вероятность стохастических эффектов до уровня, который считается приемлемым.

В радиологическом учреждении необходимо учитывать интересы пациента, персонала, участвующего в выполнении радиологических процедур, представителей общественности и других сотрудников, которые могут находиться в радиологическом учреждении, лиц, ухаживающих и успокаивающих пациентов, проходящих процедуры, а также лиц, которые могут проходить радиологические процедуры в рамках проекта биомедицинских исследований.

В этой главе рассматривается, как вышеуказанные цели достигаются с помощью системы радиационной защиты и как такая система должна применяться на практике в радиологическом учреждении.

24.2. СИСТЕМА РАДИОЛОГИЧЕСКОЙ ЗАЩИТЫ МКРЗ

Средства достижения вышеуказанных целей радиационной защиты развились до такой степени, что существует консенсус в отношении системы радиологической защиты под эгидой Международной комиссии по радиологической защите (МКРЗ). Подробные формулировки системы и ее принципов можно найти в публикациях МКРЗ, и их невозможно легко перефразировать, не потеряв их сути. Тем не менее, в данном разделе И упрощенное, приводится краткое, хотя изложение, особенно применительно к диагностической радиологии и интервенционным процедурам с наведением изображения.

24.2.1. Ситуации, типы и категории облучения

Существует множество терминов, связанных с системой МКРЗ, и некоторые из них представлены ниже. В публикации 103 [24.1] МКРЗ делит все возможные ситуации, в которых может произойти радиологическое облучение, на три типа: (i) ситуации запланированного облучения, (ii) ситуации аварийного облучения и (iii) ситуации существующего облучения. К счастью, нам нужно беспокоиться только о первой из них. Использование излучения в радиологии является запланированной ситуацией облучения и должно находиться под контролем регулирующих органов, которые должны получить соответствующее разрешение до начала работы. Следует отметить, что ранее МКРЗ использовала термин «практика» для описания запланированной ситуации облучения, такой как работа радиологической установки.

При ежедневной эксплуатации радиологической установки будут иметь место некоторые радиационные облучения с разумно предсказуемыми величинами, которые называются нормальными облучениями. Кроме того, непреднамеренное облучение или несчастные случаи могут привести к так называемому потенциальному облучению. Эти потенциальные облучения остаются частью запланированной ситуации облучения, поскольку их возможное возникновение учитывается при выдаче разрешения.

МКРЗ [24.1] подразделяет облучение (как обычное, так и потенциальное) людей на три категории: профессиональное облучение, облучение населения и медицинское облучение. В радиологическом учреждении необходимо учитывать все три категории облучения. Медицинское облучение делится на три составляющие: (i) облучение пациентов, (ii) облучение в ходе биомедицинских исследований и (iii) облучение лиц, осуществляющих уход за больными, и персонала, все из которых имеют отношение к данной главе. Отдельный человек может подвергаться одной или нескольким из этих категорий облучения, но для целей радиационной защиты каждая из них рассматривается отдельно.

24.2.1.1. Профессиональное облучение

Профессиональное облучение определяется МКРЗ как включающее все радиационные облучения, которым подвергаются работники в результате своей работы в ситуациях, которые могут обоснованно рассматриваться как находящиеся в сфере ответственности руководства компании-работодателя или эксплуатирующей организации.

24.2.1.2. Облучение населения

Облучение населения включает все виды облучения, кроме профессионального или медицинского, и охватывает широкий спектр источников, среди которых природные источники являются самыми крупными. Облучение эмбриона и плода беременных работниц считается общественным облучением.

Облучение населения в радиологическом учреждении включает облучение людей, которые могут оказаться рядом или внутри учреждения и потенциально подвергнуться воздействию радиации, проникающей через стены рентгеновского кабинета.

24.2.1.3. Медицинское облучение

Медицинское облучение — это преднамеренное облучение в диагностических или терапевтических целях для пациента. Как уже говорилось, медицинское облучение делится на три составляющие: (i) воздействие на пациента, (ii) воздействие в ходе биомедицинских исследований и (iii) воздействие на лиц, ухаживающих за пациентом и оказывающих ему помощь. Все три составляющие рассматриваются ниже.

Медицинское облучение является очень значительным источником облучения, и его масштабы растут. В развитых странах за период с 2000 [24.2] по 2008 [24.3] годы, согласно докладам Научного комитета ООН по действию атомной радиации (НКДАР ООН), этот показатель увеличился на 58 %. Среди диагностических облучений наибольший вклад внесла компьютерная томография (КТ), на которую пришлось 7,9% обследований, но 47% дозы. Для всего населения мира годовая эффективная доза на человека от медицинских источников составляет 0,62 мЗв по сравнению с 2,4 мЗв от природных источников.

Такой быстрый рост подчеркивает необходимость эффективного применения принципов обоснования и оптимизации радиационной защиты.

24.2.2. Основные принципы радиационной защиты

Система МКРЗ включает три основополагающих принципа радиационной защиты, а именно:

- (i) Принцип обоснованности: Любое решение, изменяющее ситуацию с радиационным воздействием, должно приносить больше пользы, чем вреда.
- (ii) Принцип оптимизации защиты: Вероятность облучения, число людей, подвергающихся облучению, и величина их индивидуальных доз должны быть настолько низкими, насколько это разумно достижимо, с учетом экономических и общественных факторов.
- (iii) Принцип ограничения доз: Суммарная доза, получаемая любым человеком от регулируемых источников в планируемых ситуациях облучения, кроме медицинского облучения пациентов, не должна превышать соответствующих пределов, рекомендованных МКРЗ (см. таблицу 24.1).

В радиологическом учреждении профессиональное и общественное облучение подпадает под действие всех трех принципов, в то время как медицинское облучение подпадает только под действие первых двух. Более подробная информация о применении системы МКРЗ по радиологической защите применительно к радиологическим установкам приводится в оставшейся части этой главы.

Тип предела	Профессиональный (мЗв)	Общий (мЗв)	
Эффективная	20 мЗв в год в средне за	1 мЗв в год ^в	
доза	последние 5 лет ⁶		
Годовая эквивалентная доза			
Хрусталик глаза	20	15	
Кожа ^{г,д}	500	50	
Руки и ноги	500	неопределено	

ТАБЛИЦА 23.3. РЕКОМЕНДУЕМЫЕ ПРЕДЕЛЫ ДОЗ В СИТУАЦИЯХ ПЛАНОВОГО ОБЛУЧЕНИЯ^а

^а Пределы эффективной дозы определяются как сумма соответствующих эффективных доз от внешнего облучения за указанный период времени и ожидаемой эффективной дозы от поступления радионуклидов за тот же период. Для взрослых ожидаемая эффективная доза рассчитывается на 50-летний период после поступления, тогда как для детей она рассчитывается на период до достижения возраста 70 лет

- ⁶ С учетом дальнейшего положения о том, что эффективная доза не должна превышать 50 мг в течение любого отдельного года, дополнительные ограничения применяются к профессиональному воздействию на беременных женщин
- ^в В особых случаях может быть разрешено более высокое значение эффективной дозы в течение одного года при условии, что среднее значение за 5 лет не превысит 1 в год
- ^г Ограничение эффективной дозы обеспечивает достаточную защиту кожи от стохастических эффектов
- ^д В среднем на площади 1 см² кожи независимо от площади воздействия

24.3. ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ РАДИАЦИОННОЙ ЗАЩИТЫ В РАДИОЛОГИЧЕСКОМ УЧРЕЖДЕНИИ

24.3.1. Введение

Серия норм безопасности МАГАТЭ № GSR, часть 3, Радиационная защита и безопасность источников излучения: Международные основные нормы безопасности (МОНБ), была опубликована в 2011 году [24.4]. Цель стандарта - установить основные требования к защите от воздействия ионизирующего излучения и к безопасности источников излучения, которые могут обеспечить такое воздействие. Требования ОНБ лежат в основе осуществления радиационной защиты в радиологическом учреждении и дополняются соответствующими руководствами и отчетами МАГАТЭ по безопасности. В частности, конкретные указания по применению норм диагностической радиационной безопасности в радиологии И интервенционных процедурах с использованием рентгеновского излучения можно найти в [24.5]. [24.5]. Все публикации МАГАТЭ можно загрузить с веб-сайта МАГАТЭ.

МКРЗ рассмотрела рекомендации по радиологической защите и безопасности в медицине, в частности, в публикации 73 [24.6], и подтвердила их в публикациях 103 [24.1] и 105 [24.7]. Дополнительные публикации МКРЗ по конкретным аспектам радиационной защиты в радиологии приведены в библиографии.

24.3.2. Обязанности

Осуществление радиационной защиты в больнице или медицинском учреждении должно вписываться в системы осуществления медицинской практики в данном учреждении и дополнять их. Радиационная защита не должна рассматриваться как нечто навязанное извне и отделенное от реальной деятельности по оказанию медицинских услуг и уходу за пациентами. Для достижения высокого уровня радиационной защиты очень важно сформировать у каждого человека отношение к безопасности, чтобы защита и предотвращение аварий рассматривались как естественная часть повседневных обязанностей. Эта цель достигается, прежде всего, путем обучения и подготовки, поощрения отношения к вопросам и поискам, а также путем поощрения позитивного и совместного отношения со стороны национальных властей и работодателя в поддержке радиационной защиты с помощью достаточных ресурсов, как в плане персонала, так и в плане финансового вознаграждения. Чувство ответственности может быть достигнуто только в том случае, если люди, вовлеченные в работу, считают правила и нормы необходимыми и рассматривают их как поддержку, а не помеху в своей повседневной работе. Каждый человек должен знать о своих обязанностях благодаря официальному распределению обязанностей.

Для достижения эффективного результата в области радиационной защиты усилия различных категорий персонала, занятого медицинским использованием ионизирующего излучения, должны быть скоординированы и интегрированы, предпочтительно путем поощрения командной работы, когда каждый человек хорошо знает свои обязанности и ответственность.

24.3.3. Обязанности лицензиата и работодателя

Лицензиат радиологического объекта, на основании разрешения, выданного органом по регулированию радиационной защиты, несет основную ответственность за применение соответствующих национальных норм и выполнение условий лицензии. Лицензиат несет ответственность за разработку И реализацию технических И организационных мер, необходимых для обеспечения радиационной защиты и безопасности. Лицензиат может назначить других лиц для выполнения действий и задач, связанных с этими обязанностями, но общая ответственность остается за ним. В частности, врач-радиолог, медицинский физик, медицинский радиационный технолог и сотрудник по радиационной защите играют ключевую роль и несут ответственность за обеспечение радиационной защиты в радиологическом учреждении, и ниже они будут рассмотрены более подробно.

Для получения подробной информации обо всех требованиях к радиационной защите, предъявляемых к лицензиатам, необходимо обратиться к УБК. Работодатель, который часто может не являться лицензиатом, несет совместные с лицензиатом обязанности по обеспечению радиационной защиты на рабочем месте. Что касается медицинского облучения, то основные обязанности лицензиата включают обеспечение того, чтобы:

- (а) Наличие необходимого персонала (врачей-радиологов, медицинских физиков и технологов медицинской радиации) и наличие у них необходимого образования, подготовки и компетентности для выполнения возложенных на них функций и выполнения соответствующих обязанностей.
- (б) Ни один человек не получает медицинского облучения, если не было соответствующего направления, подтверждающего его обоснованность и оптимизацию радиационной защиты.
- (в) Принимаются все практически возможные меры для сведения к минимуму вероятности непреднамеренного или случайного медицинского облучения и оперативного расследования любого такого облучения с принятием соответствующих корректирующих мер.

Что касается профессионального облучения, то основные обязанности работодателя и лицензиата включают обеспечение того, чтобы:

- (a) Оптимизация радиационной защиты и безопасности труда и недопущение превышения дозовых пределов для профессионального облучения.
- (б) Была разработана и поддерживалась программа радиационной защиты, включая местные правила и обеспечение средствами индивидуальной защиты.
- (в) Имеются меры по оценке профессионального облучения с помощью программы мониторинга персонала.
- (г) Предоставляется адекватная информация, инструкции и обучение по радиационной защите и безопасности.

Лицензиат также несет ответственность за радиационную защиту населения, которая включает в себя обеспечение того, чтобы:

- (а) Наличие ограничений для предотвращения несанкционированного доступа к функционирующим рентгеновским кабинетам.
- (б) Проводится мониторинг территории для обеспечения соответствия нормам облучения населения и ведутся соответствующие записи.

24.3.4. Обязанности других сторон

Врач-радиолог: Ответственность за общее медицинское обслуживание и уход за здоровьем пациента лежит на отдельном лечащем враче. Однако, когда пациент находится в радиологическом учреждении, врач-радиолог несет особую ответственность за общую радиологическую защиту пациента. Это означает принятие на себя ответственности за обоснование данной радиологической процедуры для пациента совместно с направляющим врачом, а также ответственность за обеспечение оптимизации защиты при проведении исследования.

Медицинский физик: Медицинский физик предоставляет экспертные знания в области радиационной защиты пациента. Медицинский физик в диагностической радиологии отвечает за оптимизацию радиационной защиты при медицинском облучении, включая калибровку оборудования для визуализации, а также за качество изображения и оценку дозы облучения пациента, физические аспекты программы обеспечения качества, включая приемку и ввод в эксплуатацию медицинского радиологического оборудования. Медицинский физик также, вероятно, будет отвечать за проведение обучения по радиационной защите для медицинского и здравоохранительного персонала. Кроме того, медицинский физик может выполнять функции сотрудника по радиационной защите, в обязанности которого входит, прежде всего, обеспечение радиационной защиты персонала и населения (см. ниже).

Медицинский радиационный технолог: Медицинский радиационный технолог играет ключевую роль, и его мастерство и внимательность в выборе методик и параметров в значительной степени определяют практическую реализацию оптимизации облучения конкретного пациента во многих модальностях.

Сотрудник по радиационной защите: Ответственный за радиационную защиту в радиологическом учреждении отвечает за контроль и реализацию вопросов радиационной защиты в учреждении, но при этом отмечает (как указано выше), что специализированные обязанности по радиационной защите пациентов возложены на медицинского физика. Разумеется, ответственный за радиационную защиту может быть и медицинским физиком. Обязанности ответственного за радиационную защиту включают: обеспечение соблюдения всех соответствующих правил и условий лицензии; помощь в подготовке и поддержании процедур радиационной безопасности (местных правил); помощь в разработке экранирования установки; организацию соответствующих процедур контроля (индивидуального и на рабочем месте); контроль за обучением и подготовкой персонала в области радиационной защиты.

Весь персонал: несмотря на вышеуказанные обязанности, все лица, работающие с радиацией, несут ответственность за радиационную защиту и безопасность; они должны следовать применимым правилам и процедурам, использовать имеющиеся средства защиты и одежду, сотрудничать с контролем персонала, воздерживаться от преднамеренных действий, которые могут привести к небезопасной практике, и проходить обучение, как предусмотрено.

24.3.5. Программа радиационной защиты

BSS требуют от лицензиата (и, в случае необходимости, от работодателя) разработки, внедрения и документирования программы защиты и безопасности, соразмерной характеру и степени рисков, связанных с практикой, для обеспечения соответствия стандартам радиационной защиты. Такую программу часто называют программой радиационной защиты, и она должна быть у каждого радиологического учреждения.

Программа радиационной защиты для радиологического учреждения является довольно сложной, поскольку она должна охватывать все соответствующие аспекты защиты работников, пациентов и широкой общественности. Более подробная информация о программах радиационной защиты приведена в [24.5].

Для того чтобы программа радиационной защиты была эффективной, лицензиат должен обеспечить ее реализацию, включая ресурсы, необходимые для выполнения программы, и меры по содействию сотрудничеству между всеми соответствующими сторонами. Часто в радиологических учреждениях создается комитет по радиационной защите или аналогичный орган, который помогает контролировать соблюдение программы радиационной защиты.

24.3.6. Образование и обучение

Обучение и подготовка по радиационной защите лежат в основе многих практических действий по радиационной защите. Такое обучение и подготовка должны проводиться до того, как люди приступят к выполнению своих обязанностей в радиологическом центре, с последующим повышением квалификации через регулярные промежутки времени. Радиологи, медицинские радиационные технологи и медицинские физики обычно получают такое образование и подготовку по радиационной защите в рамках своей профессиональной подготовки. Однако есть и другие медицинские специалисты, которые берут на себя роль врача-радиолога, например, интервенционные кардиологи, хирурги-ортопеды и т.д. Эти люди также должны иметь соответствующее образование и подготовку по радиационной защите, и это, как правило, должно быть организовано вне рамок их профессиональной подготовки. Часто это поручают медицинскому физику, работающему в радиологическом центре. Во всех случаях обучение должно включать практические занятия. Медсестры также могут участвовать в радиологических процедурах, поэтому ИМ необходимо пройти соответствующее обучение и подготовку по радиационной защите. Подробные сведения о соответствующих уровнях подготовки приведены в [24.5].

24.4. МЕДИЦИНСКИЕ ВОЗДЕЙСТВИЯ

24.4.1. Введение

ОНБ, применимы Подробные требования, приведенные в к медицинскому облучению в радиологическом учреждении. Кроме того, в Руководстве МАГАТЭ по безопасности радиологической защиты при медицинском облучении ионизирующим излучением [24.8] описаны стратегии привлечения организаций, не входящих в нормативную базу, таких как профессиональные организации (например, радиологи, кардиологи, медицинские физики, радиографы), сотрудничество с которыми необходимо для обеспечения соблюдения требований ОНБ в отношении медицинского облучения. Примеры, которые могут проиллюстрировать этот момент, включают процессы приемочных испытаний радиационного оборудования и протоколы обеспечения качества и сообщения о случайном медицинском облучении. Дополнительные конкретные рекомендации приведены в ссылке [24.5]. В этом разделе приводится краткое изложение наиболее актуальных вопросов для диагностической радиологии и интервенционных процедур с наведением изображения.

Как говорилось выше, пределы дозы не применяются к пациентам, подвергающимся медицинскому облучению. Причина различий в отношении к медицинскому и профессиональному или общественному облучению заключается в том, что медицинское облучение связано как с пользой, так и с вредом, в то время как для других видов облучения существует только вред. Однако, как указано в разделе 24.2, существует класс медицинского облучения, связанный с облучением добровольцев в рамках программ биомедицинских исследований, а также класс облучения сиделок и утешителей. К этим группам необходимо применять некоторые ограничения, поскольку они не получают прямой медицинской пользы от облучения. (Концепция ограничения дозы, связанной с источником, была впервые введена в публикации 60 МКРЗ [24.9] и означает дозу, которая не должна быть превышена от одного конкретного источника и ниже которой должна происходить оптимизация защиты).

Несмотря на это исключение, философская основа управления медицинским облучением отличается от таковой для профессионального или общественного облучения и в диагностической радиологии направлена на предотвращение ненужного облучения путем применения принципов обоснования и оптимизации (более подробно см. главу 23).

Калибровка и клиническая дозиметрия - два вида деятельности, которые способствуют реализации оптимизации. Лицензиат радиологического учреждения должен обеспечить, чтобы медицинский физик калибровал все источники, используемые для медицинского облучения, с помощью дозиметров, калибровка которых прослеживается в стандартной дозиметрической лаборатории. Кроме того, медицинский физик должен провести и задокументировать оценку типичных доз облучения пациентов для процедур, выполняемых в данном учреждении.

Как упоминалось ранее, пределы дозы не применяются к медицинскому облучению. Однако очень важным инструментом в процессе оптимизации является использование диагностических контрольных уровней (DRLs), которые рассматриваются в следующем разделе.

24.4.2. DRL

DRL — это уровни доз для типичных обследований групп пациентов стандартного размера или стандартных фантомов и для широко определенных типов оборудования (см. раздел 22.6). Они не являются ограничением для доз облучения отдельных пациентов, но дают представление о том, где проходит нечеткая граница между хорошей или нормальной практикой и плохой или ненормальной. DRL обычно устанавливаются с использованием порогового значения в распределении доз облучения пациентов или связанных с ними величин. При применении на национальном или международном уровне это часто 75-й процентиль наблюдаемого распределения доз (или показателя дозы, например времени флюороскопического обследования) на пациентах или фантомах для конкретного исследования. 75-й процентиль ни в коем случае не является «застывшим камнем», например, некоторые авторы предполагают, что референтные уровни, установленные на местном уровне, могут быть определены как среднее значение локально измеренного распределения доз. Эталонные уровни, установленные с использованием распределения доз, неявно признают, что все элементы в распределении возникают в результате облучения, которое дает качество изображения, позволяющее поставить правильный диагноз.

В радиологическом учреждении DRL используется как инструмент, помогающий проводить аудит доз и служащий толчком для проведения исследований. В учреждении проводятся периодические оценки типичных доз облучения пациентов (или соответствующих суррогатов) для распространенных процедур и их сравнение с DRL. Анализ проводится для определения того, является ли оптимизация защиты пациентов адекватной или требуются корректирующие действия, если типичная средняя доза для данной радиологической процедуры

- (a) постоянно превышает соответствующее DRL; или
- (б) существенно ниже соответствующего DRL, а облучение либо не дает полезной диагностической информации, либо не приносит ожидаемой медицинской пользы пациентам.

Если местный обзор доз показывает, что дозы в среднем не превышают DRL, установленный на национальном или международном уровне, это не означает, что данная конкретная радиологическая процедура была оптимизирована; это лишь означает, что данная практика находится по одну сторону от разрыва. Вполне возможно, что существуют возможности для улучшения ситуации, и, установив свои собственные DRL на основе местных или региональных данных, радиологические учреждения смогут адаптировать местную практику и оптимизировать облучение более эффективно. Подробные сведения об операционных аспектах использования DRL приведены в главе 22.

24.4.3. Обеспечение качества медицинского облучения

BSS требуют, чтобы лицензиат радиологического учреждения имел комплексную программу обеспечения качества медицинского облучения. В этой программе должны принимать активное участие медицинские физики, радиологи и рентгенологи, а также должны учитываться принципы, установленные международными организациями, такими как Всемирная Панамериканская организация здравоохранения И организация здравоохранения, И соответствующими профессиональными организациями. Более подробная информация об управлении качеством представлена в главе 19.
24.4.4. Обследование беременных женщин

Как указано в главе 20, различные виды биологического воздействия связаны с облучением нерожденного ребенка. Поэтому особое внимание следует уделять беременным женщинам.

В качестве основного правила рекомендуется избегать проведения рентгенологических процедур женщинам, которые могут быть беременны, если нет убедительных клинических показаний к обратному. В зоне ожидания, кабинах и других соответствующих местах должны быть таблички с просьбой уведомить персонал, если женщина беременна или думает, что беременна. Кроме того, при проведении радиологических процедур, которые могут привести к значительному облучению эмбриона или плода, должны быть предусмотрены системы, позволяющие определить состояние беременности. Обоснование радиологической процедуры должно включать в себя рассмотрение вопроса о беременности пациентки. Если после консультаций между направляющим врачом и радиологом невозможно ни заменить исследование более низкой дозой или нерадиационным облучением, ни отложить его, то исследование должно быть проведено. Но даже в этом случае в процессе оптимизации защиты необходимо учитывать и защиту эмбриона/плода.

Дозы облучения плода при радиологических процедурах варьируются в широких пределах, но они явно выше, если исследование включает область таза. Например, рутинное диагностическое КТ-исследование тазовой области с введением контраста и без него может привести к поглощенной дозе для плода около 50 мГр. Использование низкодозного протокола КТ и уменьшение площади сканирования до минимума снизит дозу облучения плода.

Если есть подозрение, что доза облучения плода велика (например, >10 мГр), она должна быть тщательно определена медицинским физиком, а беременная женщина должна быть проинформирована о возможных рисках. Та же процедура должна применяться в случае непреднамеренного облучения, которое может быть получено женщиной, которая, как выяснилось позже, была беременна в момент облучения, и/или в чрезвычайных ситуациях.

Облучение беременной пациентки в то время, когда о ее беременности не было известно, часто вызывает у нее опасения по поводу возможного воздействия на плод. Несмотря на то, что поглощенные дозы облучения плода обычно невелики, такое беспокойство может привести к обсуждению вопроса о прерывании беременности из-за радиационного риска. Однако обычно считается, что при дозе облучения плода менее 100 мГр, как и при большинстве диагностических процедур, прерывание беременности не оправдано с точки зрения радиационного риска (см. раздел 20.14 и ссылки [24.10, 24.11]).

24.4.5. Обследование детей

Особое внимание необходимо уделить процессу оптимизации медицинского облучения детей, особенно в случае КТ. Протокол КТ должен быть оптимизирован путем снижения мАс и кВ без ухудшения диагностического качества изображений. Также следует тщательно выбирать ширину и шаг срезов, а также область сканирования. Важно, чтобы использовались индивидуальные протоколы в зависимости от размера ребенка, разработанные медицинским физиком и ответственным специалистом.

24.4.6. Помощь в уходе, поддержке или комфорте пациентов

Некоторые пациенты, такие как дети, пожилые или немощные, могут испытывать трудности во время радиологической процедуры. Иногда люди сознательно и добровольно (не по своей работе или профессии) могут предложить помощь в уходе, поддержке или утешении таких пациентов. В таких обстоятельствах доза облучения этих лиц (за исключением детей и младенцев) должна быть ограничена таким образом, чтобы она вряд ли превысила 5 мЗв в период диагностического обследования пациента.

24.4.7. Биомедицинские исследования

Диагностические радиологические процедуры могут быть частью проекта биомедицинских исследований, как правило, в качестве средства количественной оценки изменений данного исследуемого параметра или оценки эффективности исследуемого лечения. Облучение в рамках биомедицинских исследований рассматривается как медицинское облучение и поэтому не подлежит ограничению дозы. BSS требует использования дозовых ограничений, в каждом конкретном случае, в процессе применения оптимизации к облучению, возникающему в ходе биомедицинских исследований. Как правило, комитет по этике указывает такие дозовые ограничения при выдаче разрешения.

24.4.8. Непреднамеренное и случайное медицинское облучение

В любом радиологическом учреждении всегда существует вероятность непреднамеренного или случайного медицинского облучения. К ним относится любая диагностическая или направленная на изображение интервенционная процедура, в ходе которой облучается не тот человек или не та ткань пациента, любое облучение в диагностических целях или в результате направленной на изображение интервенционной процедуры, значительно превышающее запланированное, любое непреднамеренное облучение эмбриона или плода в ходе выполнения радиологической процедуры, или любой сбой оборудования, программного обеспечения или другой системы, авария, ошибка или казус, способные вызвать облучение пациента, значительно отличающееся от запланированного.

Если произошло непреднамеренное или случайное медицинское облучение, лицензиат обязан определить дозы облучения пациентов, определить любые корректирующие действия, необходимые для предотвращения повторения, и реализовать корректирующие меры. Возможно, потребуется сообщить об этом событии в регулирующий орган.

24.5. ПРОФЕССИОНАЛЬНОЕ ОБЛУЧЕНИЕ

Подробные требования к защите от профессионального облучения приведены в BSS, а рекомендации по выполнению этих требований - в ссылках [24.12, 24.13]. Оба эти стандарта безопасности МАГАТЭ применимы к радиологическому учреждению, и, кроме того, в документе [24.5] приведены дополнительные конкретные требования. [24.5] содержатся дополнительные конкретные рекомендации. В этом разделе приводится краткое изложение наиболее актуальных вопросов для радиологической установки.

24.5.1. Контроль профессионального облучения

Контроль профессионального облучения должен осуществляться как инженерными, так и процедурными методами. Примерами инженерных методов контроля являются экранирование помещения, определенное до установки оборудования, а процедурные методы контроля включают создание контролируемых зон и использование местных правил.

Работодатель и лицензиат несут совместную ответственность за обеспечение ограничения и оптимизации профессионального облучения всех работников, а также за предоставление подходящих и адекватных средств, оборудования и услуг для защиты. Это означает, что соответствующие защитные устройства и контрольное оборудование должны быть предоставлены и использоваться надлежащим образом, и, следовательно, персонал должен пройти соответствующее обучение. В свою очередь, сам персонал обязан наилучшим образом использовать оборудование и процедурные средства контроля, установленные работодателем или лицензиатом.

Как правило, контролируемые зоны должны создаваться в любой области, где по результатам оценки опасности определено, что требуются меры по контролю воздействия при нормальных условиях работы или по ограничению воздействия потенциального облучения. Назначение контролируемых зон будет зависеть от величины фактического и потенциального облучения.

На практике все рентгеновские кабинеты должны быть определены как контролируемые, в то время как размер контролируемой зоны, созданной для целей мобильной радиографии, будет предметом оценки опасности. На входе в контролируемые зоны должны быть вывешены предупреждающие знаки, и, по возможности, вход в зону должен контролироваться через физический барьер, например дверь, хотя в случае мобильной радиографии это может оказаться невозможным. Для всех контролируемых зон должны быть разработаны местные правила. Правила должны определять порядок доступа, а также содержать основные рабочие инструкции для обеспечения безопасного выполнения работ, включая инструкции по использованию индивидуальных дозиметров. Местные правила также должны содержать инструкции о том, что делать в случае непреднамеренного и случайного облучения. В этом контексте местные правила должны также определять дозу облучения, при превышении которой начинается расследование (уровень расследования).

24.5.2. Оперативные величины, используемые при мониторинге территории и персональном мониторинге

Для того чтобы программа мониторинга была простой и эффективной, индивидуальные дозиметры и опросные приборы должны быть откалиброваны с использованием величины, приближенной к эффективной или эквивалентной дозе (см. раздел 22.3). Эффективная доза представляет собой равномерную дозу облучения всего тела, которая приведет к такому же радиационному риску, как и неравномерная эквивалентная доза, которая для рентгеновских лучей численно эквивалентна поглощенной дозе. По крайней мере, в концептуальном плане она напрямую связана со стохастическим радиационным риском и обеспечивает легко понимаемую связь между дозой излучения и вредом, связанным с этой дозой. Однако это абстрактная величина, которую трудно оценить и невозможно измерить напрямую. Необходимость в легко измеряемых величинах, которые можно связать с эффективной дозой и эквивалентной дозой, привела к разработке оперативных величин для оценки внешнего облучения. Определенные Международной комиссией по радиационным единицам и измерениям, операционные величины обеспечивают оценку эффективной или эквивалентной дозы, которая позволяет избежать как недооценки, так и чрезмерного завышения в большинстве радиационных полей, встречающихся на практике.

Эксплуатационные величины определены для практических измерений как при мониторинге территории, так и при индивидуальном мониторинге. В радиационной защите излучение часто характеризуется как слабо- или сильнопроникающее, в зависимости от того, какой эквивалент дозы ближе к предельному значению. На практике термин «слабопроникающее» излучение обычно применяется к фотонам с энергией ниже 15 кэВ и к β-излучению.

Для используются излучения мониторинга внешнего лве операционные величины: эквивалент дозы окружающей среды и эквивалент направленной дозы. Единицей измерения обеих величин является зиверт (Зв). Для целей мониторинга территории определяются эквивалент дозы окружающей среды H * (d) и эквивалент направленной дозы $H'(d, \Omega)$. Они соотносят поле внешнего излучения с эквивалентом эффективной дозы в сферическом фантоме Международной комиссии по радиационным единицам и измерениям на глубине d, на радиусе в определенном направлении Ω . Для сильно проникающего излучения используется глубина d, равная 10 мм; эквивалент дозы окружающей среды равен H * (10), а эквивалент направленной дозы - Н'(10, Ω). Для слабого проникающего излучения можно использовать эквиваленты дозы окружающей среды и направленной дозы в коже при d = 0.07 мм, но они вряд ли встретятся в радиологической среде.

Рабочей величиной, используемой для индивидуального мониторинга, является эквивалент персональной дозы $H_p(d)$, измеренный на глубине d в миллиметрах мягких тканей. Единицей измерения эквивалента персональной дозы является зиверт. Использование операционной величины $H_p(10)$ приводит к приближенному значению эффективной дозы. $H_p(0,07)$ дает приблизительное значение эквивалентной дозы на коже, а $H_p(3)$ используется для эквивалентной дозы на хрусталике глаза. Поскольку $H_p(d)$ определяется в теле, ее нельзя измерить напрямую, и она будет варьироваться от человека к человеку, а также в зависимости от места на

715

теле, где она измеряется. Тем не менее, практически говоря, персональный эквивалент дозы можно определить с помощью детектора, покрытого соответствующей толщиной материала, эквивалентного ткани, и носимого на теле.

24.5.3. Мониторинг доз облучения персонала

Основными целями программы мониторинга являются оценка того, превышают ли дозы облучения персонала установленные пределы доз, и, посредством регулярного анализа, оценка эффективности стратегий, используемых для оптимизации. Необходимо всегда подчеркивать, что программа не служит для снижения доз; именно результаты тех действий, которые предпринимаются в результате программы, снижают профессиональное облучение.

Индивидуальный мониторинг должен проводиться для работников, которые обычно подвергаются облучению в контролируемых зонах. В рентгеновском отделении к ним относятся рентгенологи, медицинские физики, рентгенологи и медсестры. Другие группы персонала, такие как кардиологи и другие специалисты, выполняющие интервенционные процедуры с использованием изображений, также являются кандидатами на индивидуальный контроль.

Индивидуальные мониторы (дозиметры) предназначены для оценки либо эффективной дозы, либо эквивалентной дозы на орган, например, на пальцы. Существует множество типов индивидуальных дозиметров; технологии включают термолюминесцентные дозиметры, люминесцентные дозиметры с оптической стимуляцией, пленочные и разнообразные электронные устройства (см. главу 21). Дозиметры для всего тела измеряют $H_p(10)$ (а обычно $H_p(0,07)$), и их следует носить между плечами и талией, а также надевать под любую защитную одежду, например фартук, при любом использовании. Если предполагается, что дозы могут быть высокими, как, например, в интервенционной радиологии, может потребоваться два дозиметра: один под фартуком на уровне талии и один поверх фартука на уровне воротника.

Существует множество опубликованных алгоритмов использования значений одного или нескольких дозиметров для оценки эффективной дозы, *E*. Один из часто используемых алгоритмов - E = 0,5HW + 0,025HN, где *HW* - доза на уровне талии под защитным фартуком, а *HN* - доза на уровне шеи вне фартука. Во всех случаях важно, чтобы были известны место ношения, наличие или отсутствие защитной одежды и заявленные дозиметрические величины дозы. Дозиметры, носимые на воротнике, могут

716

также дать представление о дозе на щитовидную железу и на хрусталик глаза, но в последнем случае следует отметить, что она является только ориентировочной и не должна учитываться как точная доза на этот конкретный орган.

Индивидуальные дозиметры, предназначенные для оценки доз облучения конечностей, обычно выпускаются в виде кольцевых значков или пальцевых шлеек, которые надеваются на конец пальца (рис. 24.1). Обычная отчетная величина для этих приборов - $H_p(0,07)$. Оба типа измеряют дозу в разных местах на руке, поэтому при выборе типа необходимо соблюдать осторожность. Очень важно выбрать цифру и руку, которые будут подвергаться мониторингу; доминирующая рука может не быть той, которая получает наибольшее облучение. Например, при выполнении интервенционных процедур праворукий рентгенолог может расположить левую руку ближе к пациенту.

В любом случае, независимо от того, будет ли использоваться мониторинг всего тела или конечностей, период мониторинга в идеале должен составлять один месяц и не должен превышать трех месяцев. Точный период должен определяться по результатам оценки опасности.



РИС. 24.1. Пальцевый жетон и кольцевой жетон, используемые для мониторинга конечностей.

Для того чтобы программа мониторинга выполнялась наиболее эффективно, необходимо свести к минимуму задержку между последним днем ношения индивидуального дозиметра и датой получения отчета о дозе от утвержденной дозиметрической службы. По этой же причине необходимо, чтобы работники, получившие дозиметры, возвращали их вовремя. Результаты программы мониторинга должны доводиться до сведения персонала и использоваться в качестве основы для внедрения и пересмотра стратегий снижения дозы.

Если при получении отчета о дозе у работника обнаруживается, что суммарная или разовая доза превышает уровень расследования, установленный местными правилами, необходимо начать расследование,

чтобы определить причину аномального облучения и исключить повторение подобных случаев. Уровень расследования должен быть установлен на уровне, значительно меньшем, чем нормативный предел дозы, и следует воспользоваться возможностью изменить практику, чтобы обеспечить максимально возможное снижение доз. В маловероятном случае превышения нормативного предела дозы следует проинформировать регулирующие органы в порядке, установленном на местном уровне.

24.5.4. Пределы профессиональной дозы

Рекомендуемые пределы доз облучения для работников в планируемых ситуациях облучения, приведенные МКРЗ, представлены в таблице 24.1. МАГАТЭ включает рекомендованные МКРЗ пределы доз в свои нормы безопасности. BSS также добавляет более жесткие ограничения на дозы облучения на рабочем месте для «учеников» и «студентов» в возрасте 16-18 лет, т.е. дозовые пределы эффективной дозы 6 мЗв за год, эквивалентной дозы на хрусталик глаза 20 мЗв за год и эквивалентной дозы на конечности или на кожу 150 мЗв за год. Эти более жесткие пределы дозы будут применяться, например, к любому 16-18-летнему студенту-рентгенологу.

24.5.5. Беременные работники

BSS требует, чтобы работница, узнав о своей беременности, уведомила своего работодателя, чтобы условия ее труда могли быть изменены, если это необходимо. Уведомление о беременности не считается причиной для отстранения работницы от работы; однако работодатель работницы, получившей уведомление о беременности, должен изменить условия труда в отношении профессионального облучения таким образом, чтобы обеспечить эмбриону или плоду такой же широкий уровень защиты, какой требуется для представителей общественности. Другими словами, доза облучения эмбриона или плода обычно не должна превышать 1 мЗв.

эмбрионом Возможность получения или плодом дозы, приближающейся к 1 мЗв, должна оцениваться после объявления о В целом, беременности. В диагностической радиологии можно предположить, что если доза на живот сотрудника не превышает 2 мЗв, то доза на плод будет меньше 1 мЗв. Руководитель отдела совместно с ответственным за радиационную защиту должен также принять решение о целесообразности перераспределения обязанностей сотрудников ИЛИ применения дополнительных мер защиты.

В зависимости от результатов оценки опасности, учитывающей тип работы, выполняемой беременной сотрудницей, может оказаться целесообразным выдать сотруднице электронный персональный дозиметр, чтобы можно было в режиме реального времени определять характер облучения.

24.5.6. Случайное и непреднамеренное облучение

В случае отказа оборудования, серьезной аварии или ошибки, которые приводят или могут привести к получению дозы, превышающей годовой предел дозы, необходимо как можно скорее начать расследование. Целью расследования будет:

- (а) Определите, как и почему произошло происшествие;
- (б) Оценить, какие дозы были получены;
- (в) Определить корректирующие действия;
- (г) Дать рекомендации по действиям, необходимым для минимизации возможности непреднамеренного или случайного облучения в будущем.

24.5.7. Записи

BSS требует, чтобы работодатели и лицензиаты вели учет облучения каждого работника. Записи о воздействии должны включать:

- (а) информацию об общем характере работы, связанной с профессиональным облучением;
- (б) информацию о дозах на соответствующих регистрируемых уровнях или выше, а также данные, на которых основаны оценки доз;
- (в) информация о датах работы у каждого работодателя и дозах, полученных на каждой работе;
- (г) подробные сведения о любых дозах, полученных в результате чрезвычайных ситуаций облучения или аварий, которые следует отличать от доз, полученных во время обычной работы;
- (д) подробные сведения о любых проведенных расследованиях.

Работодатели и лицензиаты должны предоставлять работникам доступ к их собственным записям об облучении.

24.5.8. Методы снижения профессионального облучения

Снижение доз облучения персонала и населения осуществляется в соответствии с основными принципами времени, расстояния и экранирования, которые заключаются в следующем:

- (a) Максимально ограничить время, в течение которого человек подвергается воздействию радиации. Чем дольше облучение, тем больше кумулятивная доза.
- (б) Убедитесь, что расстояние между человеком и источником рентгеновского излучения настолько велико, насколько это практически возможно. Излучение от точечного источника подчиняется закону обратного квадрата, т.е. поток излучения обратно пропорционален квадрату расстояния от источника. Удвоение расстояния означает четверть дозы, а половина расстояния - четырехкратное увеличение дозы. Для больших источников, таких как рассеянное излучение от пациента, закон обратного квадрата не будет точным на коротких расстояниях, и потребуется меньшая мощность, чем два. Однако в качестве приближения и на расстояниях, обычно используемых для целей защиты, можно использовать закон обратного квадрата.
- (в) Примите соответствующие меры, чтобы обеспечить защиту человека от источника излучения. Для экранирования объекта обычно используются материалы с высоким атомным номером и плотностью, такие как свинец или сталь.

Не всегда необходимо использовать все три принципа. Бывают случаи, когда следует учитывать только один или два, но также бывают случаи, когда применение принципа «как можно меньше, чем разумно достижимо» требует использования всех трех.

Уровень профессионального облучения, связанного с радиологическими процедурами, весьма разнообразен и варьируется от потенциально незначительного в случае простого рентгена грудной клетки до значительного в случае сложных интервенционных процедур.

С точки зрения профессиональной деятельности, существует два «источника» радиационного облучения. Очевидно, что рентгеновская трубка является истинным источником излучения, но на практике, при надлежащем экранировании рентгеновской головки, должно быть очень мало ситуаций, когда персонал может подвергнуться прямому воздействию первичного пучка.

Остается другой источник, которым является пациент. Взаимодействие первичного пучка рентгеновских лучей с частью тела пациента, подвергающейся визуализации, приводит к рассеянному излучению, т. е. излучению, исходящему от пациента во всех направлениях. Таким образом, основным источником профессионального облучения в большинстве случаев является близость персонала к пациенту во время проведения облучения. Кроме того, уровень рассеивания в значительной степени определяется дозой облучения пациента, а это означает, что снижение дозы облучения пациента до минимума, необходимого для достижения требуемого медицинского результата, также приводит к снижению потенциального профессионального облучения. Общее И полезное руководство заключается в том, что, заботясь о пациенте, персонал также заботится о своем собственном профессиональном облучении.

24.5.8.1. Работа на некотором расстоянии от пациента

Во многих ситуациях, таких как рентгенография, маммография и общая компьютерная томография, обычно нет необходимости в том, чтобы персонал находился физически близко к пациенту. Это позволяет обеспечить хорошую профессиональную радиационную защиту за счет максимального увеличения расстояния между пациентом и персоналом и использования структурного экранирования.

Соответствующий дизайн помещения с экранированием, разработанный специалистом по радиационной защите (см. раздел 24.3.4), должен гарантировать, что в этих ситуациях, связанных с рентгеновской визуализацией, профессиональное облучение будет практически нулевым.

24.5.8.2. Работа вблизи пациента

В некоторых ситуациях, как правило, при рентгеноскопических исследованиях и интервенционных процедурах, управляемых изображением, необходимо поддерживать тесный физический контакт с пациентом при использовании излучения. Расстояние и структурное экранирование больше не являются вариантами.

Рассеянное излучение можно ослабить с помощью защитной одежды, которую носит персонал, например фартуков, очков и щитков для щитовидной железы, а также с помощью защитных приспособлений, таких как защитные экраны, подвешиваемые к потолку, защитные шторы на столе или экраны на колесиках, размещаемые между пациентом и персоналом. В зависимости от эквивалента свинца (обычно 0,3-0,5 мм) и энергии

рентгеновских лучей фартук будет ослаблять 90 % или более падающего рассеянного излучения. Защитные фартуки бывают разной толщины и формы, начиная от простого фартука, надеваемого только спереди, и заканчивая полноценным халатом, причем первый эффективен только в том случае, если его владелец всегда обращен лицом к источнику рассеянного излучения. Защитную одежду следует проверять на целостность экранирования (а не на эквивалентность свинца) ежегодно. В зависимости от того, для каких целей используется защитная одежда, это можно сделать визуально или с помощью рентгеновского (рентгеноскопического) контроля. Хрусталик глаза очень чувствителен к излучению. Для людей, работающих рядом с пациентом, дозы облучения глаз могут стать неприемлемо высокими. Ношение защитных очков, особенно с боковой защитой, может снизить до 80 или 90 % дозы, получаемой глазами от рассеянного излучения, но для достижения максимальной эффективности необходимо тщательно продумать такие вопросы, как расположение монитора для обеспечения того, чтобы очки перехватывали рассеянное излучение от пациента. Обратное рассеяние от головы пациента является ограничивающим фактором для потенциала снижения дозы свинцовых очков [24.14]. Меры по защите глаз будут привлекать все больше внимания в результате снижения предела годовой дозы для хрусталика глаза со 150 мЗв до 20 мЗв [24.15].

Подвесные потолочные защитные экраны могут обеспечить значительную защиту, но их эффективность зависит от правильного расположения. Они обеспечивают защиту только части тела - обычно верхней части туловища, головы и глаз - и их использование дополняет ношение защитной одежды. Однако их использование может устранить необходимость в отдельных щитках для глаз. Иногда защитный экран не может быть использован по клиническим причинам. Настольные защитные шторки также обеспечивают дополнительную защиту, как правило, нижней части тела и ног.

В некоторых ситуациях, обычно связанных с интервенционными процедурами, управляемыми изображениями, руки оператора могут случайно оказаться в первичном пучке рентгеновских лучей. Защитные перчатки могут показаться оправданными, но их ношение может оказаться контрпродуктивным, поскольку их присутствие в первичном пучке приводит к автоматическому увеличению мощности дозы излучения, что нивелирует любую защитную ценность, и они могут подавлять «чувство» оператора, что может быть опасно. Перчатки могут замедлить процедуру, а также создать ложное чувство безопасности; лучше быть обученным держать руки подальше от первичного пучка. Обеспечение того, чтобы рентгеновская трубка находилась под столом, обеспечивает наилучшую защиту, когда руки должны находиться вблизи рентгеновского поля, поскольку первичный пучок ослаблен телом пациента.

Поскольку радиологическая нагрузка может быть очень разной для разных специальностей, необходимые средства защиты должны быть определены специалистом по радиационной защите. Например, человек с высокой нагрузкой в кардиологической лаборатории должен использовать все описанные средства защиты; с другой стороны, человеку в ортопедическом кабинете может понадобиться только простой защитный фартук.

Еще одним фактором, имеющим непосредственное значение для профессионального облучения, является ориентация рентгеновской трубки приемника изображения. При почти вертикальной ориентации расположение рентгеновской трубки под кушеткой приводит к снижению уровня профессионального облучения, поскольку операторы подвергаются воздействию рассеянного излучения, главным образом от объема выхода пациента, где рассеяние наименьшее. Аналогичным образом, для ближних боковых проекций расположение сбоку от пациента напротив рентгеновской трубки также приводит к снижению профессионального облучения по той же причине. Очень важно, чтобы персонал, выполняющий такие процедуры, прошел эффективную подготовку по радиационной защите, чтобы он понимал последствия всех факторов. Наконец, из-за большого разброса потенциального профессионального облучения от этих процедур важно постоянно и правильно проводить индивидуальный контроль.

Более подробную информацию о флюороскопических процедурах можно найти в главе 9.

24.6. ОБЛУЧЕНИЕ НАСЕЛЕНИЯ В РАДИОЛОГИЧЕСКОЙ ПРАКТИКЕ

24.6.1. Контроль доступа

Несанкционированный доступ общественности в функционирующие рентгеновские кабинеты должен быть запрещен. В любой контролируемой зоне посетителей должно сопровождать лицо, осведомленное о мерах защиты и безопасности в этой зоне (например, сотрудник радиологической службы), а перед входом в контролируемую зону посетителям должна быть предоставлена соответствующая информация и инструктаж, чтобы обеспечить их надлежащую защиту и защиту других лиц, которые могут пострадать от их действий. 24.6.2.

Мониторинг облучения населения Программа мониторинга облучения населения за счет радиологии должна включать оценку дозы в зонах вокруг

радиологических учреждений, доступных для населения. Ограничения по дозе могут быть применены, если это целесообразно, на стадии проектирования (см. ниже). Ограничение дозы, применяемое во время эксплуатации радиологического объекта, может быть использовано в качестве триггера для изучения причин превышения ограничения и необходимости принятия мер по исправлению ситуации. Мониторинг может быть легко осуществлен с помощью пассивных устройств, таких как термолюминесцентные дозиметры, размещаемые в критических точках на короткий период (например, две недели) ежегодно или по мере необходимости. В качестве альтернативы для проверки конструкции и целостности экранирования можно использовать активный мониторинг мощности дозы или интегральной дозы, поступающей из рентгеновского кабинета при типичном облучении в этом кабинете (см. раздел 24.7.7). Мониторинг особенно показан и полезен при установке нового в существующем рентгеновском оборудования кабинете или при значительном изменении процедуры рентгеновского облучения.

24.6.3. Ограничения дозы

Некоторые регулирующие органы или отдельные лицензиаты/регистранты могут пожелать применить ограничения дозы, связанные с источником. Это будет выражаться в виде коэффициента, применяемого к пределу дозы для населения (см. таблицу 24.1). Обычно используется значение 0,3. Цель ограничения - обеспечить, в пределах разумного, чтобы население могло подвергаться воздействию нескольких источников без превышения предельной дозы.

Для расчетов экранирования соответствующий годовой предел часто выражается как недельный предел, при этом для простоты годовой предел делится на 50.

24.7. ЭКРАНИРОВАНИЕ

К проектированию радиационной защиты для диагностических установок можно подойти по-разному. Однако на международном уровне используются два общих подхода: один основан на отчете 147 Национального совета по радиационной защите и измерениям (NCRP) [24.16], а другой - на отчете Британского института радиологии (BIR) Radiation Shielding for Diagnostic Radiology [24.14]. Каждый из них кратко обсуждается, чтобы дать читателю представление о различных методологиях, и приводятся примеры использования каждого подхода.

Однако читателю рекомендуется обратиться к первоисточникам, если он хочет использовать тот или иной метод, поскольку необходимые табличные данные здесь не приводятся.

24.7.1. Доза и экранирование

Пределы дозы и связанные с ними ограничения выражаются в терминах эффективной или эквивалентной дозы. Большинство данных о выходе и передаче рентгеновских лучей измеряются в терминах кермы воздуха с помощью ионизационных камер. В результате использование эффективной дозы (или связанных с ней эксплуатационных величин) при расчете требований к экранированию не является ни практичным, ни реалистичным. Связь между эффективной дозой и кермой воздуха сложна и зависит от спектра рентгеновских лучей, а в случае эффективной дозы - от распределения потока фотонов и позы облученного человека. Тем не менее, в диапазоне энергий, используемых в диагностической радиологии, можно показать, что воздушная керма представляет собой завышенную оценку эффективной дозы. Таким образом, предположение об эквивалентности возлушной кермы И эффективной лозы приведет к созданию консервативных моделей экранирования.

Следует отметить, что поскольку $H_p(10)$ и $H^*(10)$ переоценивают эффективную дозу при диагностических энергиях [24.17], следует соблюдать осторожность, если приборы, откалиброванные по любой из этих величин, используются для определения, например, уровней рассеянного излучения в помещении в рамках оценки экранирования.

24.7.2. Первичное и вторичное излучения

Первичный пучок состоит из спектра излучения, испускаемого рентгеновской трубкой до любого взаимодействия с пациентом, сеткой, столом, усилителем изображения и т.д. Флюенс первичного пучка на несколько порядков выше, чем у вторичного излучения. В большинстве рентгенографических экспозиций первичный пучок будет коллимирован таким образом, чтобы весь пучок взаимодействовал с пациентом. Исключение составляют рентгенография конечностей, некоторые виды рентгенограмм грудной клетки и рентгенография черепа.

Вторичное излучение состоит из двух компонентов: рассеяния и утечки из трубки:

- (i) Рассеянное излучение в диагностической радиологии является прямым результатом процессов когерентного и некогерентного рассеяния (см. главу 3). Количество рассеянного излучения зависит от объема облучаемого пациента, спектра первичного пучка и размера используемого поля. Как флюенс, так и качество рассеянного излучения имеют угловую зависимость.
- (ii) Утечка излучения из трубки возникает из-за того, что рентгеновские лучи испускаются мишенью во всех направлениях, а не только в направлении первичного пучка. Корпус трубки покрыт свинцом, но часть излучения утечки передается. Этот компонент будет значительно жестче (т. е. слой с более высоким полузначением), чем первичный пучок, но его интенсивность должна быть очень низкой по сравнению с первичным пучком.

Барьеры часто рассматриваются как первичные или вторичные по своей природе, в зависимости от падающего на них излучения. Возможно, что барьер может быть и тем, и другим.

24.7.3. Расстояние до барьеров

Всегда разумно брать кратчайшее возможное расстояние от источника до расчетной точки. В отчете NCRP 147 [24.16] рекомендуется измерять расстояния до точки, находящейся на расстоянии не менее 0,3 м от дальней стороны барьера. Для источников, расположенных над занятыми помещениями, можно предположить, что чувствительные органы человека, находящегося внизу, расположены на высоте не более 1,7 м от нижнего этажа. Для занимаемых помещений над источником расстояние может быть измерено до точки, расположенной на высоте 0,5 м от пола.

24.7.4. Терминология экранирования

Методологии BIR и NCRP используют в расчетах следующие факторы, все из которых влияют на дозу облучения экранируемого человека:

(a) расчетная или целевая доза, P, в конкретной расчетной точке, выраженная в виде недельного или годового значения;

(б) рабочая нагрузка, W (см. раздел 24.7.6);

(в) Коэффициент занятости, Т (см. раздел 24.7.8);

(г) расстояние, d, от первичного или вторичного источника до расчетной точки.

Кроме того, в методе NCRP используется коэффициент U, который называется коэффициентом использования. Это доля времени, в течение которого первичный пучок направлен на определенный первичный барьер. Он варьируется от 0 для флюороскопии и маммографии (где рецептор изображения является первичным барьером) до 1 для некоторых радиографических ситуаций.

24.7.5. Основное уравнение экранирования

С помощью вышеприведенной информации можно рассчитать требуемую экранирующую передачу, В, для первичных и вторичных барьеров. Это значение впоследствии может быть использовано для определения толщины барьера. Основной расчет пропускания выглядит следующим образом:

$$B = (P/T) \cdot (1/K) \tag{24.1}$$

(0 1 1)

где B - пропускная способность первичного или вторичного барьера, необходимая для уменьшения кермы воздуха в занимаемой зоне до P/T, что является расчетной дозой, измененной в зависимости от занятости. K средняя керма воздуха на одного пациента в расчетной точке в оккупированной зоне. K определяется на основе рабочей нагрузки, W.

Основное различие между двумя описанными здесь методами заключается в способе определения К.

24.7.6. Рабочая нагрузка

Для определения требуемой величины экранирования необходимо определить количество излучения (первичного и вторичного), падающего на экранируемый барьер. Для получения этих данных в двух методах используются разные, хотя и принципиально связанные способы. В обоих используются показатели мощности трубки, но для их характеристики используются разные метрики.

Для всех видов экранирования, кроме КТ, в отчете NCRP в качестве меры рабочей нагрузки предлагается использовать общую экспозицию, выраженную как сумма произведения времени экспозиции и тока трубки, измеренного в миллиампер-минутах. Рабочая нагрузка изменяется линейно с миллиампер-минутой. То, как распределяется рабочая нагрузка в зависимости от кВ, называется распределением рабочей нагрузки. В отчете NCRP приведены некоторые распределения рабочей нагрузки, которые являются репрезентативными для практики в Соединенных Штатах Америки.

В отчете BIR в качестве показателей рабочей нагрузки используются керма на поверхности воздуха при входе пациента (Ке) и произведение площади кермы (КАР, РКА), где Ке используется как показатель первичного излучения, а КАР - для определения количества рассеянного излучения. Если локальный аудит дозы не проводится, значения Ке и КАР легко доступны в литературе для большого количества обследований. В отчете ВІК приводится коэффициент пересчета КАР в Ке для обследований за столом. Во многих странах существуют DRL, которые можно использовать в качестве основы для расчета, если другие данные недоступны, и которые консервативным лолжны привести к моделям экранирования. Потенциальным недостатком этого метода является то, что многие учреждения не имеют доступа к измерителям КАР. Метод BIR не использует концепцию предопределенного распределения рабочей нагрузки.

В случае экранирования для КТ в отчете NCRP в качестве меры рабочей нагрузки рекомендуется использовать либо произведение длины дозы (DLP, PKL), либо индекс дозы компьютерной томографии (CTDI), в то время как в отчете BIR рекомендуется использовать только DLP.

24.7.7. Критерии проектирования и ограничения дозы

При проектировании экранирования необходимо учитывать как подверженных облучению профессионально сотрудников, так И представителей общественности, включая сотрудников, не имеющих непосредственного отношения к работе рентгеновских кабинетов. Методология проектирования должна удовлетворять требованиям радиационной защиты для обеих групп.

Для населения в подходе BIR применяется концепция ограничения дозы, согласно которой население не должно получать более 30% максимально допустимой дозы от одного источника. Таким образом, 0,3 мЗв в год является верхним пределом дозы облучения при любом расчете экранирования с участием населения. В зависимости от местных нормативных условий для работников можно использовать другое ограничение, но было бы консервативно использовать одно и то же ограничение дозы в качестве расчетного предела для обеих групп.

24.7.8. Занятость

Важно учитывать заполненность прилегающих территорий.

Коэффициент занятости - это доля 8-часового дня (2000-часового года или другого соответствующего периода, в зависимости от того, что наиболее подходит), в течение которого определенная зона может быть занята одним человеком, находящимся там дольше всего. Лучшим способом определения занятости является использование данных, полученных на объекте, для которого проектируется экранирование, с учетом возможности будущих изменений в использовании окружающих помещений. Это не всегда возможно, поэтому в отчетах BIR и NCRP приводятся предлагаемые значения коэффициентов заполняемости. Предлагаемые значения коэффициентов заполняемости из отчета BIR приведены в таблице 24.2. В отчете NCRP предлагаются значения от 1 для офисов и зон рентгеновского контроля до 1/40 для открытых площадок, таких как автостоянки, или внутренних помещений, таких как лестничные клетки и буфеты уборщиц. Одна конкретная ситуация заслуживает упоминания: предлагаемое значение заполняемости для коридора, примыкающего к рентгеновскому кабинету, составляет 1/5, в то время как для двери из кабинета в коридор значение составляет 1/8, исходя из небольших размеров двери по сравнению с длиной стены.

ТАБЛИЦА 24.2. ПРЕДЛАГАЕМЫЕ КОЭФФИЦИЕНТЫ ЗАПОЛНЯЕМОСТИ (БЕР) (воспроизвелено из ссылки [24,17] с разрешения БИР)

(beenponsbedeno na cebanki [2,] e paspemennik biti)		
Занятость и местоположение	Предлагаемый	
	диапазон	
Полная занятость:		
Диспетчерские		
Приемные, медпункты	100%	
Офисы, магазины, жилые помещения, детские		
игровые зоны,		
занятые помещения в соседних зданиях		
Частичное заполнение:		
Комнаты персонала	20 500/	
Смежные палаты, помещения клиник	20-30%	
Отчетные зоны		
Периодическое заполнение:		
Коридоры		
Подсобные помещения, лестницы	5-12,5%	
Раздевалки, автостоянки без присмотра		
Залы ожидания без присмотра		
Туалеты, ванные комнаты		

Произведение расчетного ограничения и обратного коэффициента заполненности не должно превышать предел дозы, используемый для определения контролируемой зоны. В качестве примера можно привести ситуацию, когда для неконтролируемой зоны используется коэффициент заполненности 2,5 %. Соответствующие правила требуют, чтобы зоны с годовой дозой более 6 мЗв были контролируемыми. Фактическая доза за пределами барьера, без учета коэффициента заполненности, составляет 12 мЗв в год (0,3 мЗв (ограничение для населения) умножить на 40 (один разделить на коэффициент заполненности)), и, следовательно, территория должна быть обозначена как контролируемая. Предположительно, это не входило в намерения проектировщика.

24.7.9. Методики расчетов экранирования

24.7.9.1. Метод БИР: Обычная рентгенография и флюороскопия

Подход BIR, возможно, более эмпирический, чем тот, который пропагандируется в отчете NCRP, поскольку проектировщик экранирования должен оценить керму, падающую на барьер, используя методы, полученные на основе фактической рабочей нагрузки, а затем определить необходимую передачу, чтобы снизить ее до требуемого расчетного предела. Однако основополагающие принципы одинаковы для обеих методик.

Первичное излучение

При флюороскопии, маммографии и КТ первичный пучок полностью перехватывается аттенюатором и не попадает непосредственно на какойлибо барьер, поэтому его не нужно учитывать при расчете экранирования. Однако в случае обычной рентгенографии это не так.

Рекомендуемый метод предполагает, что первичный пучок падает на барьер без какой-либо ослабляющей структуры, находящейся на пути. В этих условиях первичная воздушная керма (K_b) у барьера может быть рассчитана из суммы воздушной кермы входной поверхности (K_e) для всех экспозиций (n_i). Затем можно применить коррекцию по обратному квадратичному закону (используя расстояние от фокуса до кожи (FSD) и расстояние от фокуса до барьера или расчетной точки, используя:

$$K_b = \Sigma_i (n_i \times K_e) \times (FSD/FBD)^2$$
(24.2)

Значения K_e следует разделить на коэффициент обратного рассеяния, чтобы преобразовать в керму падающего воздуха (K_i). Коэффициент обратного рассеяния 1,4 подходит для больших размеров поля и для потенциалов трубки 80 кВ и выше. Если можно предположить, что сборка решетки всегда будет перехватывать луч, то можно сделать поправку на затухание в сборке. Это можно сделать путем вычитания эквивалента свинца в сборке из общего эквивалента свинца, рассчитанного для пучка без ослабления. Еще одна возможность заключается в том, что луч может быть полностью перехвачен детектором. Пропускание через детектор зависит от энергии пучка, люминофора изображения и производителя и обычно составляет порядка 10-20%. В этих обстоятельствах свинцовый эквивалент устройства формирования изображения может быть добавлен к свинцовому эквиваленту узла решетки при оценке экранирования. В случае настольной рентгенографии вышеизложенное всегда будет соответствовать ситуации, но при рентгенографии грудной клетки это может быть не так.

Вторичное излучение

(1) Рассеянное: BIR-обработка рассеянного излучения основывается на том, что керма рассеяния пропорциональна КАР (РКА) и может быть описана:

$$K_{\text{pacc}} = S \times P_{KA}/d^2 \tag{24.3}$$

где К_{расс} - керма рассеяния на расстоянии d, а S - фракция рассеяния, зависящая от угла и энергии, используемая для получения кермы рассеяния на расстоянии 1 м. Экспериментальные измерения и моделирование методом Монте-Карло показали, что S имеет форму, показанную на рис. 24.2.



РИС. 24.2. Коэффициент рассеяния как функция угла рассеяния. Воспроизведено из ссылки. [24.17] с разрешения БИР.

Максимальная керма рассеяния от пациента возникает при углах рассеяния от 115° до 120°. Эта фракция рассеяния, которая используется во всех расчетах экранирования, может быть определена с помощью:

$$S_{max} = (0,031 \text{ kB} + 2,5) \text{ M}\Gamma p (\Gamma p * \text{ cm}^2)^{-1}$$
(24.4)

для определения К_{расс} в уравнении (24.3). Использование КАР для прогнозирования кермы рассеяния имеет ряд преимуществ по сравнению с методом использования меры рабочей нагрузки, такой как миллиамперминутный продукт, а именно:

- (і) Не требуется никаких предположений относительно размера поля.
- (ii) Измерители КАР все чаще встречаются на современном рентгеноскопическом и радиографическом оборудовании, и по ним имеется значительное количество опубликованных данных.
- (iii) Значение КАР измеряется после фильтрации.

При использовании пучков рентгеновских лучей, отфильтрованных дополнительной медью, как, например, в интервенционной лаборатории или лаборатории катетеризации сердца, S_{max} будет превышать предсказания уравнения (24.4). Однако если предположить, что ускоряющий потенциал никогда не превышает 85 кВ, то керма рассеяния на расстоянии 1 м может быть принята равной 8 мкГр (Гр·см²)⁻¹.

(2) Компонент утечки излучения: Утечка обычно определяется при максимальном рабочем напряжении рентгеновской трубки и непрерывном номинальном токе трубки (обычно 150 кВ и 3,3 мА). При ускоряющем напряжении менее 100 кВ компонент утечки вторичного излучения по крайней мере на порядок меньше компонента рассеянного излучения. С уменьшением кВ это отношение возрастает до 108 раз. Однако компонент утечки излучения значительно сильнее, чем в первичном пучке, так как он прошел не менее 2 мм свинца. Большинство рентгенологических исследований проводится при напряжении менее 100 кВ, и, следовательно, можно предположить, что количество излучения утечки будет значительно меньше, чем рассеянного излучения, и им можно пренебречь. Однако при напряжении 100 кВ и выше следует использовать кривые передачи, построенные с учетом излучения утечки.

(3) Рабочая нагрузка: наиболее подходящим источником информации для оценки объема работы является местный аудит доз. Если такая информация недоступна, можно использовать данные национального обследования или опубликованные данные. В качестве альтернативы можно рассчитать керму входного поверхностного воздуха или КАР, используя выходные данные, полученные для типа оборудования, которое будет использоваться в помещении, подлежащем экранированию.

Определить потенциальную рабочую нагрузку учреждения не всегда просто, но часто можно сделать некоторые упрощенные предположения. Например, по крайней мере, в Великобритании большая часть рабочей нагрузки (с точки зрения дозы) приходится на обследования брюшной полости, грудной клетки и позвоночника. Кроме того, поскольку большинство исследований, выполняемых на настенном аппарате Bucky, приходится на грудную клетку, при определении защиты стенки от первичного излучения необходимо учитывать только эти исследования. Кроме того, при настольной рентгенографии исследования брюшной полости, таза, бедер и позвоночника составляют более 80% от общего КАР (в Великобритании), а среднее отношение кермы воздуха входной поверхности к КАР для этих исследований, взвешенное с учетом частоты исследований, составляет 2,6 мГр (Гр·см²)⁻¹. Это соотношение можно общей рабочей нагрузке KAP, чтобы применить к получить приблизительную рабочую нагрузку кермы воздуха на входной поверхности для использования в расчетах экранирования. Таким образом, данные, необходимые для расчета экранирования, могут быть оценены на основе прогнозируемого количества обследований грудной клетки и общей рабочей нагрузки КАР, ожидаемой от обследований в таблице.

24.7.9.2. Метод NCRP: Обычная рентгенография и флюороскопия

Самый простой способ использовать метол NCRP это воспользоваться табличными данными по распределению рабочей нагрузки, содержащимися в отчете. Установки, по которым представлены данные, варьируются от маммографии, общей рентгенографии/флюороскопии до интервенционной ангиографии. В таблицах отчета приведены значения кермы неэкранированного воздуха, К, при номинальном расстоянии от фокуса до рецептора изображения, dFID, для номинальной площади поля, F, и номинального значения W. Их можно использовать в сочетании с уравнениями передачи, описанными ниже (раздел 24.7.10), для определения требуемого экранирования. Существуют также таблицы и кривые передачи, которые расширяют область применения и описывают требования к передаче для конкретных типов рентгеновских помещений, например, рентгенографических и флюороскопических установок и специальных помещений для грудной клетки.

Таблицы неэкранированной кермы (К) и расширенные данные основаны на исследованиях, проведенных в США, и могут не отражать практику в других странах или изменения, вызванные последующим развитием технологий или практики. Однако пользователь может изменить К для своих конкретных значений W, F и dFID либо вручную, либо с помощью программного обеспечения, которое можно получить у авторов отчета NCRP, чтобы получить распределение рабочей нагрузки для конкретного пользователя.

Следует отметить, что использование дополнительной фильтрации пучка, например, медной, уменьшая дозу на входе пациента и рассеяние, также приводит к увеличению мА. В этом случае использование миллиампер-минут в качестве меры рабочей нагрузки может ввести в заблуждение.

24.7.9.3. KT

В отчетах ВІR и NCRP предлагается простая зависимость между DLP и рассеянной кермой в мГр (в отчете NCRP также приводятся данные, связывающие CTDI и рассеянную керму). Это делает определение рассеянного излучения, падающего на барьер, простым. Человек, проектирующий защиту, должен определить суммарное DLP от всех процедур сканирования тела и головы, проведенных за год, а затем определить рассеянную керму, используя различные константы пропорциональности, назначенные для каждой из них. Между константами,

734

рекомендованными в двух отчетах, есть небольшие различия. Рекомендация NCRP составляет 0,09 мкГр (мГр·см)⁻¹ для сканирования головы и 0,36 мкГр (мГр·см)⁻¹ для сканирования тела; рекомендация BIR составляет 0,14 мкГр (мГр·см)⁻¹ для сканирования головы и от 0,3 до 0,36 мкГр (мГр·см)⁻¹ для сканирования тела.

Если данные DLP для учреждения отсутствуют, можно использовать национальные DRL или другие соответствующие опубликованные данные. Авторы отчета NCRP отмечают, что значительное количество исследований повторяется с контрастом, но с использованием того же идентификатора процедуры. Если количество сканирований, проведенных с контрастом, определить невозможно, они предлагают использовать множитель 1,4 для всех данных DLP. Расчет требований к барьеру может быть произведен с использованием уравнения (24.1) и уравнения передачи, описанного ниже.

24.7.9.4. Излучение, рассеянное над барьерами

В отчете BIR представлены методы оценки количества излучения, рассеянного над барьером (так называемое третичное рассеяние). Этот вопрос здесь не рассматривается, но более подробную информацию можно найти в [24.18].

24.7.9.5. Интраоральная рентгенография

В подходе BIR делается простое предположение, что сумма рассеянного и ослабленного излучения на расстоянии 1 м от пациента составляет 0,5 мГр. Далее предполагается, что пучок полностью перехватывается пациентом. Это делает расчет толщины барьера простым делом [24.19].

24.7.9.6. Маммография

В обоих отчетах используется один и тот же подход и предполагается, что консервативным является допущение о постоянной доле рассеивания для всех углов рассеивания и всех комбинаций целевых фильтров. В отчете NCRP рекомендуется 36 мкГр на пациента (четыре изображения) на расстоянии 1 м от изоцентра, в то время как рекомендации BIR составляют 7,6 мкГр на изображение на расстоянии 1 м от изоцентра.

24.7.10. Уравнения передачи и расчеты барьеров

Определение пропускания рентгеновских лучей через материал непростая задача, учитывая, что это происходит в условиях широкого пучка и что спектр рентгеновских лучей является полиэнергетическим. Так называемое уравнение Арчера описывает пропускание широкого пучка рентгеновских лучей через материал [24.20]:

$$B = \left[\left(1 + \frac{\beta}{\alpha} \right) \exp(\alpha \gamma x) - \frac{\beta}{\alpha} \right]^{-\frac{1}{\gamma}}$$
(24.5)

где

В - коэффициент пропускания широкого луча;

х - необходимая толщина экранирующего материала в мм;

 α , β и γ - эмпирически определенные параметры подгонки. Параметры α и β имеют размерность мм⁻¹, а γ безразмерен.

Уравнение можно перевернуть, чтобы рассчитать количество материала, необходимого для обеспечения требуемой передачи:

$$x = \frac{1}{\alpha\gamma} ln \left[\frac{B^{-\gamma} + \frac{\beta}{\alpha}}{1 + \frac{\beta}{\alpha}} \right]$$
(24.6)

При условии, что параметры α , β и γ известны, можно легко включить любое из этих уравнений в электронную таблицу и вывести либо передачу через заданный материал, либо количество материала, необходимое для обеспечения требуемой передачи. Значения α , β и γ приведены в отчетах BIR и NCRP для различных распространенных материалов. Обратите внимание, что приведенные в таблицах значения относятся к бетону с плотностью 2350 кг/м3. Требуемая толщина для бетона другой плотности (± примерно 20 %) может быть определена с помощью поправки на соотношение плотности. Для первичных барьеров общее расчетное экранирование будет включать любое «предварительное экранирование», обеспечиваемое приемником изображения и таблицей (если луч пересекает таблицу). В отчетах NCRP и BIR приводятся предлагаемые значения предварительного экранирования, которые можно вычесть из результата уравнения (24.6), чтобы получить требуемую толщину барьера.

24.7.11. Примеры работы

Следующие примеры показывают, как методы НКПР и БИР могут быть использованы в различных ситуациях. Они носят исключительно иллюстративный характер; место не позволяет подробно рассмотреть каждый случай. Предполагается, что все внутренние стены построены заново, без существующих экранов.

Хотя примеры показывают, как применять процесс к различным стенам, окончательная спецификация должна быть прагматичной. Принято экранировать все стены по одной и той же спецификации, чтобы избежать ошибок в процессе строительства и предусмотреть будущие изменения в планировке помещения. Выбранная спецификация будет соответствовать той стене, которая требует наибольшего экранирования.

24.7.11.1. Радиографическая комната

На рис. 24.3 показана планировка простой радиографической комнаты, которая используется для демонстрации расчетов экранирования по методикам BIR и NCRP. В примере определены требования к экранированию для стен А и В. Для простоты предполагается, что в направлении стены А не проводится рентгенография с поперечным столом. Читателям рекомендуется обратиться к оригинальным источникам для получения подробной информации о том, как проводить расчеты с использованием первичных и вторичных пучков.



РИС. 24.3. Простая рентгенографическая комната.

При расчете рабочей нагрузки предполагается, что:

а) В неделю в этом кабинете обследуется 200 пациентов.

б) В среднем на одного пациента приходится 1,5 снимка (или рентгеновской экспозиции).

в) Имеется 150 рентгенограмм грудной клетки и 150 рентгенограмм над столом.

г) Съемки грудной клетки обычно проводятся при напряжении 125 кВ.

Для целей расчета экранирования рабочая нагрузка исключает любые обследования конечностей. Стена А примыкает к офису, который, как предполагается, заполнен на 100%. Предельная годовая доза для работников составит 1 мЗв. Стена В находится рядом с кабинетом для лечения пациентов, где предполагается 50-процентное заполнение. Опять же, годовой предел дозы для людей составит 1 мЗв. Для метода BIR приняты следующие допущения:

a) КАР для обследований брюшной полости и позвоночника/таза можно принять равным 2 Гр см² на пациента. Ускоряющий потенциал можно принять равным 85 кВ (данные Великобритании).

б) Среднее значение КАР при облучении грудной клетки составляет 0,11 Гр•см² (данные Великобритании).

в) К_е для рентгенографии грудной клетки составляет 0,15 мГр (данные Великобритании).

В расчетах NCRP используются допущения, сделанные в отчете NCRP 147; они поясняются там, где это необходимо.

Пример расчетов для стены А

Эта стена подвергается только вторичному излучению. Расчеты проводятся по следующим этапам:

Memod BIR

Общее недельное КАР от облучения стола составляет 2 (Гр·см² на экзамен) × 150 (экзаменов) = 300 Гр·см², а общее недельное КАР от облучения груди - 16,5 Гр·см². Годовая керма рассеяния на расстоянии 1 м от стола (с S, рассчитанным по уравнению (24.4)) составляет:

$$K_{pacc} = 50$$
 нед × 300 Гр * $\frac{cM^2}{Heq}$ × (0,031 × 85 + 2,5) = 77000 мкГр

Аналогично, годовая керма рассеяния на расстоянии 1 м от стены Bucky составляет:

$$K_{pacc} = 50$$
 нед × 16,5 Гр * $\frac{cM^2}{Hed}$ × (0,031 × 125 + 2,5) ≈ 5250 мкГр

Поскольку стена Баки находится на расстоянии 5,5 м от расчетной точки, а стол - только на расстоянии 1,8 м, вклад рассеяния от стены Баки можно игнорировать, поэтому для целей экранирования годовая керма рассеяния в расчетной точке определяется следующим образом:

Требуемая передача зависит от ограничения дозы, используемого при проектировании:

а) Если используется ограничение в 1 мЗв, то требуемая передача $B = 1/24 = 4.2 \times 10^{-2}$.

б) Если используется ограничение в 0,3 мЗв, то $B = 0,3/24 = 1,25 \times 10^{-2}$.

В докладе ВІR предлагается использовать параметры для 90 кВ в уравнении (24.6). Для свинца это $\alpha = 3,504 \text{ мм}^{-1}$, $\beta = 20,37 \text{ мм}^{-1}$ и $\gamma = 0,755$. Полученные решения уравнения (24.6), соответствующие требуемому экранированию, следующие:

а) Для ограничения дозы в 1 мЗв в год - 0,34 мм свинцовой защиты;

б) Для ограничения дозы в 0,3 мЗв в год - 0,6 мм свинцовой защиты.

Memod NCRP

В качестве основы для расчета используется количество пациентов, обследуемых в помещении, т.е. 200 человек. Стена А является вторичным барьером, поэтому коэффициент использования (U) равен нулю. В таблице 4.7 отчета NCRP указано, что коэффициент кермы вторичного воздуха (утечка плюс боковое рассеяние), который следует использовать в данном случае, составляет 3.4×10^{-2} мГр на пациента на высоте 1 м. При нагрузке 200 пациентов в неделю общая годовая керма вторичного воздуха в точке расчета составляет:

$$K_{cek} = 3,4 \times \frac{10^{-2} \text{м} \Gamma p}{\text{пациент}} \times 50$$
нед $\times \frac{200 \frac{\text{пациент}}{\text{нед}}}{1,8^2} = 104,9 \text{ м} \Gamma p$

И снова требуемая передача будет зависеть от ограничения дозы, используемого в проекте. Если используется ограничение в 1 мЗв, то В будет $9,53 \times 10^{-3}$, а если используется ограничение в 0,3 мЗв, то В будет $2,86 \times 10^{-3}$. В отчете NCRP рекомендуется использовать параметры спектра рабочей нагрузки для решения уравнения передачи. Для рентгенографического кабинета это (для свинца) а = 2,298 мм⁻¹, b = 17,3 мм⁻¹ и g = 0,619. В результате получены следующие решения:

- а) Для ограничения дозы в 1 мЗв в год 0,77 мм свинцовой защиты;
- б) Для ограничения дозы в 0,3 мЗв в год 1,17 мм свинцовой защиты.

Пример расчета для стены В

Метод БИР

Требуется защита от первичного излучения через стену за стойкой с грудной клеткой. Используется воздушный зазор, расстояние от фокуса до пленки составляет 3 м, поэтому расстояние от фокуса до расчетной точки составляет 4,3 м, так как бакки выступает на 1 м от стены, а расчетная точка определяется как находящаяся на 0,3 м за стеной В (раздел 24.7.3). Расстояние от поверхности входа пациента до пленки оценивается в 0,5 м; таким образом, расстояние от фокуса до кожи составляет 2,5 м.

Поскольку нельзя быть уверенным в том, что пациент всегда будет перехватывать пучок рентгеновских лучей, для определения кермы воздуха в точке расчета используется закон К_е. С учетом коэффициента обратного рассеяния 1,4 закон обратного квадрата показывает, что первичная керма воздуха составляет:

150мкГр ×
$$\frac{\left[\left(\frac{2.5}{4.3}\right)^2\right]}{1.4}$$
 = 36 мкГр на рентген грудной клетки

Таким образом, годовая первичная керма в расчетной точке при отсутствии барьера составит:

36 мкГр
$$imes$$
 150 рентген $rac{_{
m Лучей}}{_{
m Heg}}$ $imes$ 50нед $= 27 imes 10^4$ мкГр $= 270$ мГр

Требуемая передача зависит от ограничения дозы, используемого в проекте:

а) Если используется ограничение в 1 мЗв, то требуемая передача,

 $B = 1/270 = 3,7 \times 10^{-3}.$

б) Если используется ограничение в 0,3 мЗв, то $B = 0.3/270 = 1.1 \times 10^{-3}$.

При напряжении 125 кВ коэффициенты передачи для свинца составляют а = 3,504 мм⁻¹, b = 20,37 мм⁻¹ и g = 0,755. Полученные решения таковы:

а) Для ограничения дозы в 1 мЗв в год - 1,4 мм свинцовой защиты;

б) Для ограничения дозы в 0,3 мЗв в год - 1,8 мм свинцовой защиты.

Memod NCRP

В методе NCRP в качестве основы для расчета снова используется общее количество пациентов, обследованных в кабинете. В данном случае это число равно 200, а не 100, т. е. числу пациентов, которым проводится только обследование грудной клетки. Это может показаться нелогичным, но это следует использовать, поскольку доля пациентов, которым проводится обследование на грудной клетке, учитывается в спектрах рабочей нагрузки, представленных в отчете. Для получения более подробной информации заинтересованному читателю следует обратиться к оригиналу отчета.

В таблице 4.5 отчета NCRP указано, что для грудной стойки в рентгенографическом кабинете неэкранированная первичная воздушная керма составляет 2,3 мГр на пациента на расстоянии 1 м. Годовая неэкранированная первичная керма в точке расчета составляет:

2,3 мГр × 50нед ×
$$\frac{\frac{200 \pi 4 \mu \mu T}{\mu e \pi}}{4.3^2}$$
 = 1244мГр

Требуемая передача, В, для ограничения в 1 мЗв составляет $2/1244 = 1,6 \times 10^{-3}$, а для ограничения в 0,3 мЗв - 0,6/1244 = 4,82 × 10⁻⁴. В отчете NCRP 147 приведены параметры подгонки грудной стойки в рентгенографическом кабинете для конкретной рабочей нагрузки: а = 2,264 мм⁻¹, b = 13,08 мм⁻¹ и g = 0,56. В результате были получены следующие решения:

а) Для ограничения дозы в 1 мЗв в год - 1,45 мм свинцовой защиты;

б) Для ограничения дозы в 0,3 мЗв в год - 1,93 мм свинцовой защиты.

Примечания к окончательной спецификации для стены В

Предварительная фильтрация, обеспечиваемая установленным на стене приемником изображения (ослабление сеткой, кассетой и несущими конструкциями приемника изображения), составляет 0,85 мм свинца. Если есть уверенность в том, что луч всегда будет перехватывать детектор, то это можно принять во внимание, и спецификация для всей стены должна быть спецификацией для первичного луча.

Если это невозможно учесть, то нет необходимости экранировать всю стену В в той степени, которая требуется для первичного пучка. В подобных случаях в отчете BIR рекомендуется экранировать всю стену от вторичного излучения и обеспечить дополнительное экранирование для первичного пучка. рассеяния, полученная результате настольной Керма в рентгенографии в расчетной точке за стеной В, на расстоянии примерно 5,2 м от пациента на столе, составляет 2,8 мГр, а при рентгенографии грудной клетки - 1,6 мГр. Это будет более чем адекватно ослаблено самым тонким из имеющихся в продаже в Великобритании свинцом толщиной 1,32 мм (код 3), поэтому для стенки следует использовать именно эту конструктивную особенность. Дополнительный лист свинца с кодом 3 должен быть прикреплен к стене за подставкой для груди и должен простираться на 50 см в обе стороны от центра подставки и не превышать 2 м в высоту. В разных странах существуют разные спецификации свинца, поэтому проектировщик должен учитывать местные условия (см. раздел 24.7.12).

24.7.11.2. Маммография

Маммографические установки намного проще, и в обоих отчетах они рассматриваются одинаково. Рассмотрим следующий проект помещения для скрининга:



Стена С - внешняя (каменная кладка)

РИС. 24.4. Примерный план маммографической установки

Ниже приводится описание того, как будет осуществляться экранирование помещения с использованием методологии, изложенной в отчете BIR:

Допущения:

a) Установка, используемая для маммографического скрининга, работает при напряжении 30 кВ.

б) На каждую молочную железу делается два снимка, и в день обследуется 80 пациентов.

в) Все первичное излучение перехватывается детектором.

Расчет:

а) Дневная керма рассеяния на стене составляет мкГр/вид \times 4 вида/пациент \times 80 пациентов/1,52 = 1080 мкГр \approx 1,1 мГр

б) Годовая керма рассеяния на стене составляет 5 дней/неделю × 50 недель × 1,1 мЗв/неделю = 275 мГр

в) Для ограничения дозы в 0,3 мЗв и при условии 50-процентного заполнения помещений требуемая передача составит $0.3/(0.5 \times 275) = 2.2 \times 10^{-3}$.

г) Коэффициенты передачи при 30 кВ для гипсокартона составляют $\alpha=0,1198\,$ мм-1, $\beta=0,7137\,$ мм-1 и $\gamma=0,379.$ Коэффициент передачи 2,2 \times 10⁻³ может быть достигнут при использовании 18-миллиметровых стеновых плит, что меньше, чем используется в стандартной перегородке на шпильках.

Аналогичный расчет показывает, что стена D (расстояние 1 м, заполненность 10%) не требует большего экранирования, чем стена A, равно как и стена B. Стандартный защитный экран из свинца толщиной 0,25 мм обеспечит достаточную защиту оператора. Экранирование дверей может быть проблемой в маммографических установках. В данном примере, очевидно, потребуется деревянная дверь толщиной 8 см. Деревянные двери из цельного массива не всегда легко найти и они не дешевы. Свинец очень эффективен, но свинцовые двери тяжелые, а пропускная способность пациентов в маммографической установке может быть высокой. Одним из решений является расположение оборудования, как показано на рис. 24.4, где оно устанавливается на стене напротив двери, которая, таким образом, экранирует пациента. Если возможно, дверь должна быть изготовлена из цельной древесины, но настоятельно рекомендуется проверить адекватность любой двери и вообще любого экранирующего барьера после установки. Подход NCRP очень похож на описанный выше, но все представленные кривые основаны на использовании ограничения в 1 мЗв.

24.7.11.3. Лаборатория катетеризации сердца

В отчетах NCRP и BIR приведены ориентировочные расчеты, показывающие, как соответствующие методы могут быть использованы в катетеризационной лаборатории. В приведенном ниже примере расчеты повторяются, чтобы продемонстрировать, что каждый метод применяется при (i) ограничении дозы 0,3 (расчет до 0,3 мЗв) и (ii) отсутствии ограничения дозы (расчет до 1,0 мЗв). В качестве геометрии выбрана общественная зона со 100-процентным заполнением на расстоянии 4 м от изоцентра, как это использовано в отчете NCRP 147.

Используется рабочая нагрузка, подробно описанная в отчете NCRP, с 25 пациентами в неделю, проходящими кардиоангиографию. Метод NCRP предсказывает общую керму вторичного воздуха в 3.8 мГр на пациента на расстоянии 1 м. В отчете BIR максимальное среднее значение КАР на пациента составляет 40 Гр·см2, что приводит к максимальной керме рассеяния в 224 мкГр на пациента на расстоянии 1 м. Существует очевидное расхождение между двумя значениями кермы рассеяния. Если предположить, что во всех случаях используется медная фильтрация, то керма рассеяния, предсказанная в отчете BIR, возрастает до 320 мкГр на пациента на расстоянии 1 м.

Требования к барьерам рассчитаны с использованием параметров вторичной передачи при 100 кВ (a = 2,507 мм⁻¹, b = 15,33 мм⁻¹, g = 0,912) для примера ВІК без медной фильтрации, 85 кВ (a = 3,504 мм⁻¹, b = 20,37 мм⁻¹, g = 0,755) для примера с дополнительной медной фильтрацией и с использованием параметров для коронарной ангиографии (a = 2,354 мм⁻¹, b = 14,94 мм⁻¹, g = 0,748) для примера NCRP. Результаты расчетов приведены в табл. 24.3.

ТАБЛИЦА 24.3. ТОЛЩИНА БАРЬЕРА (ММ), НЕОБХОДИМАЯ ДЛЯ ОБЕСПЕЧЕНИЯ ОДИНАКОВОЙ СТЕПЕНИ ЗАЩИТЫ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАСЧЕТОВ, ОСНОВАННЫХ НА ДАННЫХ, ПРИВЕДЕННЫХ В ОТЧЕТАХ ВІК И NCRP

Предел		Метод	
проектирован	ия		
	NCRP	BIR	BIR (медная
			фильтрация)
0,3 мЗв	1,80 мм	0,8 мм	0,6 мм
1,0 мЗв	1,3 мм	0,45 мм	0,35 мм

Видно, что метод BIR рассчитывает, что требуется гораздо меньше экранирования, чем подход NCRP. Расхождение в основном связано с оценками рассеяния на расстоянии 1 м от пациента; 3,8 мГр для метода NCRP и 0,224 мГр или 0,32 мГр (без и с медной фильтрацией) для подхода BIR. Значение КАР в 40 Гр·см² на пациента, использованное в отчете BIR, соответствует нескольким исследованиям дозы, опубликованным европейскими центрами. Данные по рабочей нагрузке NCRP, измеренные в миллиампер-минутах, в данном случае не соответствуют рабочим нагрузкам в Европе, поэтому следует соблюдать осторожность, если метод NCRP используется в данном типе расчетов.

24.7.11.4. Интраоральная рентгенография

В отчете BIR делается предположение, что пациент всегла первичный пучок. При условии, перехватывает что это так, средневзвешенная доза первичного пучка плюс доза рассеяния на расстоянии 1 м составляет порядка 0,5 мкГр на пленку. При ограничении дозы в 0,3 мЗв в год экранирование не требуется, если рентгеновский аппарат расположен на расстоянии 2 м и более от барьера. Даже если это не так, перегородки с 10 мм гипсокартоном с каждой стороны обеспечат адекватную защиту в большинстве ситуаций.

24.7.11.5. KT

При проектировании экранирования КТ-сканера необходимо учитывать следующие факторы:

a) пучок рентгеновских лучей всегда перехватывается пациентом и детектором, поэтому необходимо учитывать только рассеянное излучение.

б) Рабочее напряжение рентгеновской трубки высокое, от 80 до 140 кВ.

в) Пучок рентгеновских лучей подвергается сильной фильтрации (слой с высоким полузначением).

г) Общая рабочая нагрузка очень высока, измеряется в тысячах мАс/неделю.

д) Рассеянное излучение не является изотропным (его распределение больше похоже на «песочные часы»).

Показатели рабочей нагрузки

DLP используется в обоих отчетах в качестве меры рабочей нагрузки. Все, что нужно пользователю, - это значения DLP и среднее количество процедур в неделю. В идеале эта информация должна быть получена в результате аудита местной практики. Однако если местные данные DLP недоступны, можно использовать DRL или другое значение, полученное из литературы. В отчете NCRP приведены типичные американские данные по DLP. В отчете BIR приведена аналогичная информация для установок в Великобритании.

Расчет

В методах расчета, предлагаемых в отчетах, есть лишь небольшие различия. Для краткости расчеты, описанные здесь, соответствуют методологии, используемой в отчете NCRP.

После определения кермы рассеяния, падающей на барьер, можно определить требования к барьеру, используя параметры передачи вторичного КТ для свинца при 120 кВ (а = 2,246 мм⁻¹, b = 5,73 мм⁻¹, g = 0,547) или 140 кВ (а = 2,009 мм⁻¹, b = 3,99 мм⁻¹, g = 0,342). Параметры для бетона рассчитаны на 120 кВ (а = 0,0383 мм⁻¹, b = 0,0142 мм⁻¹, g = 0,658) или на 140 кВ (а = 0,0336 мм⁻¹, b = 0,0122 мм⁻¹, g = 0,519). В (распространенном) случае, когда в клинике используются 120 и 140 кВ, было бы разумно использовать данные по передаче при 140 кВ. Этот подход предполагает изотропию рассеянного излучения, но в то же время допускает консерватизм.

Для надлежащего уменьшения кермы рассеянного излучения важно, чтобы все барьеры располагались как можно ближе к крыше (под софитом), а не только на стандартной высоте 2100 мм над полом.

Оценка рассеяния

В отчете NCRP доля рассеяния на сантиметр на расстоянии 1 м от фантома тела или головы оценивается как:
$k_{
m голова} = 9 \times 10^{-5} {
m cm}^{-1}$ $k_{
m туловище} = 9 \times 10^{-4} {
m cm}^{-1}$

Общая керма от рассеивания и утечки на расстоянии 1 м может быть оценена как:

$$K_{cek}(голова) = k_{голова} \times DLP \times 1,4$$
 (24.7(a))
 $K_{cek}(туловище) = 1,2 \times k_{туловище} \times DLP \times 1,4$ (24.7(б))

где коэффициент 1,4 корректирует повторное обследование с использованием контрастных веществ (см. раздел 24.7.9). Коэффициент 1,2 в уравнении (24.7(б)) вытекает из предположений, сделанных авторами отчета NCRP.

Пример расчета экранирования КТ

Рассмотрим дизайн кабинета компьютерной томографии, показанный на рис. 24.5.



РИС. 24.5. Схема расположения кабинета компьютерной томографии.

Предположим, что:

а) В неделю проводится 30 исследований головы и 45 исследований тела (среднее фактическое значение).

б) Средняя DLP для обследований головы составляет 1300 мГр см.

в) Средняя DLP для обследований тела составляет 1250 мГр·см.

г) Расстояния от плоскости сканирования до расчетных точек составляют (i) A = 2,5 м, (ii) B = 4,5 м, (iii) C = 6,5 м, (iv) D = 4 м и (v) E = 3,5 м.

Общая керма от рассеяния и утечки в каждой точке может быть рассчитана по уравнениям (24.7(а), 24.7(б)) с поправкой на соответствующее расстояние. Например, возьмем точку В (комната управления). Общее недельное рассеяние (коэффициент занятости равен 1) составляет:

 $K_{cek}(голова) = 9 \times 10^{-5} \text{см}^{-1} \times 1300 \text{м} \Gamma p * \text{см} \times \frac{30 \text{сканов}}{\text{нед}} \times 1,4 \times \left(\frac{1^2}{4,5^2}\right) = 0.24 \text{м} \Gamma p/\text{нед}$

 $K_{cek}(тело) = 1,2 \times 3 \times 10^{-4} \text{см}^{-1} \times 1250 \text{м}\Gamma\text{p} * \text{см} \times \frac{45 \text{сканов}}{\text{нед}} \times 1,4 \times \left(\frac{1^2}{4.5^2}\right) = 1,4 \text{м}\Gamma\text{p}/\text{нед}$

Таким образом, общий разброс составляет 1,64 мГр/неделю.

Для ограничения годовой дозы в 1 мЗв потребуется 1 мм свинца, а для ограничения годовой дозы в 0,3 мЗв, т. е. 1,5 мм свинца. Во всех случаях смотровое окно должно иметь по крайней мере такой же свинцовый эквивалент, как и стена.

Для других помещений целевая доза будет зависеть от ограничения дозы, используемого для представителей общественности при проектировании экранирования. В данном примере для кабинета, отсека восстановления и смотровой комнаты будет принят коэффициент заполненности 1, а для коридора - коэффициент заполненности 1/8, как предлагается в отчете NCRP. Будет использовано ограничение дозы в 1 мЗв в год. Затем можно рассчитать требуемое экранирование:

- Офис 1,5 мм;
- Контрольная комната 0,6 мм свинец;
- Смотровая 0,8 мм;
- Восстановительный отсек 1,2 мм;
- Входная дверь 0,6 мм.

На практике, чтобы избежать ошибок при строительстве и предусмотреть возможность изменения планировки в будущем, нередко все стены выполняются со свинцом 1,5 мм. Основная стоимость экранирования заключается в строительстве и монтаже, а не в стоимости самого свинца.

24.7.12. Принципы строительства

Независимо от методики расчета, конструкция экранирующих барьеров в основном одинакова.

Хотя свинец является очевидным выбором для экранирования, существуют и другие материалы, такие как бетон, сталь и гипсовые плиты (как стандартные, так и повышенной плотности). Можно также использовать кирпичную кладку, но пользователь должен знать о подводных камнях. Самая очевидная проблема - пустоты в кирпиче или блоке. Их необходимо заполнять затиркой, песком или раствором. Даже в этом случае фактическое затухание будет зависеть от состава кладки и наполнителя.

Свинец поставляется в виде листов, приклеенных к основанию, например, гипсокартону или цементному листу. Листовой свинец нельзя использовать самостоятельно, так как он пластичен по своей природе и со временем деформируется и проседает.

Фрезерованный или прокатный свинец изготавливается по определенным стандартам и часто указывается производителем в виде массовой плотности (кг/м² или фунт/дюйм²). Именно этот продукт следует использовать для экранирования, и он выпускается с плотностью 10, 15, 20, 25 и 30 кг/м². Эквивалентная толщина свинца в миллиметрах определяется путем деления на 11,34 (плотность свинца = 11 340 кг/м³). Некоторые стандарты устанавливают доступные толщины кодов фрезерованного свинца; так, в Великобритании свинец кода 3 по BSEN 12588 имеет плотность 15 кг/м² и толщину 1,32 мм.

24.7.12.2. Внутренние стены

Внутренние стены легко возводятся по технологии «лист на каркасе». Свинцовые листы поставляются на рынок.

Гипсокартон минимально экранирования, подходит для за стоматологической рентгенографии, исключением маммографии И поскольку он обеспечивает малое ослабление при типичных энергиях рентгеновских лучей. Гипс также может содержать небольшие пустоты и иметь неравномерное ослабление. В некоторых странах выпускаются стеновые панели высокой плотности (обычно за счет бария в составе штукатурки). Каждый лист может быть эквивалентен примерно 1 мм свинца при типичном напряжении трубки.

Стыки между листами должны иметь нахлест экранирующего слоя не менее 10 мм. Экранирующие листы можно крепить с помощью обычных крепежных элементов. Однако зазоры в барьере, например, для розеток, следует делать только во вторичных барьерах, и даже в этом случае они должны иметь экранированную подложку большей площади, чем проем (для обеспечения возможности установки балок под углом). В целом, проемы в идеале должны располагаться либо близко к полу, либо на высоте > 2100 мм над полом, который часто находится над экранирующим материалом.

24.7.12.3. Двери

Двери поставляются со свинцовой облицовкой. Строитель должен знать, что могут возникнуть разрывы в экранировании у дверного косяка и, в частности, у дверной коробки. Это можно устранить, набив раму свинцовым листом соответствующей толщины, приклеенным к раме, как показано на рис. 24.6.



РИС. 24.6. Пример непрерывности экранирования от стены до двери. Воспроизведено из ссылки. [24.21] с разрешения.

24.7.12.4. Полы и потолки

Бетон является распространенным строительным материалом для перекрытий. Он заливается либо в виде плит постоянной толщины (за исключением несущих балок), либо с помощью стального настила, имеющего форму буквы «W». Плиты имеют различную толщину, и толщина плиты должна быть принята во внимание, если она должна служить экранирующим барьером. Формирователи могут иметь небольшую минимальную толщину, и знать это необходимо. Минимальная толщина это все, что может быть использовано в расчетах экранирования. Для диагностического рентгеновского экранирования большинство плит обеспечивают достаточное ослабление, но ослабление барьера все равно должно быть рассчитано.

Проектировщик экранов также должен знать, что при неправильной заливке в бетонной плите могут образовываться пустоты. В некоторых случаях пол может быть деревянным, что потребует установки дополнительных экранов. Еще один фактор, который необходимо определить, — это расстояние от пола до пола, или угол наклона, поскольку это влияет на дозы как сверху, так и снизу.

24.7.12.5. Окна

Окна для наблюдения должны обеспечивать по крайней мере такое же ослабление излучения, как и прилегающая стена или дверь. Обычного оконного стекла недостаточно (за исключением случаев, когда требуемое ослабление очень низкое, например, при маммографии), поэтому необходимо использовать такие материалы, как свинцовое стекло или свинцовый акрил. Свинцовый акрил мягче стекла и может легко поцарапаться.

Если свинцовые окна вставляются в экранированную стену или дверь, застройщик должен обеспечить перекрытие не менее 10 мм между экраном стены/двери и окном. В некоторых случаях этот показатель может быть больше, например, при наличии горизонтального зазора между экранирующими материалами.

24.7.12.6. Высота экранирования

Как правило, экранирование должно осуществляться только на высоте 2100 мм над уровнем пола, но, как уже говорилось, это не во всех случаях, наиболее заметным исключением является СТ, где экранирование должно осуществляться до перекрытия крыши.

24.7.13. Обследования помещений

После строительства экранирования необходимо обследовать помещение, чтобы убедиться, что экранирование было установлено в соответствии с требованиями.

24.7.13.1. Визуальная проверка

Самым простым способом проверки строительства экранов в соответствии с проектом является визуальный осмотр во время строительства. Например, если барьер должен быть построен из свинцовых плит с одной стороны деревянного или стального каркаса, как это обычно бывает, то щит может быть проверен до того, как будет покрыта вторая сторона. Это быстро и позволяет устранить проблемы во время строительства. Также можно увидеть дополнительные экраны над проемами и измерить толщину свинцового листа. Следует сделать фотографии для последующего использования.

К местам, где чаще всего возникают проблемы, относятся:

а) проемы;

б) дверные коробки;

в) перекрытия между стеновыми панелями и окнами;

г) углы;

д) перекрытия между стеновыми панелями.

Этот метод, хотя и является наилучшим, требует хорошего сотрудничества и соблюдения сроков между строителем и лицом, проводящим инспекцию. Все экранирующие листы должны быть установлены, но не закрыты другими неэкранирующими строительными материалами.

24.7.13.2. Измерения передачи

Если визуальное обследование невозможно провести до завершения строительства, то необходимо использовать методы передачи излучения. Трудно проверить все точки на всех барьерах методами передачи излучения. Испытатель должен выбрать критические места для проверки в первую очередь и добавлять их по мере необходимости.

Методы передачи излучения могут использоваться для:

a) обнаружения любых дефектов экранирования (качественно) с использованием радиоактивного изотопа или рентгеновского оборудования в качестве источника.

б) измерения передачи излучения (количественно) с использованием радиоактивного изотопа или рентгеновского оборудования в качестве источника.

Обнаружение дефектов экранирования может быть достигнуто с помощью счетчика Гейгера или сцинтилляционного детектора, использующего звуковой сигнал для индикации уровня излучения. Наиболее подходящим источником излучения является радиоизотоп с энергией, близкой к средней энергии диагностического пучка при высоком кВ. Для этой цели можно использовать америций-241 (60 кэВ), но этот изотоп не всегда доступен, и могут возникнуть проблемы с его транспортировкой. Также используются другие изотопы с более высокой энергией, включая 99mTc (140 кэВ) и 137Cs (662 кэВ). При использовании радиоактивного источника испытатель должен помнить о вопросах безопасности и выбирать активность, достаточно высокую для обнаружения передачи, но не опасную. Предпочтительнее использовать источники с дистанционным управлением.

Использование рентгеновского оборудования в качестве источника может быть затруднено. Для рентгенографических установок любого типа время экспозиции настолько мало, что тшательное обследование практически невозможно, если не сделать много экспозиций. Также необходимо различать обследование на наличие первичных и вторичных радиационных барьеров. Если помещении в находится только рентгеноскопический аппарат, то сам аппарат с тканеэквивалентным рассеивающим материалом в пучке может быть полезным источником. В обоих случаях следует использовать достаточно высокое кВ и мАс/мА, повысить вероятность обнаружения любых чтобы лефектов экранировании. Использование радиографической пленки также может быть полезным, если предполагается, что защитный материал неоднороден (как это может быть в случае строительства из бетонных блоков).

Количественные методы передачи требуют измерения интенсивности падающего и проходящего излучения (с поправкой на закон обратного квадрата, где это необходимо) для расчета ослабления барьера. Для моноэнергетического излучения, такого как излучение 241Ат, хорошая оценка свинца или свинцового эквивалента может быть сделана с использованием опубликованных данных о передаче или собственных калибровок. Технеций-99m также может быть использован для определения толщины свинца. Однако, если он используется для определения эквивалентности свинца, пользователь должен знать о трудностях, связанных с использованием нуклида с энергией 140 кэВ, так как край поглощения К свинца находится при 88 кэВ. Кроме того, по той же основной причине, поскольку диапазон энергий фотонов, в котором барий поглощает больше, чем свинец, находится только между 37 и примерно 80 кэВ, источник 99mTc не сможет количественно определить защиту от рентгеновских лучей, обеспечиваемую бариевой штукатуркой. Пропускание лучей через стены можно измерить с помощью рентгеновского оборудования, обычно при напряжении 100 кВ. Хотя этот метод занимает потенциально больше времени, чем метод с радиоактивным источником, анализ может быть проще, если состав стены неизвестен. Измерения можно проводить с помощью передвижной рентгенографической установки или, если есть возможность, с помощью рентгеновской трубки, установленной на потолке.

Исчерпывающую информацию можно найти в ссылках [24.16, 24.17, 24.21].

24.7.13.3. Устранение дефектов экранирования

Любые дефекты, обнаруженные в экранировании, должны быть устранены. Наиболее легко устранимыми проблемами являются зазоры. На рис. 24.7 приведены примеры того, как они могут возникать и как их можно устранить. Дополнительную информацию можно найти в статье [24.21].



РИС. 24.7. Примеры дефектов экранирования и их устранения. Воспроизведено из ссылки. [24.21] с разрешения.

ссылки

- [24.1]INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 103, Elsevier (2008).
- [24.2] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2000, Vol. 1: Sources, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2000).
- [24.3] UNITED NATIONS, Sources and Effects of Ionizing Radiation, Report 2008, Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation (UNSCEAR), UN, New York (2010).
- [24.4] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection and Safety of Radiation Sources: International Basic Safety Standards, Interim Edition, IAEA Safety Standards Series No. GSR Part 3, IAEA, Vienna (2011).
- [24.5] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Applying Radiation Safety Standards in Diagnostic Radiology and Interventional Procedures Using X Rays, Safety Reports Series No. 39, IAEA, Vienna (2006).
- [24.6] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication 73, Pergamon Press, Oxford and New York (1996).
- [24.7] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiological Protection in Medicine, ICRP Publication 105, Elsevier (2008).
- [24.8] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Radiological Protection for Medical Exposure to Ionizing Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RSG-1.5, IAEA, Vienna (2002).
- [24.9] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection, ICRP Publication 60, Pergamon Press, Oxford and New York (1991).
- [24.10] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Pregnancy and Medical Radiation, ICRP Publication 84, Elsevier (2000).
- [24.11] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, Radiation and Your Patient: A Guide for Medical Practitioners, ICRP Supporting Guidance 2, Elsevier (2001).
- [24.12] INTERNATIONAL ATO MIC ENERGY AGENCY, Occupational Radiation Protection, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.1, IAEA, Vienna (1999).
- [24.13] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Assessment of Occupational Exposure Due to External Sources of Radiation, IAEA Safety Standards Series No. RS-G-1.3, IAEA, Vienna (1999).
- [24.14] McVEY, S., SANDISON, A., SUTTON, D.G., An assessment of lead eyewear in interventional radiology, J. Radiol. Prot. 33 (3) (2013) 647–659.
- [24.15] INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION, ICRP Statement on Tissue Reactions and Early and Late Stage Effects of Radiation in Normal Tissues and Organs: Threshold Doses for Tissue Reactions in a Radiation Protection Context, ICRP Publication 118, Elsevier (2012).

- [24.16] NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS, Structural Shielding Design for Medical X-Ray Imaging Facilities, NCRP Report 147, NCRP, Bethesda, MD (2004).
- [24.17] SUTTON, D.G., MARTIN, C.J., WILLIAMS, J.R., PEET, D.J., Radiation Shielding for Diagnostic Radiology, 2nd edn, British Institute of Radiology, London (2012).
- [24.18] MARTIN, C.J., et al., Derivation of factors for estimating the scatter of diagnostic X-rays from walls and ceiling slabs, J. Radiol. Prot. 32 (4) (2012) 373–396.
- [24.19] WORRALL, M., McVEY, S., SUTTON, D.G., Proposals for revised factors in intra-oral radiography shielding calculations, J. Radiol. Prot. 32 (3) (2012) 243-249.
- [24.20] ARCHER, B.R., THORNBY, J.I., BUSHONG, S.C., Diagnostic X-ray shielding design based on an empirical model of photon attenuation, Health Phys. 44 (5) (1983) 507–517.
- [24.21] OFFICE OF ENVIRONMENT AND HERITAGE, Radiation Guideline 7: Radiation Shielding Design, Assessment and Verification Requirements, State of NSW and Department of Evironment, Climate Change and Water, Sydney (2009), http://www.epa.nsw.gov.au/resources/radiation/09763ShieldingGuideline.pdf (accessed on 30 May 2014).

Приложение

АНАТОМИЧЕСКАЯ НОМЕНКЛАТУРА

Рентгенографическое исследование условно описывается в терминах проекции, положения пациента, направления и центрирования пучка рентгеновских лучей в соответствии с терминологией, описанной ниже.

А.1. Анатомическое положение и плоскости тела

Задний аспект пациента — это аспект, наблюдаемый при взгляде на пациента сзади, передний аспект — это аспект, наблюдаемый спереди, а боковой аспект — это аспект, наблюдаемый сбоку.

Существует три плоскости тела, каждая из которых расположена под прямым углом к двум другим (рис. А.1). Пациент разделен на правую и левую половины по срединной сагиттальной плоскости. Корональная плоскость расположена под прямым углом к срединной сагиттальной плоскости и делит тело на заднюю и переднюю части.



РИС. А.1. Анатомические плоскости.

А.2. Номенклатура для радиографических проекций

Для обозначения рентгенографических проекций используется стандартная терминология. Они описываются направлением центрального луча по отношению к анатомическим плоскостям тела, указанным на рис. А.1.

Например, рентгенография грудной клетки обычно выполняется с пациентом в вертикальном положении (стоя или сидя), передней поверхностью к датчику. Центральный луч входит в заднюю часть тела и выходит через переднюю (задне-переднее изображение). Если центральный луч проходит от одной стороны тела к другой, это называется боковой проекцией. При правосторонней проекции грудной клетки центральный луч входит в пациента с левой стороны и выходит справа. Аналогично, при левосторонней проекции рентгеновский луч входит в правую часть тела пациента и выходит слева.

Скрининговая маммография обычно включает в себя съемку молочной железы сверху (краниально-каудальный вид) и с косым или наклонным видом (медиолатеральный косой вид), как показано на рис. А.2(а) и (b). При этом обследовании могут быть сделаны дополнительные снимки, соответствующие конкретной проблеме. К ним относятся виды с каждой стороны (латеромедиальный: сбоку по направлению к центру грудной клетки, и медиолатеральный: от центра грудной клетки наружу), как показано на рис. А.2(с).



РИС. А.2. Виды маммографии: (a) краниально-каудальный вид, (б) вид под углом или с медиально-латеральной косой и (в) левый медиально-латеральный вид.

За описанием других видов для конкретных применений читатель может обратиться к библиографической ссылке.

БИБЛИОГРАФИЯ

STEWART WHITLEY, A., SLOANE, C., HOADLEY, G., MOORE, A.D., ALSOP, C.W., Clarke's Positioning in Radiography, 12th edn, Hodder Arnold, London (2005).

АББРЕВИАТУРЫ

aBMD	минеральная плотность костной ткани
AC	переменный ток
ACR	Американский колледж радиологии
AEC	автоматический контроль экспозиции
AFC	альтернативный принудительный выбор
AFROC	альтернативный свободный ответ приемник операционной
	характеристики
AP	передне-задний
a-Se	аморфный селен
AUC	площадь под кривой операционной характеристики приемника
BEIR	Биологические эффекты ионизирующего излучения
BIR	Британский институт радиологии
BSS	Основные стандарты безопасностиа
CAD	компьютерное автоматизированное обнаружение
CBCT	конусно-лучевая компьютерная томография
CCD	прибор с зарядовой связью
CD	компакт-диск; кумулятивная доза
CDF	коэффициент деградации контраста
CDRH	Центр по приборам и радиологическому здоровью
CHESS	химически специфическое насыщение
CIF	коэффициент улучшения контрастности
CNR	отношение контраста к шуму
CPE	равновесие заряженных частиц
CR	компьютерная радиография
CSF	спинномозговая жидкость
CT	компьютерная томография
CTDI	индекс дозы компьютерной томографии
CW	непрерывная волна
1-D	одномерный
2-D	двухмерный
3-D	трехмерный
DC	постоянный ток
DDREF	коэффициент эффективности дозы и мощности дозы
del	элемент детектора
DICOM	Цифровая визуализация и коммуникации в медицине
DICOS	Цифровая визуализация и коммуникации в сфере безопасности
DICONDE	Цифровая визуализация и коммуникации в неразрушающей оценке

DLP	произведение длины дозы
DNA	ДНК - дезоксирибонуклеиновая кислота
DQE	детективная квантовая эффективность
DR	цифровая радиография
DRL	диагностический референсный уровень
DSA	цифровая субтракционная ангиография
DSB	разрыв двойной нити
DXA	Двухэнергетическая рентгеновская абсорбциометрия
EAR	избыточный абсолютный риск
ECG	электрокардиограмма
EHP	электронно-дырочная пар
EM	минимизация ожиданий
EPI	эхо-планарная визуализация
ERR	избыточный относительный риск
ESD	входная поверхностная доза
ESF	функция краевого распространения
EU	Европейский союз
FID	расстояние от фокуса до изображения; свободный
	индукционный распад
FLASH	быстрый снимок под низким углом
FN	ложноотрицательный
FNF	ложноотрицательная фракция
FOV	поле зрения
FP	ложноположительный
FPF	ложноположительная фракция
FROC	приемная операционная характеристика свободного отклика
FSD	расстояние от фокуса до кожи
FT	преобразование Фурье
FWHM	полная ширина при полумаксимуме
GSDF	Стандартная функция отображения серого цвета (DICOM)
GSF	Национальный исследовательский центр окружающей среды и
	здоровья
	(Германия)
H&D	Кривая Хартера и Дриффилда
HL7	Уровень здоровья 7
HPA	Агентство по охране здоровья
HU	тепловая единица или единица Хаунсфилда
HVL	слой половинного ослабления
IAK	керма падающего воздуха
IAKR	коэффициент кермы падающего воздуха

ICNIRP	Международная комиссия по неионизирующим излучениям защите
ICRP	Международная комиссия по радиологической защите
ICRU	Международная комиссия по радиационным единицам и измерениям
IEC	Международная электротехническая комиссия
IHE	Интеграция предприятий здравоохранения
IOD	определение информационного объекта
IRP	интервенционная контрольная точка
ISL	закон обратного квадрата
ISO	Международная организация по стандартизации
JND	просто заметное расстояние; просто заметное люминальное
	расстояние
JPEG	Объединенная группа экспертов по фотографии
KAP	Произведение керма-площадь
Kerma	кинетическая энергия кермы, высвобождаемая в веществе
KLP	произведение длины кермы
LROC	операционная характеристика приемника локации
LSF	функция линейного распространения
LSI	линейность и инвариантность сдвига
MDCT	многодетекторная рядовая компьютерная томография
MGD	средняя железистая доза
MI	механический индекс
MOSFET	металлооксидный полупроводниковый полевой транзистор
MPEG	Moving Picture Experts Group – группа специалистов по
	разработке стандартов сжатия и передачи цифровой
	информации
MR	магнитный резонанс
MRI	магнитно-резонансная томография
MSH	Сегмент заголовка сообщения (HL7)
MTF	функция передачи модуляции
NEQ	шумовой эквивалент квантов
NHEJ	негомологичное концевое соединение
NMR	ядерный магнитный резонанс
NPS	спектр мощности шума
NPV	отрицательная прогностическая ценность
NRPB	Национальный совет по радиологической защите
NTSC	Национальный комитет по телевизионным системам
OD	оптическая плотность
OID	расстояние от объекта до изображения

OPG	ортопантомограф
OSL	оптически стимулированная люминесценция
PA	задне-передняя (проекция)
PACS	системы архивирования изображений и связи
PC	доля правильных ответов
PDI	Портативные данные для визуализации (ИГЕ)
PET	позитронно-эмиссионная томография
PHS	спектр высоты импульса
PL	фотолюминесценция
PMMA	полиметилметакрилат
p-p	параллельная пластина
Ppm	частей на миллион
PPV	положительная прогностическая ценность
PRF	частота повторения импульсов
PSD	пиковая доза на коже
PSDL	лаборатория дозиметрии по первичным стандартам
PSF	функция распределения точек
PSL	пиковый уровень бокового лепестка
PZT	ферроэлектрическая керамика цирконат-титанат свинца
QA	обеспечение качества
QC	контроль качества
QDE	квантовая эффективность обнаружения
QMS	система управления качеством
RF	радиочастота
ROC	операционная характеристика приемника
ROI	область интереса
RPO	офицер по радиационной защите
RPP	программа радиационной защиты
RR	относительный риск
SDNR	отношение разности сигналов к шуму
SF	фракция рассеяния
SKE	сигнал точно известен
SNR	отношение сигнал/шум
SOP	пара услуга-объект
SPR	сканирующая проекционная рентгенограмма; отношение
	рассеянного излучения к первичному
SSDL	Лаборатория дозиметрии по вторичным стандартам
STEAM	режим получения стимулированного эхосигнала
STUK	Управление по радиационной и ядерной безопасности
	(Финляндия)

TE	время эхосигнала
TGC	компенсация временного усиления
TI	время инверсии; термический индекс
TL	термолюминесцентный
TLD	термолюминесцентный дозиметр/дозиметрия
TN	истинно отрицательный
TP	истинно положительный
TPF	истинная положительная фракция
TR	время повторения
UNSCEAR	Научный комитет Организации Объединенных Наций по
	действию атомной радиации
USB	универсальная последовательная шина
UV	ультрафиолетовое излучение
XRII	усилитель рентгеновского изображения

СИМВОЛЫ

Латиские симво.	ЛЫ
a	площадь
Α	Ампер (единица силы тока в СИ)
Α	возраст; апертурная функция; атомный массовый номер
A_Q	квантовая эффективность обнаружения
A_r	атомный вес
A_S	фактор Сванка
В	коэффициент обратного рассеяния; барьерное
	пропускание; широкий пучок
	коэффициент передачи; напряженность поля; яркость
	изображения
В	магнитное поле
С	коэффициент преобразования дозы; скорость
	электромагнитных волн -
	скорость света; скорость звука
С	кулон (единица измерения заряда в СИ)
С	контраст; контур
< <i>C</i> >	средняя стоимость
$C_{a,100}$	индекс кермы КТ
C_W	взвешенный индекс кермы КТ
d	расстояние; ширина
ď	обнаруживаемость
d_{FID}	расстояние от фокуса до рецептора изображения
D	поглощенная доза; плотность; коэффициент диффузии
	воды
D_{max}	максимальная оптическая плотность
D_v	направленная производная функции по направлению v
е	заряд электрона (1,602 × 10 ⁻¹⁹ Кл)
Ε	эффективная доза; энергия; энергетический флюенс;
	освещенность сетчатки
E_K	атомный край поглощения
E_s	энергия связи электронной оболочки
f	частота; функция; входной сигнал в систему
f_D	Доплеровская частота
f_N	частота Найквиста
F	коэффициент формы когерентности; площадь поля
8	средняя доля энергии, переданной заряженным
	частицам, которая теряется на фотоны, когда

	заряженные частицы опускаются в ту же среду, в
	которой они были выпущены; выход системы;
	коэффициент усиления; градиент
g_l	функция скорости
	гауссовский фильтр; амплитуда градиента
h	постоянная Планка
ħ	уменьшенная постоянная Планка: (h/2π)
Н	передаточная функция/функция отклика системы
$H^*(d)$	эквивалент дозы окружающей среды
$H'(d, \Omega)$	эквивалент направленной дозы
$H_p(d)$	эквивалент персональной дозы
Ι	электронный ток; интенсивность; средняя энергия
	возбуждения
Ι	ядерный спин
J	Джоуль (единица измерения энергии в СИ)
k	постоянная Больцмана; константа пропорциональности
	из закона Кулона
	закон Кулона; отношение сигнала к шуму
k	волновое число
Κ	керма
K_i	керма падающего воздуха
\dot{K}_i	скорость кермы падающего воздуха
Kscat	керма рассеяния
Ksec	вторичная керма
kVp	пиковое напряжение
l	азитумальное квантовое число
L	длина апертуры; яркость
L_{Δ}	линейная передача энергии
т	магнитное квантовое число; увеличение; масса; шум
m_0	масса покоя
М	атомная масса; размагничивание; момент
M_{opt}	оптическая функция передачи модуляции
n	битовая глубина; число; главное квантовое число;
	показатель преломления
n	Шум
n_i	начальное главное квантовое число
n_f	конечное главное квантовое число
Ν	количество нейтронов в атоме; число
\vec{N}	единичный вектор нормали к контуру С
NA	число Авогадро

Na	число центров взаимодействия (атомов) на единицу объема
Nam	число атомов на единицу массы
N_K	коэффициент калибровки дозиметра
N_0	число квантов рентгеновского излучения
р	проекция; коэффициент пересчета светового потока в фотоны
р	угловой момент
P	мощность; номинальная мощность; давление; целевая
	доза; амплитуда волны
P_{It}	произведение текущего времени облучения и времени экспозиции
P_{KA}	произведение площади кермы воздуха
P_{KL}	произведение длины кермы воздуха
Q	заряд; теплоемкость; качество; количество
r	коэффициент решетки
r_0	классический радиус электрона
R	лучистая энергия; коэффициент отражения; скорость
	релаксации; пульсация напряжения
R_S	Значение отношения RS для мягких тканей
S	сигнал; спиновое квантовое число
S	функция некогерентного рассеяния; коэффициент
	рассеяния; чувствительность; сигнал; останавливающая способность; выживание
Sion	ионизационная массовая останавливающая способность
$\overline{\overline{S}}_{g}^{w}$	отношение средних остановочных мощностей
Sv	Зиверт (единица эквивалентной дозы и единица
	эффективной дозы)
t	время; время облучения; толщина
t_e	время экспозиции
T_{-}	тесла (единица СИ плотности магнитного потока)
Т	кинетическая энергия; функция передачи модуляции;
	заполненность; температура; толщина; порог; время;
_	передача; коэффициент передачи
<1>	матожидание величины энергии, преобразованной во
-	вторичные электроны
I 1/2	полупериод
I_1	постоянная времени спин-решеточнои релаксации
u U	пространственная частота
U	напряжение труоки; нерезкость; поле; коэффициент

	использования
U_A	кинетическая энергия электронов, бомбардирующих
	анод
/v/	скорость отражателя
v	скорость
V	объем
w	весовой коэффициент/фактор
Wi	нормированная весовая доля элемента і
W	рабочая нагрузка
\overline{W}_{air}	средняя энергия, затраченная в воздухе на образование
	ионной пары в сухом воздухе
x	количество переносимого импульса; толщина
Χ	экспозиция
X_F	размер фокусного пятна
Ζ	акустический импеданс; атомный номер; ядерный заряд

Греческие символы

преческие си	rw60.noi
α	(подстрочный индекс) излучение, испускаемое при
	переходе между соседними ячейками; коэффициент
	амплитудного затухания, зависящий от частоты
$A(\xi)$	апертурная функция
β	(подстрочный индекс) излучение, испускаемое при
	переходе между соседними ячейками
γ	гамма пленки; гиромагнитное отношение
Г	характеристика серого цвета
δ	поправочный коэффициент плотности
Δ	энергия
E _{tr}	переданная энергия
$\overline{\mathcal{E}}_T$	энергия, переданная ткани
η	ортогональное измерение; эффективность квантового
	обнаружения
θ	угол; азимутальный угол; проекционный угол
θ_D	угол Доплера
$ heta_E$	угол Эрнста
Θ	угол
λ	переменная принятия решения; длина волны
κ	сжимаемость; кривизна контура С
μ	линейный коэффициент ослабления (N _a σ); единая
	атомная единица массы
μ	ядерный магнитный момент

μ_0	масса покоя электрона
v	частота; частота фотонов
ξ	ареальная плотность; латеральный размер в плоскости
	апертуры
ρ	плотность
$ ho_0$	плотность невозмущенной массы среды
σ	площадь поперечного сечения; стандартное отклонение
σ_{Th}	поперечное сечение для томсоновского рассеяния
σ^2	дисперсия
τ	сечение взаимодействия фотонов
Φ	количество фотонов; флюенс
$arPsi_0$	нейронный шум
$arPsi_{ph}$	фотонный шум
Ψ	энергетический флюенс
ω	выход флуоресценции; частота; радианная частота;
	резонансная частота
$ \omega $	рамповый фильтр
ω_o	ларморовская частота
Ω	телесный угол

КОМАНДА СОСТАВИТЕЛЕЙ И РЕЦЕНЗЕНТОВ

Альм Карлссон, Г.	Университет Линкёпинга, Швеция
Бет, М.	Больница Университета Салгренска, Швеция
Брэдли, Д.	Университет Суррея, Великобритания
Кастеллано, И.	Королевская больница Марсден, Великобритания
Христофидес, С.	Новая больница Никосии, Кипр
Клуни, Д.	CoreLab Partners, Соединенные Штаты Америки
Коллинз, Л. Т.	Больница Вестмид, Австралия
Каннингем, Дж. Р.	Камроуз, Канада
Дэнс, Д. Р.	Королевская больница графства Суррей,
	Великобритания
Доусон, П.	Международное общество радиологии,
	Великобритания
Делис, Х.	Международное агентство по атомной энергии
Фолкнер, К.	Северо-восточное стратегическое управление
1	здравоохранения,
	Великобритания
Гелейнс, Й.	Медицинский центр Лейденского университета,
	Нидерланды
Грей, Дж. Э.	Чикаго, Соединенные Штаты Америки
Хендри, Дж. Х.	Арлингтон, Соединенное Королевство
Хайлз, П. А.	Больница Глан Клвид, Великобритания
Хурдакис, Дж. К.	Греческая комиссия по атомной энергии, Греция
Ярвинен, Х.	Управление по радиационной и ядерной
	безопасности, Финляндия
Кеснер, А.	Международное агентство по атомной энергии
Кремкау, Ф.В.	Университет Уэйк Форест, Соединенные Штаты
	Америки
Кайл Джонс, К. А.	Онкологический центр MD Anderson Texacского
	университета, Соединенные Штаты Америки
Лейсфилд, Дж. К.	Университет Западного Онтарио, Канада
Ле Херон, Дж.	Международное агентство по атомной энергии
Лич, М.О.	Институт исследований рака и Королевская
	больница им.
	Марсденская больница, Великобритания
Мейдмент, А.Д.А.	Университет Пенсильвании, Соединенные Штаты
	Америки
Маклин, И.Д.	Международное агентство по атомной энергии
Нейтцель, У.	Philips Healthcare, Германия
Ηг, КХ.	Малайский университет, Малайзия
Новотны, Р.	Медицинский университет Вены, Австрия
Плевес, Д.	Университет Торонто, Канада

Полетти, Дж. Л.	Технологический институт УНИТЕК, Новая
	Зеландия
Райзер, И.	Университет Чикаго, Соединенные Штаты
	Америки
Роулендс, Дж. А.	Региональный исследовательский институт
	Тандер-Бей, Канада
Сандборг, М.	Университет Линчепинга, Швеция
Шепард, Дж. А.	Калифорнийский университет в Сан-Франциско,
	Соединенные Штаты Америки
Сунг, Х.К.	Больница Пенсильванского университета,
	Соединенные Штаты Америки
Саттон, Д.	Больница Найнуэллс, Великобритания
Уондергем, Дж.	Международное агентство по атомной энергии
Яффе, М. Дж.	Университет Торонто, Канада
Йошимура, Э. М.	Университет Сан-Паулу, Бразилия
Юшкевич, П.А.	Университет Пенсильвании, Соединенные Штаты Америки

В этом издании представлен всеобъемлющий обзор тем, относящихся к физике диагностической радиологии. Оно предназначено для создания образования медицинских физиков основы для В области диагностической радиологии. В справочнике собраны работы 41 автора и рецензентов из 12 стран, которые охватывают широкий круг вопросов, включая радиационную физику, дозиметрию и приборы, качество изображения и его восприятие, способы визуализации, специфические темы, последние достижения в области цифровых технологий, а также радиационная биология и защите. Оно не предназначено для замены большого количества учебников, имеющихся по многим аспектам физики диагностической радиологии, но ожидается, что оно заполнит пробел в учебном материале по медицинской радиационной физике в визуализации, предоставляя в одном удобном томе самый широкий охват тем, доступных в настоящее время. Руководство было одобрено несколькими международными профессиональными организациями и будет полезно для тех, кто готовится к сертификации медицинских физиков, радиологов и рентгенологов.

Международное агентство по атомной энергии Вена ISBN 978-92-0-143810-2