МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего профессионального образования

**«КУБАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

**(ФГБОУ ВПО «КубГУ»)**

**Физико-технический факультет**

**Кафедра физики и информационных систем**

**КУРСОВАЯ РАБОТА**

**ОЦЕНКА БИОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ**

Работу выполнил\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_Мужиченко Роман Вячеславович

Курс 2

Направление 201000.62 Биотехнические системы технологии

Научный руководитель

кандидат физ.-мат. наук, доцент\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_В.В.Супрунов

Нормоконтролер \_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_\_ В.Ф.Савченко

Краснодар 2015

 **РЕФЕРАТ**

Мужиченко Р.В. ОЦЕНКА БИОМАГНИТНЫХ ПОЛЕЙ. Курсовая работа: 41 с., 5 рис., 10 источник.

В данной курсовой работе объектом исследования являются магнитные поля биообъектов, а именно их регистрация, оценка и значение.

Целью работы является ознакомление с наукой исследующей биомагнитные поля, с методами регистрации и анализ процедур, основанных на оценке биомагнитных полей, таких как МКГ, ЭКГ и т.д.

В результате выполнения рассмотрены 4 вида датчиков, способных регистрировать биомагнитные поля, и их устройство. В частности это индукционные датчики, феррозондовые магнитометры, сверхпроводящие квантовые интерференционные датчики и магнитометры с оптической накачкой. Также представлены различные средства защиты от помех, которые присутствуют при измерении биомагнитных полей. Данные методы используются в медицине для обнаружения каких либо поражений биообъекта, а также позволяют оценить характер поражения, определить его локализацию, форму и размеры, например, у головного мозга.

 **СОДЕРЖАНИЕ**

|  |  |
| --- | --- |
|  Обозначения и сокращения . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . Введение . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . .  | 45 |
|  1 Общие сведения о биомагнетизме . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . 1.1 История современного биомагнетизма . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . 1.2 Природа биомагнитных полей . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . .  | 667 |
|  2 Инструментальное обеспечение биомагнитных исследований . . . . . . . .  2.1 Аппаратные средства регистрации биомагнитных полей . . . . . . . . . .  2.2 Средства защиты от помех . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . 2.3 Штативно-механические устройства для биомагнитных исследований . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . | 992627 |
| 3 Оценка биомагнитных полей различных органов . . . . . . . . . . . . . . . . . . . 3.1 Магнитокардиография . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . .  3.2 Нейромагнитометрия . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . 3.3 Магнитные поля внутренних органов, кожи, мышц, глаз . . . . . . . . . 3.4 Ферромагнитные частицы в организме . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . | 3030323234 |
|  Заключение . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . | 36 |
|  Список использованных источников . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . . | 38 |
|  |  |
|  |  |
|  |
|  **ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ.**

|  |  |
| --- | --- |
| ВМП | Вызванное магнитное поле |
| МЭГ | Магнитоэнцефалограмма |
| ВП | Вызванный потенциал |
| СКВИД | Сверхпроводящий квантовый интерференционный датчик |
| Гц | Герц |
| Тл | Тесла |
| ИД | Индукционный датчик |
| ФМ | феррозондовый магнитометр |
| МКГ | Магнитокардиограмма |
| ЭКГ | Электрокардиограмма |
| ММГ | Магнитомиограмма |
| ЭМП | Электромагнитное поле |
| ЭЭГ | Электроэнцефалограмма |
| МОН | Магнитометр с оптической накачкой |
| МП | Магнитное поле |
| МРГ | Магниторетинограмм |
| R | Сопротивление |
| С | Емкость |

 |

 **ВВЕДЕНИЕ**

Термин «биомагнетизм» стал чаще встречаться на страницах представительных физических журналов и появился даже в некоторых биологических изданиях. Сформировалось мнение, «что биомагнитные измерения стали ведущим направлением в развитии сверхчувствительной магнитометрии. Именно здесь наиболее интенсивно развивается магнитометрическая аппаратура, разрабатываются методики измерений, специальные приемы и оборудование, которые вполне применимы н для большого числа других магнитных измерений. В этом смысле биомагнитные исследования не только обеспечивают прогресс биологической науки, но и развивают другие научные и технические направления.»

Это направление исследование получило название биомагнетизма в отличие от магнитобиологии, которая изучает действие внешних МП на биосистемы. Биомагнитные поля по интенсивности в миллионы раз меньше магнитного поля Земли, если речь идет о МП сердца, и потому измерять их можно или в очень сложной и дорогой магнитоэкранированной комнате, которая имеется в США, Финляндии и Западном Берлине или (что делается чаще) при использовании так называемой градиентометрической схемы, когда два рядом расположенных датчика испытывают одинаковое влияние от дальних источников МП и разное от ближних источников. Так бесконтактным (не касаясь поверхности кожи человека) пассивным (не влияя ничем на организм) способом были записаны магнитокардиограмма (МКГ), и магнитоэнцефалограмма (MЭГ ) и другие МП человека. Более простого и абсолютно безвредного способа регистрации физиологических функции трудно придумать.

Современным биомагнетизмом интересуются два отряда естествоиспытателей: физики и биологи. Пока еще различаются цели и подходы у разных специалистов, но в будущем намечается слияние их интересов.

 **1 Общие вседения о биомагнетизме**

 **1.1 История современного биомагнетизма**

По нашим сведениям, впервые МП биологического происхождения зарегистрировал с помощью компаса английский физик Джон Деви в 1832 г. у одной из электрических рыб при ее возбуждении. В этом случае можно было намагнитить стальную иглу. Попытки в последующем намагнитить иглу, помещенную рядом с возбужденной мышцей или нервом, успехом не увенчались. Только в двадцатых годах нашего столетия появились сообщения о возможности регистрации МП возбужденного нерва лягушки с помощью индукционного датчика. А. А. Ухтомский, оценивая цикл исследований школы А. В. Леонтовича, писал: «Смелая мысль, что передача нервных влияний совершается здесь через электрическую индукцию с нейрона на нейрон, приобретает солидный фундамент, а вместе с тем получают известное освещение и многие непонятные до сих пор стороны работы нервной системы.

Ученик А.В.Леонтовича Б.В.Краюхин, используя катушку с 200 витками, индуктивным способом отводил токи нерва лягушки. Опыты с телефоном, громкоговорителем и струнным гальванометром показали, что при индуктивном отведении можно слышать и записывать токи нерва, подобные тем, которые регистрируются контактными электродам. К сожалению, величина возникающего сигнала в этих публикациях не указывалась. Об этих работах не упоминают в современных биомагнитных публикациях, хотя данные были обнародованы и позже (1944, 1958).

Подобные результаты были опубликованы Сейпел и Морроу и другими исследователями, но они не нашли всеобщего признания до той поры, пока Дж. Виксво с соавт не провел добротные исследования МП нерва с помощью СКВИДа. Это направление исследований получило название цитомагнетизма. Можно констатировать, что индукционный датчик, впервые примененный для регистрации МП изолированного возбужденного нерва лягушки, не принес успеха цитомагнетизму. Другой эффект дало применение того же датчика в кардиомагнетизме для регистрации МК. 1963 год, когда была опубликована статья Макфи и Боула, можно считать годом рождения современного биомагнетизма. Годом позже появились и советские публикации из Воронежа в этой области. В 1967 г. в Воронеже была защищена кандидатская диссертация В.М. Провоторовым под названием "Исследование биоэлектромагнитного поля сердца и его значение в диагностике лево - и правожелудочковой, и тотальной гипертрофии миокарда". Этот этап развития еще неназванного биомагнетизма характеризуется переходом к исследованиям на человеке (его можно назвать антропомагнетизмом) и ярко выраженной диагностической направленностью. Другие направления по этому принципу можно разделить на зоомагнетизм, фитомагнетизм и бактериомагнетизм, имея в виду исследования магнитных свойств животных, растений и микроорганизмов.

Назначение магнитного материала хорошо понятно только для бактерий. Блекмор обнаружил первые магнитотактильные бактерии в осадках, собранных в Вуд Холле. Он заметил, что эти бактерии всегда плывут к Северному полюсу и что их направление плавания можно изменить путем изменения внешнего МП.

Основной ветвью современного биомагнетизма можно считать направление, связанное с регистрацией МП, порождаемых переменными биотоками [1].

 **1.2 Природа биомагнитных полей.**

Жизнедеятельность любого организма сопровождается протеканием внутри него очень слабых электрических токов – биотоков (они возникают как следствие электрической активности клеток, главным образом мышечных и нервных). Биотоки порождают магнитное поле с индукцией 10-14-10-11Тл, выходящее и за пределы организма.

Наиболее сильные электрические и магнитные поля в организме порождает сердце. Если в организме имеются ферромагнитные частицы, то они создают постоянные магнитные поля, к-рые могут быть сильнее даже магнитных полей сердца. Вполне заметное (для сквид-магнитометра) магнитное поле порождается, напр., частицами железа в лёгких сварщика или крупинками жести, попавшими в желудок вместе с консервированными продуктами.

Обнаружено, что некоторые организмы сами по себе содержат кристаллы магнетита (Fe3O4) с размерами около 0,1 мкм - это пчёлы, голуби, ряд бактерий, есть сообщения о наличии таких частиц у дельфинов. Кристаллы Fe3O4 имеют удлинённую форму и расположены вблизи чувствительных нервных окончаний, реакция которых на поворот кристаллов относительно магнитные поля Земли может объяснить навигационные способности указанных живых существ.

Самые слабые биомагнитные поля, создаваемые организмом человека, порождаются активностью нервной системы, в том числе головного мозга [2].

 **2** **Инструментальное обеспечение биомагниных исследований**

 **2.1 Средства регистрации биомагнитных полей**

Поскольку биомагнитные поля в тысячи-миллионы раз слабее электромагнитных и искусственных внешних магнитных полей, их оценка представляет существенные трудности.

Измерительное устройство должно иметь очень высокую чувствительность, малый уровень шумов и позволять получать результаты в присутствии сильных магнитных полей. Из-за высокого уровня ГМП и флуктуации, вызванных внешними причинами, измерение абсолютных величин биомагнитного поля около различных участков биоорганизма не имеет никаких перспектив. Действительно, абсолютные значения биомагнитного поля и внешней помехи различаются на четыре-шесть порядков. Единственным практически пригодным для измерений методом является градиометрический. Он основан на использовании того обстоятельства, что геомагнитное поле земли и внешних магнитных помех имеет малый градиент и остается практически постоянным в пределах того участка, на котором располагают в простейшем случае два элемента, чувствительные к магнитному полю и жестко скрепленные друг с другом. Выходы этих элементов включены встречно друг другу так, чтобы магнитное поле, градиент у которого отсутствует, давало бы на выходе нулевой сигнал. Если один из чувствительных элементов приблизить к источнику биомагнитного поля, то появится градиент у магнитных полей, пронизывающих чувствительные элементы. Появится выходной сигнал, пропорциональный разности (градиенту) магнитных полей. По существу, в основу градиометрических конструкций положены дифференциальные методы преобразований информационных сигналов, при которых входные цепи чувствительны к дифференциальному сигналу - биомагнитному полю биообъекта, и нечувствительны к синфазному сигналу -геомагнитному полю и его флуктуациям. Такой подход стал возможен вследствие того, что биомагнитное поле затухает полностью, если расстояние от биообъекта до одного из чувствительных элементов меньше, чем расстояние между чувствительными элементами. В то же время геомагнитное поле и внешние флуктуации на этом расстоянии практически не меняются.

Благодаря градиентометрическому методу удается оценить значения слабых биополей организма, находящегося в среде с большим уровнем магнитного поля. При этом нет необходимости иметь контакт с биоорганизмом и повреждать клетки при проведении исследований. С помощью биометрии можно получить ту информацию, которая не доступна при использовании других известных методов.

При этом исследователи отмечают некоторое различие в форме и временных сдвигах сигналов, характеризующих состояние одних и тех же органов, например, электрокардиограмм и магнитокардиограмм.

Биомагнитные поля есть векторные величины. Поэтому для получения наиболее полного представления о них нужно в каждой точке измерять три компоненты вектора магнитной индукции. Однако чаще всего измеряют компоненту, нормальную к поверхности (биологического организма).

Считается, что эта компонента в меньшей степени зависит от внутренних неоднородностей тела, чем компоненты, тангенциальные к его поверхности.

В качестве элемента, чувствительного к магнитным полям, в принципе могут использоваться:

-индукционные датчики;

-феррозондовые магнитометры;

- сверхпроводящие квантовые интерференционные датчики;

-магнитометры с оптической накачкой.

Принцип работы индукционного датчика основан на эффекте электромагнитной индукции, возникающей в электрическом контуре при изменении МП. В конструктивном плане датчик представляет собой многослойную катушку с сердечником из материала с высокой магнитной проницаемостью. Электродвижущая сила — ЭДС на выходе индукционного датчика, пропорциональна скорости изменения МП, пересекающего витка катушки, она определяется выражением

 , (1)

где µ - эффективная магнитная проницаемость,

S — площадь витка катушки,м2;

W — число витков катушки;

В - индукция воздействующего МП, Вб;

α — угол между вектором магнитной индукции и плоскостью витка катушки, градусы.

Выходная ЭДС является функцией изменения любого параметра — µ,W,S,B, α во времени. Если они остаются постоянными, кроме В, то метод преобразования называется пассивным.

Из уравнения (1) следует, что пассивный индукционный датчик не чувствителен к постоянным МП. При измерении В по синусоидальному закону выходная ЭДС подчиняется соотношению (1)

 . (2)

Для восстановления формы сигнала следует применить операцию интегрирования, тогда

 (3)

Произведение WµS есть коэффициент преобразования, зависящий только от конструктивных характеристик преобразователя. Эффективная проницаемость µ1 сердечника зависит от отношения его диаметра к длине, или, другими словами, от коэффициента размагничивания D. Эффективная магнитная проницаемость µ с учетом коэффициента размагничивания D рассчитывается по формуле

 , (4)

µ — эффективная магнитная проницаемость, Гн;

где µr — начальная магнитная проницаемость материала сердечника;

D — коэффициент размагничивания.

Для примера укажем, что при D = 0,l и µr >1000 максимальное значение µ составит не более 10.

С укорочением длины сердечника при сохранении его диаметра коэффициент преобразования уменьшается. Стабильность коэффициента преобразования зависит от стабильности свойств сердечника, поэтому необходимо учитывать изменение магнитной проницаемости от температуры, частоты и изменения МП, величины постоянного поля. Уровень собственного шума индукционного датчика обязан тепловым шумам в омическом сопротивлении катушки r, он вычисляется по известному соотношению:

 , (5)

где k — постоянная Больцмана,

Т—температура в градусах Кельвина,

∆F — полоса пропускания.

Спектральная плотность флюктуаций МП, эквивалентных тепловых шумам индукционного датчика, с учетом того факта, что ЭДС, индуктируемая в катушке, пропорциональна частоте, определяется из выражения:

 . (6)

Если для примера предположить, что датчик без сердечника содержит 104 витков медного провода с суммарной площадью S=10-2м2 и rn = 20 кОм, то спектральная плотность шума при комнатной температуре, связанная с тепловыми шумами в rn, составит 3 пТл-Гц-1/2нa частоте 10 Гц. При охлаждении датчика до температуры жидкого гелия — 4,2 К спектральная плотность шума уменьшится до 0,4 нТл-Гц-1.2 на той же частоте. Индукционный датчик, использованный в работе, имел спектральную плотность шума 5 пТл·Гц -1.2 па частоте 10 Гц. Снижение шума индукционного датчика достигается введением ферритового сердечника пли другого материала с высокой магнитной проницаемостью при одновременном уменьшении числа витков для снижения активного сопротивления потерь в проводе. Такой датчик позволил обнаружить МП альфа-ритма головного мозга человека. Потенциальные возможности индукционного датчика с сердечником ограничиваются фактором размагничивания. Выбор конструктивных размеров пассивного индукционного датчика не является однозначным для достижения максимальной чувствительности. Недостатком индукционного датчика при биомагнитных исследованиях являются относительно большие геометрические размеры датчика, что снижает точность локализации источников МП. Что касается помехоустойчивости, то следует обратить внимание на необходимость введения защиты датчика от электростатических полей, от вибраций. Определенную трудность представляет собой балансировка датчиков, включенных по схеме градиентометра. Потеря чувствительности индукционного датчика на низких частотах снижает возможности измерения биомагнитных полей, но для сигналов с частотой выше 100 Гц индукционный датчик может быть более чувствительным, чем современные сверхпроводящие магнитоизмерительные приборы.

Феррозондовые магнитометры являются разновидностью индукционных магнитометров с сердечником из материала с высокой магнитной проницаемостью. Его принципиальное отличие состоит в том, что сердечник постоянно находится в перемагничивающем МП, т. е. периодически меняется параметр µ. Выходное напряжение ФМ пропорционально приложенному МП вдоль направления оси сердечника, полоса пропускания простирается от нуля до частот порядка 100—1000 Гц. В упрощенном виде датчик ФМ состоит из двух сердечников из материала с высокой проницаемостью, на каждый из которых намотана обмотка из медного провода.

Сердечники с обмотками располагаются параллельно друг к другу при максимальном сближении. Обмотки сердечников, называемые обмотками возбуждения, включаются встречно и к ним подводится ток от генератора возбуждения. Поверх такой конструкции из сердечников наматывается обмотка, называемая сигнальной. Переменный ток возбуждения создает в обмотках возбуждения МП, превышающее в несколько раз МП насыщения сердечника Нв. В отсутствие внешнего МП перемагничивание сердечника 'по петле гистерезиса приводит к возникновению импульсов напряжения в сигнальной обмотке, спектр которых включает в себя составляющие с частотой возбуждения и нечетных гармоник. Встречное включение обмоток возбуждения позволяет заметно снизить проникновение в сигнальную обмотку напряжения с частотой возбуждения.

При воздействии внешнего МП вдоль оси сердечника петля гистерезиса смещается на величину внешнего поля, в сигнальной обмотке индуцируется напряжение, в спектре которого преобладающей является вторая гармоника частоты возбуждения, амплитуда которой пропорциональна проекции МП на ось сердечника. Полярность индуцируемого напряжения меняется при смене знака внешнего поля. Преобразование выделенного узкополосным усилителем сигнала второй гармоники производится фазовым (синхронным) детектором. Опорное напряжение с удвоенной частотой формируется из напряжения возбуждения. Выход фазового детектора обычно подключается к третьей обмотке, которая наматывается поверх сигнальной, для создания отрицательной обратной связи по МП. Введение отрицательной обратной связи расширяет пределы измерения, линеазирует передаточную характеристику и расширяет полосу пропускания ФМ. Потенциальная чувствительность ФМ определяется шумами Баркгаузена, возникающими при движении в доменных стенок в сердечнике при наличии ноля возбуждения. Шумы Баркгаузена зависят от качества материала сердечника. Эквивалентная спектральная плотность шума остается примерно постоянной в пределах от 1 Гц до нескольких сотен герц и для лучших коммерческих зарубежных приборов находится на уровне около 10 пТл·Гц. Лучшие экспериментальные образцы ФМ на кольцевых сердечниках имеют спектральную плотность шума 0,ЗпТл·Гц-1.2 на частотах выше 3 Гц. Конструктивные габариты феррозондовых датчиков относительно невелики: диаметр не превышает 1 см, длина находится в пределах от 2 - 3 до 5 - 8 см, кольцевые сердечники имеют диаметр в пределах 2 - 3 см. ФМ на кольцевых сердечниках возможно использовать в биомагнитных исследованиях, в частности, для обнаружения ионных токов в теле или загрязнений в легких человека. ФМ очень чувствительны к воздействию вибраций, они должны размещаться на массивном прочном основании. Температурные дрейфы ФМ относительно малы и составляют около 0,05 0,1 нТл/Сo.

За рубежом же для проведения биомагнитных исследований наиболее часто применяются СКВИДы. В последние годы в СССР также разработаны СКВИДы, позволяющие измерять МП биообъектов. В основе принципа действия СКВИД лежит явление сверхпроводимости, возникающее в некоторых металлах и сплавах при низких температурах(ниже 20 К), и квантование магнитного потока через кольцо из сверхпроводящего материала со слабой связью. Явление сверхпроводимости наступает для некоторых металлов и сплавов при температуре жидкого гелия (4,2 К) Так, для свинца она возникает при температуре 7,18К, для ниобия - 9,2К, ванадия - 5,13К, сплава ниобия со свинцом-18,3К.

Обычный металл проявляет сопротивление течению тока, так как любое направленное движение электронов ведет к потере энергии и из-за рассеяния отдельных электронов на колебаниях атомов либо примесях или дефектах решетки металла. Однако когда электроны находятся в таком состоянии, в котором движение каждого электрона скоррелировано с точностью до фазы со всеми остальными и эта корреляция распространяется на весь металл, то рассеяние одного электрона неизбежно повлечет за собой рассеяние всех.

Такое понимание было первым шагом на пути объяснения течения сверхпроводящего тока. В дальнейшем были сделаны уточнения в том смысле, что речь должна идти не о коллективном движении отдельных электронов, а электроннных пар. Известно, что в свободном пространстве электроны отталкиваются друг от друга, но в металле взаимодействие электронов видоизменяется. Электрон с отрицательным зарядом, движущийся через решетку ионов металла, притягивает положительно заряженные ионы, что ведет к искажению решетки, создавая тем самым в следе движущегося электрона избыток положительного заряда, к которому может быть притянут другой электрон. Следовательно, в металле помимо обычной силы отталкивания, существующей между электронами, возникает косвенная сила притяжения, которая связана с наличием решетки положительно заряженных ионов металла. Чтобы металл был сверхпроводником, эта сила притяжения, обусловленная наличием решетки, должна превосходить силу отталкивания и суммарное взаимодействие электронов должно быть притяжением.

Такой подход объясняет причину, почему высокопроводящие металлы - серебро, медь - не являются сверхпроводниками. В высокопроводящих металлах взаимодействие электронов с решеткой слабое, что и уменьшает притяжение электронов, обусловленное решеткой, которое приводит к сверхпроводимости. Таким образом, ток в сверхпроводнике определяется движением не отдельных электронов, как это бывает в обычных условиях, а пар электронов.

Электронную пару можно описать волной с длиной волны

 , (7)

где Р—импульс центра масс, кг·м/с

h — постоянная Планка, Дж·c.

принимая во внимание волновые свойства электрона. В терминах квантовомеханической волновой картины равенство импульсов центров масс всех пар означает, что волны, которые соответствуют этим парам, имеют одинаковую длину волны. Волны всех пар в сверхпроводнике имеют не только одинаковую длину, но и одинаковую фазу.

Фазы пар должны быть одинаковыми на протяжении куска одного сверхпроводника, так как пары могут свободно перемещаться в нем. При разрыве сверхпроводника пары не могут обмениваться между собой, однако если части сверхпроводника сблизить друг с другом, то возникает промежуточное положение, когда имеет место некоторый обмен парами путем квантовомеханического процесса, который называется туннелированием. Электроны благодаря своей волноподобной природе могут туннелировать или проникать через барьеры, через которые они не могли бы проникнуть, если они были просто частицами. Туннелирование пар между двумя частями сверхпроводника приводит к взаимосвязи фаз на концах сверхпроводника, которое можно изменить с помощью электрического или магнитного поля.

Рассмотрим кольцевой СКВИД с одним туннельным переходом, по которому течет сверхпроводящий ток. Фаза пар электронов в СКВИД должна оставаться однозначной для сохранения сверхпроводимости, т. е. при обходе по кольцу она должна изменяться на целое число n периодов фазы в 2π радиан.

В сверхпроводящем кольце с двумя джозефсоновскими переходами происходит интерференция тока в кольце, если значение рабочего постоянного тока i, пропускаемого через кольцо от внешнего источника, немного превышает критический ток ic, так что на СКВИД возникает разность потенциалов.

Ток, наводимый в СКВИД, неодинаково воздействует на два перехода: в одном он складывается с рабочим током, в другом — вычитается. В результате ток в кольце с двумя переходами периодически зависит от внешнего МП через кольцо.

Топологически вч-СКВИД представляет собой сверхпроводящее кольцо со слабой связью. Последняя ограничивает ток, циркулирующий по кольцу при данном внешнем потоке, в результате чего строгое, квантование потока нарушается. Кроме того, слабая связь определяет значение критического тока в кольце, т. е. максимального тока, который может циркулировать по кольцу, не создавая падения напряжения на нем. Характеристики связи СКВИД подбираются так, чтобы, когда ток достигает критического значения и слабая связь на короткое время переходит из сверхпроводящего состояния в нормальное, поток, пронизывающий кольцо, изменялся только на один квант. После этого слабая связь вновь становится сверхпроводящей, так как компенсирующий ток, что циркулирует по кольцу, становится меньше критического.

«Кольцо» современного СКВИДа представляет собой массивный блок из ниобия, а слабая связь есть туннельный переход, образованный оксидным изолирующим барьером, либо точечный контакт между заостренным концом ниобиевого винта и телом ниобиевого блока. В биомагнитных измерениях широко используются три типа СКВИД: тонкопленочный, двух-дырочный и торроидальный (рис. 1, в). В каждом из них имеется сверхпроводящая входная катушка, входящая в состав трансформатора потока, и медная вч-катушка, служащая для котроля состояния СКВИД.

Основные источники шумов в вч-СКВИДах таковы: первый каскад усиления, элементы вч-контура, находящиеся при комнатной температуре, и собственные шумы СКВИДа. Последние обязаны флюктуациям тока, циркулирующего по кольцу СКВИДа при термодинамическом равновесии, когда под влиянием вч-поля этот ток приближается к критическому.

 

 а – цилиндрический тонкопленочный: 1 – входная катушка, 2 – слабая связь, 3 – вч·катушка, 4 – диэлектрический каркас, 5 – тонкая сверхпроводящая пленка; б – двухдырочный СКВИД: 6 – вч катушка, 7 – винт с заостренным концом, 8 – слабая связь, 9 – входная катушка; в – торроидальный: 10 – входная катушка, 11 – вч катушка, 12 – ниобиевый корпус, 13 – винт с заостренным концом, 14 – слабая связь

 Рисунок 1 – Различные типы вч-СКВИДа

Общую чувствительность СКВИДа можно также характеризовать минимальной энергией сигнала, поданного на катушку связи, при которой выходное напряжение равно среднеквадратичному уровню шума в полосе шириной 1 Гц. Эта величина—энергетическая чувствительность - имеет размерность Дж-с или Дж/Гц. Типичное значение энергетической чувствительности для серийных приборов составляет Дж/Гц. При лабораторных исследованиях СКВИДов показано, что энергетическая чувствительность может достигать Дж/Гц, тогда как квантовый предел оценивается величиной Дж/Гц.

Обычно спектр шумов СКВИДа равномерен до некоторой довольно низкой частоты, но при дальнейшем понижении частоты шумы начинают возрастать. Источником этих шумов является сам СКВИД, но происхождение их пока не объяснено.

СКВИД является измерителем потока внешнего МП через площадь кольца СКВИДа. Но его разрешение не может быть улучшено простым увеличением площади СКВИДа, так как существует ограничение на его индуктивность Lo. Обычно площади кольца СКВИДа лежат в пределах нескольких квадратных миллиметров. Увеличение числа петель СКВИДа позволяет увеличить площадь до нескольких десятков квадратных миллиметров.

Но для СКВИДа с малыми размерами кольца существует устройство, резко увеличивающее приемную площадь,— трансформатор магнитного потока (рис. 2, а). Последний представляет собой замкнутую петлю из сверхпроводящего материала, свитую в двух местах в катушки. Сигнальная катушка с индуктивностью Lc помещается в отверстие СКВИДа так, чтобы получить максимальный коэффициент связи, а приемная катушка с индуктивностью Ln находится в измеряемом МП.

 

 а – трансформатор с обычной катушкой; б – трансформатор с катушками вдоль оси; в – трансформатор с параллельной катушкой; г – трансформатор с катушкой из трех секций; д – катушка из четырех секций; е, ж – трансформаторы с ассиметричными катушками

 Рисунок 2 – Виды трансформаторов магнитного потока

Оптимальный диаметр приемной катушки у большинства СКВИДов с ТП лежит в пределах от 1 до 3 см. Если приемная петля представляет собой дне катушки одинаковых площадей, по навитых в противоположные стороны и разнесенные на некоторое расстояние (базу), то приемная петля измеряет разность потоков МП в точках расположения катушек (рис. 2, б). Когда значение разности потоков мало по сравнению с потоком, то в этом случае говорится об измерении градиента, а прибор носит название градиентометра.

Общим свойством всех измерительных катушек является равенство нулю суммы произведений чисел витков на площади для всех секций катушки, при этом витки, по которым течет ток по часовой стрелке, будем считать положительными, а витки с током противоположного направления - отрицательными. Для симметричного градиентометра второго порядка катушка состоит из трех секций с соотношением чисел витков 1 : —2: 1, а для градиентометра третьего порядка (рис. 2, д) катушка из четырех секций с соотношением чисел витков 1 : —3 :+3 :— 1. Для уменьшения зоны пространственной селекции возможно применение асимметричных (рис. 2, е, ж) катушек, но при этом суммарная площадь витков равна площади одиночного витка.

Площади приемных катушек должны быть идентичны для максимального подавления МП от источников помех. Идентичность обеспечивается подстроечными устройствами в виде небольших кусочков сверхпроводящего материала, перемещением которых между приемными катушками уравнивается эффективная площадь, так как сверхпроводник выталкивает от себя МП, тем самым уменьшая действующую площадь катушки. Такой механизм позволяет осуществить балансировку на уровне .

В работе описан градиентометр, обеспечивающий измерение в трех пространственно разнесенных точках. Градиентометры подобного типа удобны для выявления пространственных зон вызванных МП головного мозга.

Дальнейшим развитием многоканального СКВИДа для исследования МП головного мозга является семиканальный магнитометр. Его особенность состоит в том, что все каналы разделены по частоте накачки, что существенно уменьшает уровень взаимных помех с применением особой формы трансформатора потока. Подобный многоканальный СКВИД представляет собой магнитометрические системы, следовательно, работа с таким устройством возможна только в экранированном помещении.

 

1 - измерительная катушка градиентометрического типа, 2- высокочастотный экран, 3 - катушка связи со СКВИДом, 4 - СКВИД. 5 - сверхпроводящий экран, 6 - выводы СКВИДа, 7 - гелиевый дюар, 8 - отверстие для вывода паров гелия, Р - откачной патрубок, 10 - вакуумная рубашка, 11 - заслонки (радиационные экраны), 12 - металлические полоски, охлаждаемые потоком паров гелия, 13 - суперизоляция, 14 - жидкий гелий, 15 - молекулярное сито для улавливания просачивающихся паров гелия, 16 - хвостовик дюара.

Рисунок 3 – Конструкция вч-СКВИДа градиентометра первого порядка

Измерительная СКВИД - катушка, как правило, располагается возможно ближе к нижнему торцу дюара, около которого должен находиться объект исследования. Предварительный усилитель обычно устанавливается на верхней крышке дюара, при помощи кабельной сети усилитель связывается с блоком усиления, детектирования сигнала и блоком управления. Конструкция дюара допускает его повороты относительно вертикали на угол до в зависимости от высоты уровня жидкого гелия.

Для пользователя важно то обстоятельство, что выходной сигнал СКВИДа не похож на выходные сигналы других электронных приборов. Так как каждый цикл отклика идентичен другим, то невозможно определить абсолютное значение компоненты индукции МИ, а только лишь приращение ее в виде числа циклов при помощи электронных счетчиков или стабилизируя полное поле СКВИДа электронным путем. Второй путь является самым распространенным при биомагнитных исследованиях, так как он обеспечивает наибольшие пределы измерений.

Другая особенность периодической природы отклика состоит в том, что при наличии помех от вибрации, радиостанций, радиолокационных станций, электростатических разрядов и других многочисленных источников СКВИД - система может терять стабилизацию на частном пике отклика, приводя к срыву его работы. Уровень помех, требуемый для этого, составляет порядка 0,1 нТл. Такая низкая помехозащищенность СКВИДа обязывает к необходимости тщательного монтажа и введения экранирования, но не в области частот измерений СКВИДа.

Магнитометры с оптической накачкой (МОН) разрабатывали как в связи с необходимостью точных измерений МП на поверхности земли, так и на орбитах искусственных спутников земли, но, как показано в работе, возможно их применение для биомагнитных исследований, в частности, в магнитокардиографии, магнитопневмографии (исследование магнитных загрязнений легких), избытка железа в печени и т. п.

МОН основаны на применении методов резонансной оптической ориентации парамагнитных атомов и магнитного резонанса.

 

1 - ячейка поглощения, содержащая пары парамагнитного вещества, 2 - спектральная лампа, 3 - световод, 4 - -высокочастотный генератор возбуждения спектральной лампы, 5 - циркулярный поляризатор, 6 - линзы, 7 - - фотоприемник, 8 - радиочастотная катушка, 9 - широкополосный усилитель, 10 - частотно-измерительное устройство.

Рисунок 4 – Магнитометр на основе датчика с оптической накачкой

Свет от спектральной лампы подводится к ячейкам поглощения градиентометра при помощи световодов длиной 75 см, что необходимо для удаления генератора возбуждения с его некоторыми ферромагнитными элементами (транзисторы) от чувствительных элементов и для устранения электромагнитной девиации, вызванной токами в цепях питания генератора возбуждения.

Спектральная лампа имеет сферическую форму диаметром около 10 мм и содержит щелочной металл и буферный газ для облегчения условий поджига высокочастотного разряда. Циркулярный поляризатор состоит из инфракрасного поляроида и четвертьволновой пластинки. Оптические оси последних находятся под углом 45°. Ячейка поглощения - цилиндр с оптически полированными доньями. В боковой отросток ячейки под вакуумом вводится щелочной металл, внутренние стенки покрываются тонким слоем парафина для улучшения качества ячейки.

Наибольшее применение в МОН находит щелочной металл - цезий, как наиболее доступный и имеющий один стабильный изотоп Cs133. Спектральная лампа также содержит пары того же вещества, что и ячейка поглощения. В качестве рабочих веществ могут использоваться изотопы других щелочных металлов - рубидия, калия и газообразного гелия.

Рабочее вещество определяет температуру ячейки поглощения, при которой возможно получение максимального сигнала. Так, в случае использования цезия датчик МОН работает в диапазоне комнатных температур в пределах от 17° С до 30° С.

Сам датчик МОН представляет собой преобразователь модуля вектора индукции МП в изменение частоты или фазы в зависимости от схемы введения резонансного радиополя. При воздействии на поляризованный ансамбль атомов МП резонансной частоты на выходе фотоприемника возникает сигнал на той же резонансной частоте, при этом фаза сигнала в пределах ширины линии резонанса определяется соотношением

 , (8)

где ∆ω — расстройка относительно резонансной частоты ω0, полагая, что фазовые набеги в фотоприемнике и усилителе близки к нулю.

Чувствительность датчика МОН определяется дробовым шумом фотонов, новым током фотодиода и шумами первого каскада усиления. Второй и третий источники дают заметно меньший вклад в общий шум. Исследования показали, что спектральная плотность шума датчика составляет 200—400 фТл/Гц-1/2 в полосе частот от 0,5 Гц до 30—35 Гц. Теоретические расчеты потенциальной чувствительности МОН показывают, что она лежит в пределах около 10 фТл в полосе 1 Гц[3,4].

**2.2 Средства защиты от помех**

Датчики градиентометра практически любого типа имеют ограничения по быстродействию и пределам измерения в силу технических причин, поэтому введение активной защиты для датчика градиентометра означает снижение абсолютного уровня помех и, как следствие, повышение эффективности работы. Снижение уровня магнитных помех в объеме измерительного датчика при отсутствии экранированной комнаты возможно произвести методом отрицательной обратной связи; путем выделения помех при помощи того или иного типа датчика, усиления их и подачи в виде тока в колечную систему для создания МП, противоположного по знаку полю магнитной помехи.

Размеры колечной системы определяются требованиями к однородности МП внутри системы и размерами биообъекта. Так, при измерении биомагнитных полей человека размеры колечной системы должны допускать его размещение внутри системы. Однородная область колечной системы возрастает с увеличением геометрических размеров, но при этом уменьшается коэффициент преобразования, т. е. создаваемое MП на единицу тока при неизменном числе витков обмотки.

Для компонентных градиентометрических измерений подавление помех производится при помощи трех взаимно ортогональных колечных систем. Соответственно и датчики МП для выделения помех должны быть компонентными. Они располагаются вблизи центра колечной системы, а в центре 57 размещается датчик градиентометра. Смещение датчика измерения помех относительно центра колечной системы при ее малых объемах однородного поля производит только частичную компенсацию помех в центре, меньшую, чем в объеме датчика компенсации. Для подавления больших магнитных помех более 100 - 1000 нТл возможно применение феррозондовых датчиков, работающих в режиме нуль-органа, т. е. индикатора приращений компоненты МП относительно ее среднего значения. Такой подход требует введения в состав феррозондового датчика дополнительной обмотки компенсации и источника тока с относительной нестабильностью порядка. В этом случае возможно подавление помех до уровня порядка 1 нТл в объеме датчика помех.

Оптимальным вариантом активной защиты является сочетание градиентометрического и вариационного измерителя МП, когда сигнал, пропорциональный уровню вариаций и помех МП через колечную систему компенсации, обеспечивает помехоустойчивую работу градиентометра. Для этого необходимо, чтобы датчик вариаций входил в состав градиентометра. Такой вариант возможно осуществить на датчиках с оптической накачкой в силу того, что, как правило, один из датчиков градиентометра работает в автоколебательном режиме и его сигнал можно демодулировать для получения информации о вариациях помех. Так как датчики с оптической накачкой являются модульными, то ось колечной системы устанавливается по направлению ГМП. Для территории Советского Союза угол между направлением вектора индукции МП и поверхностью Земли, называемый наклонением, лежит в пределах θ = 60° - 80°, т. е. практически возможна установка оси колечной системы активной защиты перпендикулярно к поверхности Земли при относительно небольшой потере в коэффициенте преобразования (14% для θ = 60°) [5].

**2.3** **Штативно - механические устройства для биомагнитных исследований**

Магниточувствительный датчик любого типа - модульный или компонентный - требует жесткого расположения в пространстве в силу того, что его перемещения в неоднородном МП приводят к возникновению артефактов, которые по своему уровню могут существенно превысить полезный сигнал от биообъекта.

Постоянное МП земли достаточно однородно и среднее значение градиента составляет около 5 - 10 пТл/м. Обычно в месте проведения биомагнитных исследований практически всегда присутствуют магнитные массы: батареи и трубы отопления, железобетонные перекрытия здания, лифтовые колодцы и другие стальные конструкции, создающие свои МП и искажающие топологию естественного ГМП. Источниками неоднородного МП являются также электронные блоки, измерительные приборы, самописцы, входящие в состав магнитометрических средств измерений. Поэтому их разнос от магниточувствительного датчика необходим и обязателен. Практически трудно предсказать значения ожидаемых градиентов МП и уровня магнитных помех, вызванных индукционными явлениями в металлических конструкциях. В силу этого установке датчика для биоисследований должна предшествовать работа по определению градиента МП и его вариаций в рабочем помещении при помощи переносных промышленных приборов типа М-ЗЗ, КМ-2, КМ-8 и других. Предварительное исследование позволяет оценить возможность проведения биомагнитных измерений в данном месте или наметить необходимые пути по уменьшению градиента МП и уровня помех. Компенсация градиента в небольших пределах может быть проведена при помощи постоянных магнитов, располагаемых на расстоянии порядка 2 - 3 м от магниточувствительного датчика. Положение магнита в пространстве подбирается по минимуму градиента МП в объеме датчика.

Крепление датчика должно быть жестким, конструктивные элементы крепления выполняются из немагнитных материалов - капролактана, полипропилена, гетинакса, текстолита, дюралия, но в окрестности чувствительного элемента не должны присутствовать хорошо проводящие металлические конструкции во избежание влияния индукционных токов в них. Использование магниево - алюминиевых сплавов в конструкции крепления нежелательно из-за возникновения фототоков при падении на них света.

Магниточувствительный датчик может располагаться на штативе, который механически развязан с лежаком для исследуемого объекта, или на кронштейне, закрепленном на стене или потолке помещения.

Под датчиком располагается подвижная по двум прямоугольным координатам горизонтальная платформа, на которой размещается испытуемый в положении лежа. Перемещение платформы по двум координатам позволяет сместить желаемую область объекта в область действия датчик . Желательно 67 предусмотреть возможность спуска-подъема датчика для перемещении испытуемого и измерений в соответствии с конфигурацией тела обследуемого. Платформа также должна быть выполнена с минимальным числом немагнитных металлических конструкций. Подстилка на платформе и подушка должны привносить определенный комфорт для испытуемого, учитывая, что время проведения некоторых биомагнитных исследований относительно велико и составляет десятки минут [6].

 **3 Оценка биомагнитных полей различных органов**

**3.1 Магнитокардиография**

Измерение параметров биомагнитного поля используется: при исследованиях работы сердца (магнитокардиографические измерения, МКГ); при исследованиях магнитного поля мозга (магнитоэнцефалографические измерения, ЭМГ, нейромагнито-метрия); при исследованиях магнитного поля мышц (магнитомиографические измерения, ММГ); при исследованиях магнитного поля глаза (магнитоокулограмма и МОГ) и магниторетинограммы (МРГ) при исследованиях магнитного поля нерва.

При МГК обычно измеряются временные изменения биомагнитного поля в точках, равномерно распределенных на передней поверхности грудной клетки или во фронтальной плоскости в непосредственной близости от сердца. В ряде случаев оценивают поле в точках около сердца на поверхности спины. В этих областях изменения биомагнитного поля при работе сердца наиболее ощутимы. Причем форма сигналов, получаемых при магнитокардиографии, напоминает сигналы при электрокардиографии и в то же время имеет некоторые отличия от них. При измерениях сверхслабых магнитных полей, вызванных повреждениями участков миокарда или специализированных структур сердца, используется магнитокардиография высокого разрешения. Она отличается использованием специальных мер повышения чувствительности и борьбы с помехами (экранирование помещения, осреднение сигнала, использование градиаметров высоких порядков. Измеряемые сигналы при этом обычно имеют амплитуду менее 1 пТл.

Наиболее ярко достоинства магнитографии проявляются при наблюдении медленно меняющихся и том более постоянных сигналов. Так, именно магнитографически были обнаружены постоянные «токи повреждения», возникающие при закупорке коронарной артерии (в экспериментах на собаках).

Другой серьезный успех магнитокардиографии — наблюдение МКГ плода в теле матери (рис. 2). Четкая локализация магнитного поля в районе источника позволила отделить сигналы плода от более сильных сигналов материнского сердца, в то время как электрические сигналы в значительной мере смешаны — из-за пространственной размазанности слабых поверхностных токов ЭКГ.

|  |
| --- |
| http://www.integro.ru/system/new_science/field_obj/magn2.jpg |
|  Рисунок 6 – Магнито- и электрокардиограмма плода в теле матери. П, М - сигналы сердца плода и материнского сердца соответственно. |

Магнитография позволяют решать и другую важную задачу кардиологии — определение кровотока в сердце. Если наложить небольшое внешнее магнитное поле, то периодический выброс крови сердцем вызовет переменный магнитный сигнал, позволяющий определить объем и скорость движущейся жидкости.

 Совсем недавно возникло повое направление в магнитокардиографии, которое сродни рассматриваемым ниже нейромагнитным измерениям, - это МГК высокого разрешения. Суть ее заключается в более «пристальном» изучении тех интервалов сердечного цикла, когда мышца спокойна: в это время можно измерить слабые магнитные сигналы, сопровождающие нервные импульсы, распространяющиеся в сердце. Была выявлена интересная особенность: эти системы неизменны в точение приблизительно 20 циклов, затем слегка изменяют форму, снова сохраняя ее следующие 5—10 циклов, и т. д. Вероятно, здесь содержится определенная информация о нервных процессах в сердце [7].

 **3.2 Нейромагнитометрия.**

 Процесс измерения магнитных полей биоэлектрических источников мозга, а также отдельных нервных клеток называют нейромагнитометрией*.*При ее проведении отсутствуют проблемы с выбором положения индеферентного электрода, необходимого для проведения электроэнцефалографии, легко обеспечивается необходимая многоканальность в получении информации, более высокая точность в бесконтактной локализации мест электрической активности, отсутствие повреждений клеток, всегда необходимых при внутриклеточных электрофизиологических исследованиях. При нейромагнитометрии измеряются или электрическая активность различных частей нервной системы, или активности, вызванные реакциями на внешние раздражители. Ввиду малых уровней этих магнитных полей их измерение возможно только с помощью сквид-магнитометров. В составе сигнала биомагнитного поля головного мозга просматриваются те же ритмы, которые регистрируются при электроэнцефалографии.

 Магнитонейрометрические исследования вызванных ответов, как правило, используются для локализации участков головного мозга, которые возбуждаются при стимуляции определенных рецепторов. Используются зрительные, осязательные, слуховые и др. виды "предъявления" стимула [8].

 **3.3 Магнитные поля внутренних органов, кожи, мышц, глаз**

 При измерении магнитного поля мышц вид ММГ несколько меняется в зависимости от типа мышцы. Как известно, механизм генерации и распределения импульса возбуждения в мышечном волокне очень близок к механизму электрического возбуждения нерва. Каждый импульс начинается с деполяризации клеточной мембраны и появлением потенциала действия. При этом возникают клеточные генераторы электрического тока и соответствующее магнитное поле в окружающем пространстве. Плавное сокращение мышцы есть результат последовательности быстрых кратковременных толчков, порождаемых импульсами возбуждения. Это есть результат стимулирования действия многих двигательных единиц. В процесс обычно вовлекается большое число мышечных волокон и пучков. Электрические потенциалы, снятые с поверхности кожного покрова, характеризующие электромиограмму, имеют сложную форму, зависящую от типа мышцы и ее физиологического состояния. Спектр этих колебаний лежит в диапазоне частот от 10 Гц до нескольких кГц. Форма спектра ММГ также зависит от типа мышц и их состояния. Так, при измерениях в области локтя спектр ММГ имеет максимум вблизи частоты 40 Гц, а при измерениях в области ладони - максимум вблизи частоты 80 Гц. При сокращении мышцы наряду с магнитным полем, характеризующим импульсный ток, возникает квазипостоянное магнитное поле, которое постепенно уменьшается в период ее расслабления.

 Следует отметить, что квазипостоянные магнитные поля регистрировали не только вблизи конечностей, но и в области желудочно-кишечного тракта, у поверхности головы и в других местах тела. Высказывается предположение, что они вызываются потоками ионов в жидкостях тела, движущихся под действием локальных различий в их концентрациях.

 Биомагнитные поля, вызванные биоэлектрическими генераторами сетчатки глаза, оцениваются с помощью магнитоокулограмм и магниторетинограмм. Сетчатка образует заднюю внутреннюю стенку глазного яблока. Она по-крупному состоит из эпителия, фоторецепторов и других клеток. В сетчатке протекают электрические токи. При этом с противоположных ее сторон имеется разность потенциалов порядка 100 мВ. Значения токов зависят от степени освещения конкретной зоны сетчатки.

 Соответственно изменяется магнитное поле, создаваемое током данной зоны. При движениях глазного яблока генераторы био-ЭДС смещаются, что приводит к изменению магнитного поля. Биомагнитные поля магнитной индукции, регистрируемые вблизи глаза, называются магнитоокулограммой (МОГ), а электрические поля на кожном покрове - электроокулограммой (ЭОГ). Значения магнитной индукции оценивается в пределах несколько пТл-1,5 десятка пТл.

При воздействии на глаз кратковременными вспышками света в клетках сетчатки происходят реакции, сопровождающиеся генерацией электрических токов, биоэлектрической ЭДС и биомагнитных полей. Электрические сигналы потенциала, отводимые при этом от роговой оболочки глаза относительно отделений индифферентной точки, называются электроретинограммой (ЭРГ).

Соответствующие им сигналы магнитной индукции называют магниторетинограммой (МРГ). В связи с тем, что сигнал МРГ очень мал, порядка 0,1 пТл, оценить его значение удается только при использовании методов осреднения. Эксперименты показали, что в большинстве случаев внешние воздействия, а также моргание глазами, приводят к появлению диполя электрического тока, магнитное поле которого оценивается с помощью технических средств [9].

 **3.4 Ферромагнитные частицы в организме**

На коже и в организме большинства людей, особенно работающих в металлообрабатывающей промышленности, присутствуют мелкие ферромагнитные частицы, магнитные поля которых могут мешать тонким биомагнитным измерениям. Вообще говоря, от этих помех можно избавиться размагничиванием во внешнем переменном поле убывающей амплитуды. Поля ферромагнитных частиц можно и усилить намагничиванием и достаточно большом постоянном поле. Тогда измерения можно проводить даже менее чувствительными приборами, особенно если содержание ферромагнитных частиц в организме велико. Например, обычные (феррозондовые) магнитометры уже используются как средство охраны труда для определения содержания железной пыли в легких сварщиков.

Применение сквида позволяет обнаруживать малейшие количества, но только ферромагнитных, по и парамагнитных (т.е. существенно слабее намагничиваемых) примесей. Высокая чувствительность метода может оказаться полезной для ряда диагностических целей. С помощью сквид-магнитометров удалось выделить магнитный сигнал от микрочастиц железа, попавших в желудок вместе с едой, а это дает возможность определять, например, какими были продукты - свежими или консервированными. Кроме того, измерение распределения магнитных полей вокруг торса человека после ингаляции безвредного для организма магнетита (Fe3O4) позволяет наблюдать места преимущественного осаждения пыли и легких и скорость ее естественного выведения (обнаружено, в частности, что у курящих пыль выводится медленнее, чем у некурящих). Таким способом можно выявить очаги застойности (воспаление), а по результатам физического воздействия на частицы ныли (ультразвуком, СВЧ-нагревом или переменным магнитным нолем) получить информацию о характере цитологических изменений в очаге. Подобные исследования проводятся и на любом другом органе, в который можно внести магнитные частицы. Например, недавно был реализован своеобразный метод регистрации колебательных движений глаза (тремора и саккад) и органов среднего уха, заключающийся и том, что в нужном месте закрепляется мельчайшая пылинка ферромагнетика, а ее движение регистрируется по колебаниям магнитного поля [10].

 **ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

 На основании экспериментальных и теоретических данных можно выделить следующие основные преимущества методов магнитометрии биообъектов по сравнению с другими методами:

 1.Бесконтактный съем информации с биообъектов.

 2.Способность обнаружения некоторых источников электромагнитной активности у человека и животных, которые не могут быть обнаружены измерениями потенциала поверхности тела (например, постоянное поле сердца).

 3.Определение пространственного распределения этих источников в организме.

 4. Меньшие искажения окружающими тканями и костью МП по сравнению с электрическим полем позволяют предположить возможность разработки методов ранней диагностики некоторых заболеваний сердца, мозга, мышц и т. д.

 5.Количественная оценка магнитных включений в биологические системы и биосоединения. Можно предположить, что в идеале техника магнитометрии сможет зарегистрировать любое перемещение зарядов как в потоке жидкости, отдифференцировав ламинарные и турбулентные потоки, так и в некоторых биохимических реакциях, где создаются условия для направленного движения ионов.

 В ходе написания курсовой работы овладел следующими общепрофессиональными компетенциями:

 – готовностью применять современные средства выполнения и редактирования изображений и чертежей(ОПК-4), данная компетенция была приобретена входе копирования изображений их источников;

 – способность осуществлять поиск, обработку и анализ информации из различных источников, представлять её в требуемом формате с использованием информационных и компьютерных технологий (ОПК- 6): освоение данной компетенции состояло в том, что были найдены различные источники информации о различных способах регистрации и оценки магнитных полей биообъектов, а также обнаружен материал для дальнейшего практического исследования. Найденные данные были представлены в нужном формате с помощью компьютерных технологий;

 – владение основными методами, способами и средствами получения, обработки информации, навыками работы с компьютером (ОПК- 9): а именно, получен опыт работы с информацией в виде текста и изображений. Освоен принцип создания и оформления курсовой работы – выделение её разделов, правильное редактирование текста и расположение изображений, а так же их подпись

 **СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ**

1. Ю.А.Холодов Магнитные поля биологических обьектов / Холодов Ю.А., Козлов А.Н., Горбач А.М.,МОСКВА «НАУКА» 1987. -138с.

2. ВагинЮ.ЕОпыт локального воздействия электромагнитной энергии сверхвысокой частоты на биологически активные точки /Ю.Е Вагин*,* В.А*.* Шестиперов // Научные доклады высшей школы. Биологические науки. 1983. № 1, ст.43

3. Подходы к оценке биомагнитных полей.// Российский Медицинский информационный ресурс – 2006 -2013. – Сайт, посвященный медицинскойи околомедицинской тематике. – (Рус.). – URL: <http://www.rosmedic.ru/metodyi-osnovannyie-na-otsenke-parametrov-magnitnyih-/podhodyi-k-otsenke-biomagnitnyih.html> [дата обращения: 11 мая 2015]

4. Магнитные поля человека.// Центр системных исследований "Интегро" – 2007 – Компания-системный интегратор, занимающаяся разработкой и внедрением автоматизированных информационных систем для организаций, ориентированных на управление ресурсами территорий. – (Рус.). – URL: [http://www.integro.ru/system/new science/field obj/magnit.html](http://www.integro.ru/system/new%20science/field%20obj/magnit.html) [дата обращения: 25 апреля 2015]

5. Э. Хакмак Краткий обзор биомагнитной терапии, перевод Бориса Хаита (отрывок из статьи)./ Хакмак Э. – (Рус.). – <http://mk-sharya.ru/netradicionnaya-medicina/2979-primenenie-biomagnetizma.html> [дата обращения: 10 мая 2015]

6. Сверхчувствительная магнитометрия и биомагнетизм // Энциклопедия физики и техники – 2008. – (Рус.). – URL: http://www.femto.com.ua/articles/part\_1/2079.htmlhttp:/www.iis.ru/el-bib [дата обращения: 06 мая 2015]

7. Антонов В.Ф. «Физика и биофизика». Курс лекций для студентов медицинских вузов. В.Ф. Антонов., А.В. Коржуев М.: ГЭОТАР - МЕД, 2004. - 192 с.

8. Волькенштейн М. В. Биофизика / М. В. Волькештейн, 1988. - Т.277, - №6. 593с

9. Физические поля биологических объектов. / М. В. Гуляев // URL: http://www.integro.ru/system/new\_science/field\_obj/field\_obj.htm [дата обращения: 18.05.2015]

10. Девятков Н.Д. Миллиметровые волны и их роль в процессах жизнедеятельности / Н. Д. Девятков., М. Б. Голант., О. В.Бецкий. – М.: Радио и связь, 1991, 168 с.