

Раздел II

Инструментальное обеспечение биомагнитных исследований

Известно, что новые научные данные добываются обычно по мере совершенствования методов исследования. Современный биомагнетизм как нельзя лучше иллюстрирует это положение. Даже в названии некоторых публикаций подчеркивается, что это направление исследований связано со сверхчувствительной магнитометрией [13,51].

Поскольку книга адресована преимущественно специалистам медико-биологического профиля, мы приводим здесь только определенный минимум данных о методах магнитометрии.

Заинтересованный читатель найдет дополнительные сведения по этому вопросу в других публикациях [35,36,39,45,69].

Некоторые из описываемых методов магнитометрии можно отнести к разряду малодоступных в настоящее время. Однако мы надеемся, что в недалеком будущем методы магнитометрии станут рутинными способами исследования биологических объектов. Для осуществления этой надежды в большей мере необходимы организационные, нежели материальные, затраты.

Глава 2

Методы регистрации магнитных полей биообъектов

При регистрации МП биообъектов в настоящее время используются магнитометры, различные как по способу построения, так и по своей структуре. Первые измерения МП сердца человека выполнены с помощью индукционного магнитометра - многовитковой катушки с сердечником из материала с высокой магнитной проницаемостью (ИМ) [46, 83] ИМ является измерителем компоненты МП, направленной вдоль оси датчика.

Этот тип магнитометра в настоящее время применяется в магнитокардиографических исследованиях, несмотря на ряд технических недостатков [108].

С начала семидесятых годов ряд исследователей за рубежом начали применять для измерения МП человека и животных другой тип магнитометра — сверхпроводящий квантовый интерференционный датчик- (СКВИД) - [94, 148]. Как и ИМ, СКВИД является компонентным измерителем. Благодаря тому, что работа датчика СКВИД происходит при температурах, близких к абсолютному нулю в материалах, сопротивление которых уменьшается до нулевого уровня, уровень собственных шумов датчика чрезвычайно мал и, по-видимому, на основе каких-либо других физических явлений вряд ли удастся в ближайшие годы достичь столь малого уровня шума в магнитных измерениях, но реализация низкого уровня шума практически возможна только при малых уровнях магнитных помех.

Во второй половине семидесятых годов появилась публикация о применении для биомагнитных исследований квантового магнитометра с оптической накачкой (МОН), являющегося измерителем модуля магнитной индукции [30]. Датчик МОН в принципе является инвариантным в пространстве, следовательно, его показания не зависят от ориентации. По уровню собственных шумов МОН в диапазоне частот ниже 50 Гц занимает промежуточное положение между ИМ и СКВИД.

Следует упомянуть, что кроме перечисленных типов магнитометров есть другие, которые могут быть полезны при измерении относительно больших по величине МП биообъектов. Разновидностью ИМ является так называемый феррозондовый магнитометр (ФМ), у которого датчик является активным, т. е. в него вводится извне дополнительная энергия для перемагничивания сердечника. Теоретический предел уровня собственного шума ФМ определяется магнитными шумами Баркгаузена в сердечнике и лежит на уровне порядка 1 пТл в области частот, прилегающих к нулю. Реальные шумовые пороги по величине примерно на порядок выше. Линейные размеры датчика ФМ существенно меньше, чем у ИМ, применяемого при регистрации МП сердца. В стадии развития находятся магнитометры на основе эффекта Фарадея (МЭФ) — вращения плоскости поляризации оптического излучения под действием

магнитного поля в волоконных нитях [103]. МЭФ пока по чувствительности уступают многим типам магнитометров. Основное, что привлекает в таких магнитометрах,— относительная простота датчика, малые его габариты. МЭФ является измерителем компоненты магнитной индукции.

Многообразие типов магнитометров позволяет остановиться на том, который соответствует поставленной задаче измерений, не привлекая без нужды дорогостоящие в производстве и эксплуатации магнитометры. Очевидно, что проведение магнитоэнцефалографических исследований или вызванных МП головного мозга возможно главным образом с помощью СКВИД. Привлечение других типов магнитометров для решения такой задачи целесообразно тогда, когда в распоряжении исследователей имеются соответствующие средства обработки сигналов.

В биоманитных исследованиях используется разновидность схемы построения аппаратуры для неинвазивного измерения кровотока в течение сердечного цикла. В основе измерений лежит метод определения магнитной восприимчивости крови [146]. Собственно, сам метод представляет собой измерение МП исследуемого объекта при наложении внешнего МП. Если исследуемый объект обладает пара- или диамагнитными свойствами, то при наложении МП наблюдается намагничивание объекта, пропорциональное этому полю, но отличающееся по знаку. Для парамагнетиков намагничивание производится вдоль направления МП, а для диамагнетиков — в противоположном направлении. Кровь обладает диамагнитными свойствами, как и вода; магнитная восприимчивость крови составляет $0,7 \cdot 10^{-6}$.

В качестве магниточувствительного датчика в известных экспериментах используется СКВИД с трансформатором потока. Сигнальная петля ТП выполнена по дифференциальной схеме и жестко укрепляется на цилиндрическом сверхпроводящем магните, создающем поле намагничивания в объеме сердца порядка 10^{-3} Тл [146].

Другой вариант аппаратуры для измерения магнитной восприимчивости отличается способом задания внешнего МП. Для этого применяется колечная система, позволяющая задавать различные величины индукции поля [7,74].

Более точные результаты измерения магнитной восприимчивости получаются при использовании кольцевой системы, нежели чем при применении постоянного магнита в силу лучшей однородности создаваемого МП. В ошибку измерения может входить погрешность за счет МП, если его величину и направление не принимать во внимание.

Вопросам создания аппаратуры на основе различных принципов действия и использования ее в биомагнитных исследованиях посвящена литература, из которой можно получить дополнительные сведения технического и методического характера магнитных измерений [13,24,45,51,85].

2.1. Индукционный датчик

Первые магнитные измерения сердца человека были выполнены при помощи индукционных датчиков ИМ, включенных по дифференциальной схеме измерений [83]. 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

$$E = -d/dt (\mu W S B \sin \alpha), \quad (1)$$

где μ - эффективная магнитная проницаемость, S — площадь витка катушки, W — число витков катушки, B - индукция воздействующего МП, α — угол между вектором магнитной индукции и плоскостью витка катушки.

Выходная ЭДС является функцией изменения любого параметра — μ W S B , α во времени. Если они остаются постоянными, кроме B , то метод преобразования называется пассивным. Из уравнения (1) следует, что пассивный индукционный датчик не чувствителен к постоянным МП.

При измерении B по синусоидальному закону выходная ЭДС подчиняется соотношению (1)

$$e = W\mu S (dBx \sin \omega t / dt) = W\mu SBx \cos \omega t.$$

Для восстановления формы сигнала следует применить операцию интегрирования, тогда

$$u = \int W\mu SBx \cos \omega t = W\mu SBx \sin \omega t.$$

Произведение $W\mu S$ есть коэффициент преобразования, зависящий только от конструктивных характеристик преобразователя. Эффективная проницаемость μ 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

$$\mu = \mu r / [1 + D(\mu r - 1)], \quad (2)$$

где μr — начальная магнитная проницаемость материала сердечника. Для примера укажем, что при $D = 0,1$ и $\mu r > 1000$ 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

$$em = (4kTrm\Delta F)^{1/2}, \quad (3)$$

где k — постоянная Больцмана, T — температура в градусах Кельвина, ΔF — полоса пропускания. Спектральная плотность флуктуаций МП, эквивалентных тепловых шумам индукционного датчика, с учетом того факта, что ЭДС, индуцируемая в катушке, пропорциональна частоте, определяется из выражения

$$Sb = 4kTrn^{1/2} / \omega W\mu S \quad (4)$$

Если для примера предположить, что датчик без сердечника содержит 10^4 витков медного провода с суммарной площадью $S=10^{-2} \text{ м}^2$ и $m = 20 \text{ кОм}$, то спектральная плотность шума при комнатной температуре, связанная с тепловыми шумами в m , составит $3 \text{ пТл}\cdot\text{Гц}^{-1/2}$ на частоте 10 Гц . При охлаждении датчика до температуры жидкого гелия — $4,2 \text{ К}$ спектральная плотность шума уменьшится до $0,4 \text{ нТл}\cdot\text{Гц}^{-1/2}$ на той же частоте. Индукционный датчик, использованный в работе [83], имел спектральную плотность шума $5 \text{ пТл}\cdot\text{Гц}^{-1/2}$ на частоте 10 Гц . Снижение шума индукционного датчика достигается введением ферритового сердечника или 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 [92]. 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 градиентметра. 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.

2.2. Феррозондовые магнитометры

Феррозондовые магнитометры — ФМ 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 [6, 7, 47].

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 H_s . 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, линеаризует передаточную характеристику и расширяет полосу пропускания ФМ.

Потенциальная чувствительность ФМ определяется шумами Баркгаузена, возникающими при движении в доменных стенок в сердечнике при наличии поля 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 $10 \text{ пТл}\cdot\text{Гц}^{-1,2}$. Лучшие экспериментальные образцы ФМ на кольцевых сердечниках имеют спектральную плотность шума $0,3 \text{ пТл}\cdot\text{Гц}^{-1,2}$ на частотах выше 3 Гц [75].

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 $0,05 \text{ нТл}/\text{C}^\circ$.

2.3. Сверхпроводящий квантовый интерференционный датчик

За рубежом для проведения биомагнитных исследований наиболее часто применяются СКВИДы. В последние годы в СССР также разработаны СКВИДы, позволяющие измерять МП биообъектов [II, 56]. 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 - 18,3 К [10, 28, 49].

Для понимания физической природы сверхпроводимости и принципов квантовой интерференции рассмотрим основные явления в сверхпроводнике. При пропускании постоянного тока через металл, находящийся в сверхпроводящем состоянии, вольтметр, присоединенный к точкам ввода и вывода тока, не покажет какого-либо падения напряжения на этом металле. При

разделении материала сверхпроводника на две части течение тока прекратится, вольтметр покажет напряжение, равное напряжению незамкнутой цепи источника тока.

Если же расстояние между половинками сверхпроводника уменьшить до расстояния порядка 1 - 2 нм, то может произойти удивительное явление, что между двумя половинками сверхпроводника нет никакого напряжения, однако постоянный ток течет в цепи, т. е. протекание тока происходит и через узкую щель. Это явление называется эффектом постоянного тока Джозефсона. Есть и другой эффект переменного тока Джозефсона, заключающийся в том, что в цепи сверхпроводника протекает ток, а вольтметр показывает напряжение и при этом из щели в сверхпроводнике происходит излучение электромагнитной энергии [28].

Эти два эффекта являются следствием уникальной природы сверхпроводящего состояния. Нас в большей мере интересует первый эффект постоянного тока, так как на его основе созданы выдающиеся по своей чувствительности магнитометры.

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.

В состоянии сверхпроводимости рассеяние электронов в высшей степени маловероятно и сверхпроводящий ток, возникнув в какой-то момент, оказывается невосприимчивым к рассеянию, которое обуславливает возникновение сопротивления в случае нормальных токов.

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 электронных 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. Связь между отдельными электронами чрезвычайно слабая, она нарушается, когда пропадает сверхпроводимость.

В состоянии сверхпроводимости два спаренных электрона отделены в среднем расстоянием, которое в тысячи раз больше, чем расстояние между ионами решетки металла. Так как на каждый ион приходится несколько электронов, то электроны каждой связанной пары располагаются в объеме, который содержит миллионы других электронных пар. Из принципов квантовой механики следует, что в этом случае имеется полная корреляция в движении всех электронных пар.

Электронную пару можно описать волной с длиной волны $\lambda = h/P$, где P —импульс центра масс, h — постоянная Планка, 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.

Идентичность фаз пар в сверхпроводнике - это квантомеханический эффект, проявляющийся на макроскопическом уровне.

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 [10,28].

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 математическом представлении это означает

$$2\pi n = \theta + 2\pi\Phi/\Phi_0,$$

где Φ_0 — квант магнитного потока, равный $2,07 \cdot 10^{-15}$ Вб.

Второй член правой части уравнения определяет набег фазы, задаваемый магнитным потоком Φ через кольцо СКВИД. С возрастанием потока происходит скачкообразное изменение потока в кольце на один квант магнитного потока Φ_0 . При скачке происходит изменение фазы на величину, близкую к Φ_0 , и при увеличении внешнего поля снова медленно изменяется, тем самым показывая периодическую зависимость разности фаз на переходе с периодом $\Delta\theta = \Phi_0/S$, где S — площадь кольца СКВИД. Этот период не зависит от типа СКВИД.

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 i_c , 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. Максимумы тока имеют место при $\Phi_{\text{внешн}} = 0, \Phi_0, 2\Phi_0 \dots$ и минимумы при $\Phi_{\text{внешн}} = \Phi/2, 3\Phi_0/2 \dots$. От этого периодически меняется напряжение на СКВИД. Амплитуда изменений составляет примерно 10 мкВ.

Непосредственно измерить напряжение в однопереходной конструкции СКВИД невозможно, так как подводящие провода будут всегда закорочены сверхпроводящей частью кольца. Поэтому воздействие внешнего МП на СКВИД измеряется на высокой частоте.

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 падений 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. 2, в). В каждом из них имеется сверхпроводящая входная катушка, входящая в состав трансформатора потока, и медная вч-катушка, служащая для контроля состояния СКВИД.

Что касается двухпереходных СКВИДов, работающих на постоянном токе, то они изготавливаются методами технологии

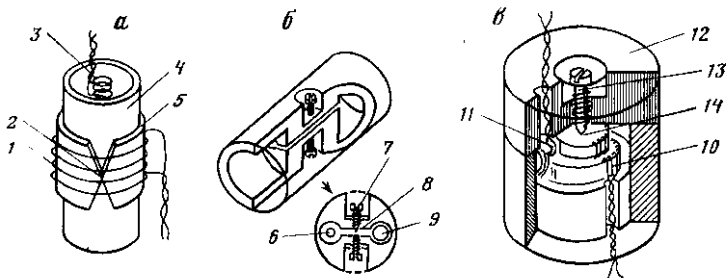


Рис. 2. Различные типы вч-СКВИДа

a — 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 — вит с заостренным концом, 8 — слабая связь, 9 — входная катушка; *в* — торoidalный: 10 — входная катушка, 11 — вч катушка, 12 — ниобиевый корпус, 13 — вит с заостренным концом, 14 — слабая связь

тонкопленочных схем. Пока СКВИДы такого типа не нашли широкого применения в биомагнитных измерениях.

Электрическая схема однопереходного СКВИДа с вч-возбуждением представлена на рис. 3. Высокочастотное поле смещения создается током от вч-генератора через вч-катушку с индуктивностью L_1 , связанной со СКВИДОм. Индуктивность L_1 и конденсатор C_1 образуют колебательный контур. Частота настройки контура обычно выбирается около 20 мГц. Контур возбуждается на частоте резонанса от вч-генератора. Ток генератора I_g гораздо меньше тока I_k в вч-контуре и связан с последним соотношением $I_g = I_k / Q_k$, где Q_k - добротность контура. Если амплитуда тока I_k велика, то в течение каждого периода этого тока состояние СКВИД проходит через две полные петли гистерезиса, во время одной из которых в СКВИД вводится квант магнитного потока, а во время другой квант выводится. Потери энергии в переходе СКВИД, когда он на короткое время теряет сверхпроводимость, проявляются в изменении полного сопротивления колебательного контура, приводящем к изменению напряжения на нем.

Схема включает в себя модуляционный генератор и синхронный детектор для организации цепи обратной связи. Это позволяет расширить динамический диапазон измерений.

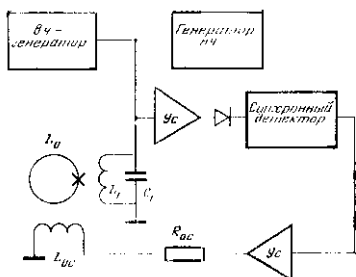


Рис. 3. Электрическая схема соединенный одно-переходного СКВИДа с вч-возбуждением

Объяснения в тексте

Иногда такую схему называют, схемой фиксации магнитного потока, поскольку усредненный по периоду вч-сигнала магнитный поток через, кольцо СКВИД поддерживается неизменным, т. е. СКВИД является нуль-органом, а ток обратной связи удобно вводить в катушку $L_{ос}$. При этом падение напряжения на сопротивлении $R_{ос}$ обратной связи оказывается пропорциональным измеряемому магнитному потоку. Модулирующее поле f_m , изменяющееся во времени по прямоугольному закону, создается на частоте порядка 100 кГц, что определяет равномерность частотной характеристики от нуля до верхней граничной частоты порядка $f_m/2$. Усиление и постоянная времени цепи обратной связи накладывают ограничение на максимальную скорость изменения магнитного потока. Типичная максимальная скорость слежения для серийных СКВИД составляет около $10^7 \Phi_0/c$.

Основные источники шумов в вч-СКВИДах таковы: первый каскад усиления, элементы вч-контура, находящиеся при комнатной температуре, и собственные шумы СКВИДа. Последние обязаны флуктуациям тока, циркулирующего по кольцу СКВИДа при термодинамическом равновесии, когда под влиянием вч-поля этот ток приближается к критическому. Среднеквадратичное значение изменений магнитного потока — магнитный шум для серийных приборов составляет

$$S_{\Phi}^{1/2} = 10^{-5} \Phi_0 / \text{Гц}^{1/2}$$

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 $2 \cdot 10^{-28}$ Дж/Гц. При лабораторных исследованиях СКВИДов показано, что энергетическая чувствительность может достигать $7 \cdot 10^{-31}$ Дж/Гц, тогда как квантовый предел оценивается величиной $1,1 \cdot 10^{-34}$ Дж/Гц [45].

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 L_0 . Во-первых, чтобы тепловые флуктуации с энергией $\sim kT$ (T - температура, равная 4,2 К, k - постоянная Больцмана) не нарушали эффект Джозефсона в слабом звене, необходимо, чтобы $L_0 < \Phi^2_0 / kT$ [49]. Во-вторых, с увеличением L_0 уменьшается критический ток I_k через джозефсоновский переход, который связан с L_0 условием $L_0 I_k \sim \Phi_0$, а с уменьшением критического тока уменьшается стабильность работы перехода. 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 (ТП) (рис. 4, а). Последний представляет собой замкнутую петлю из сверхпроводящего материала, свитую в двух местах в катушки. Сигнальная катушка с индуктивностью L_s помещается в отверстие СКВИДа так, чтобы получить максимальный коэффициент связи, а приемная катушка с индуктивностью L_p находится в измеряемом МП.

Так как ТП есть замкнутая петля сверхпроводника, то магнитный поток в нем остается постоянным, т.е. при изменении МП в области L_p в петле возникает сверхпроводящий ток, не дающий изменяться суммарному потоку в петле. Наведенный ток, протекающий

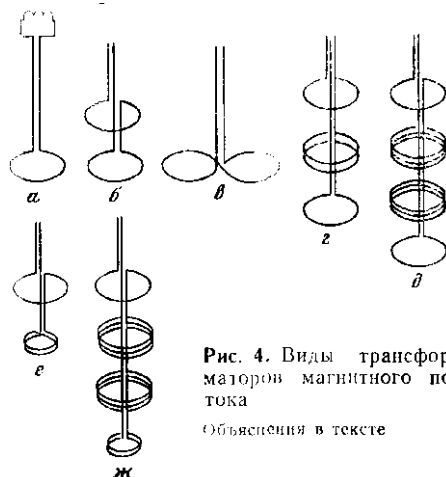


Рис. 4. Виды трансформаторов магнитного потока

Объяснения в тексте

по сигнальной катушке L_c , наводит поток в СКВИДе, который и измеряется. Оптимальная передача потока в СКВИДе происходит при $L_c = L_n$. ТП существенно увеличивает эффективную площадь СКВИДа, но имеется ограничение на площадь приемной катушки, так как при ее увеличении возрастает L_c , уменьшается коэффициент связи между приемной катушкой и СКВИД. Правда, при биомагнитных исследованиях большие размеры приемной петли нецелесообразны, так как при этом уменьшается связь между источником сигнала и приемной петлей. Оптимальный диаметр приемной катушки у большинства СКВИДов с ТП лежит в пределах от 1 до 3 см. Если приемная петля представляет собой две 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. 4, б). Когда значение разности потоков мало по сравнению с потоком, то в этом случае говорится об измерении градиента, а прибор носит название градиентометра. (В иностранной литературе чаще используется название градиометр.)

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 (рис. 4, г) катушка состоит из трех секций с соотношением чисел витков $1 : -2 : 1$, а для градиентометра третьего порядка (рис. 4, д) катушка из четырех секций с соотношением чисел витков $1 : -3 : +3 : -1$. Для уменьшения зоны пространственной селекции возможно применение асимметричных (рис. 4, е, ж) катушек, но при этом суммарная площадь витков равна площади одиночного витка.

При расположении осей приемных катушек градиентометра вдоль линии (рис. 4, б) градиентометр измеряет составляющую градиента $\partial B_z / \partial Z$, при размещении катушек в плоскости (рис. 4, в) производится измерение составляющей градиента $\partial B_x / \partial X$.

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 $10^{-5} - 10^{-6}$

Сравнительно недавно было показано, что вч-схему возможно использовать для работы с несколькими СКВИдами одновременно [45]. Каждый СКВИД должен иметь при этом собственный ТП и свою измерительную катушку. Модуляция производится не через катушку контура, а через цепь ТП, причем частоты модуляции для всех СКВИДов делаются разными для последующего разделения при помощи синхронных усилителей. Достоинством такой схемы построения является то, что возможно создание устройства для одновременного измерения трех взаимно ортогональных компонент МП и его градиентов.

В работе [85] 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

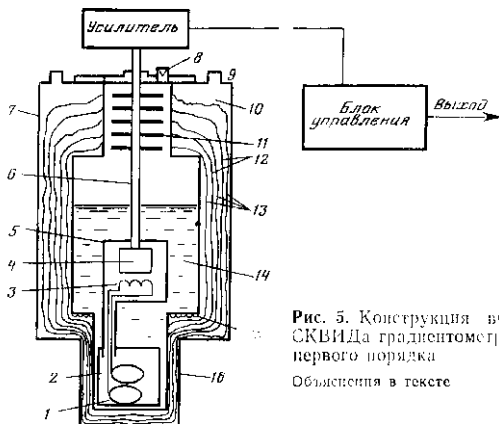


Рис. 5. Конструкция вч-СКВИДа градиентометра первого порядка
Объяснения в тексте

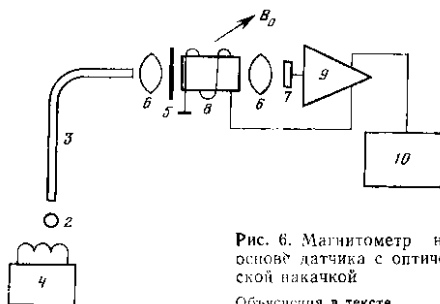


Рис. 6. Магнитометр на основе датчика с оптической накачкой
Объяснения в тексте

магнитометр [106]. 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.

Теперь рассмотрим типичную конструкцию вч-СКВИДа градиентометра первого порядка, что представлена на рис. 5, СКВИД - система включает в себя:

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 патрубков, 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.

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 $40\text{--}45^\circ$ 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.

2.4. Магнитометры с оптической накачкой

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 [30], 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 [1,40,88].

В состав МОН входят (рис. 6): 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.

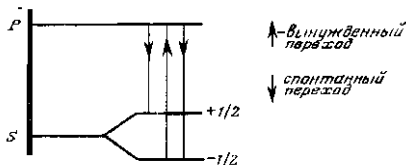
Свет от спектральной лампы подводится к ячейкам поглощения градиентометра при помощи световодов длиной 75 см, что необходимо для удаления генератора возбуждения с его некоторыми ферромагнитными элементами (транзисторы) от чувствительных элементов и для устранения электромагнитной девиации, вызванной 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 Cs^{133} . Спектральная лампа также содержит пары того же вещества, что и ячейка поглощения. В качестве рабочих веществ могут использоваться изотопы других щелочных металлов -

Рис. 7. Энергетическая структура и переходы гипотетического атома щелочного металла

Расщепление состояния определяется индукцией внешнего магнитного поля



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°C до 30°C .

Для понимания принципа оптической накачки будем полагать, что атомы щелочного металла обладают энергетической структурой, когда его основное состояние под действием внешнего МП расщепляется на два подуровня, что соответствует ориентации спинов атомов по направлению и против направления МП. В МП порядка земного число атомов со спинами $-1/2$ и $+1/2$ примерно равно. Возбужденное состояние атома Р представим одним уровнем (рис. 7). Такая гипотетическая структура позволяет выявить роль оптического излучения.

Оптическое излучение спектральной лампы в отсутствие циркулярного поляризатора, проходящее через ячейку поглощения с парами цезия, частично ослабляется за счет поглощения в парах. Поглощение света в ячейке связано с переводом атома из основного состояния S в возбужденное Р с последующим спонтанным переходом в основное состояние. Время пребывания в возбужденном состоянии составляет около 10^{-8} с. Число атомов со спинами, ориентированными по направлению МП B_0 , равно примерно числу атомов со спинами, ориентированными против направления МП, т. е. энергетическое состояние атомов при неполяризованном облучении не изменяется.

Введение циркулярного поляризатора перед ячейкой поглощения качественно изменяет процесс поглощения и распределение числа атомов по подуровням основного состояния. Циркулярно-поляризованное резонансное оптическое излучение несет момент количества движения, поэтому взаимодействие света с атомами

на подуровнях $+1/2$ и $-1/2$ различно. Для право-поляризованного по кругу света существует большая вероятность перехода атомов с уровня $-1/2$, чем с уровня $+1/2$, на верхний возбужденный уровень. Невероятность спонтанного перехода с уровня P на подуровни основного состояния S одинакова. Следовательно, мы имеем механизм, приводящий во времени к опустошению подуровня $-1/2$ и к заселению подуровня $+1/2$.

Если этот процесс достигает своего неравновесного стационарного состояния по истечению какого-то времени, то количество света, проходящего через ячейку, возрастает по сравнению с первоначальными условиями, другими словами, ячейка становится более прозрачной. Если этот процесс достигает своего неравновесного стационарного состояния по истечении какого-то времени, то количество света, проходящего через ячейку, возрастает по сравнению с первоначальными условиями, другими словами, ячейка становится более прозрачной.

Скорость достижения неравновесного стационарного состояния ($1/\tau_1$) определяется скоростью оптической накачки ($1/T_H$) и скоростью разрушения ($1/T_1$):

$$1/\tau_1 = 1/T_H + 1/T_1,$$

где T_H —время оптической накачки, $1/T_1$ — время продольной релаксации.

Причиной разрушения неравновесного состояния являются столкновительные процессы атомов друг с другом и главным образом атомов со стенками сосуда, в котором они находятся. При пропускании через радиочастотную катушку, намотанную вокруг ячейки поглощения, переменного тока частотой ω , удовлетворяющей условию $\omega = \gamma B_0$, где u —гидромагнитное отношение для атома, B_0 —вызовет разрушение созданного светом неравновесного состояния, т. е. будет наблюдаться выравнивание числа атомов со спинами $+1/2$ и $-1/2$ на подуровнях основного состояния. Этот эффект носит название магнитного резонанса. Значение атомной константы γ , имеющей размерность рад/Тл·с, известно с большой точностью.

В результате постоянного разрушающего действия резонансного радиополя количество света, поступающего на фотоприемник, уменьшается, так как возрастает поглощение света на достижение

неравновесного стационарного состояния. Если частота $\omega \neq \omega_0$, то воздействие радиополя не приводит к изменению количества света, проходящего через ячейку поглощения. Помимо изменения интенсивности проходящего света в момент действия резонансного радиополя, оптическое излучение модулируется с частотой этого радиополя, если угол между направлением вектора индукции B_0 и направлением оптической оси не равен 0 или 90° . Обычно глубина модуляции света невелика и составляет 0,1 - 1% от уровня засветки.

Ширина линии магнитного резонанса определяется соотношением

$$\Delta\omega = 1/\tau_2,$$

где τ_2 —время поперечной релаксации, характеризующее влияние столкновительных процессов атомов со стенками ячейки поглощения. Для ячеек поглощения без буферного газа, но с покрытием внутренних стенок предельными углеводородами (парафинами) для увеличения времени релаксации τ_1 в 3 - 7 раз больше τ_2 .

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

$$\varphi = \pm\pi/2 \pm \text{arctg} \Delta\omega \tau_2,$$

где $\Delta\omega$ — расстройка относительно резонансной частоты ω_0 , полагая, что фазовые набег в фотоприемнике и усилителе близки к нулю.

При постоянной резонансной частоте, но изменяющемся МП в пределах ширины резонансной линии разность фаз между сигналами на входе радиочастотной катушки и выходе усилителя является мерой магнитного поля:

$$\varphi = \pm\pi/2 \pm \text{arctg} \gamma B \tau_2 .$$

Если выход усилителя замкнут на вход радиочастотной катушки через устройство, обеспечивающее фазовый сдвиг $\pm\pi/2$ на резонансной частоте, то выполняется одно из условий возникновения

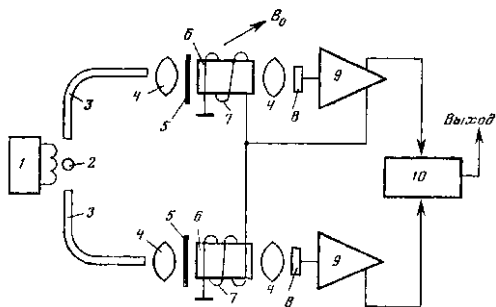


Рис. 8. Градиентометр первого порядка на основе датчиков МОН автоколебательного и фильтрового типов

1 — генератор возбуждения спектральной лампы; 2 — спектральная лампа; 3 — световоды; 4 — линзы; 5 — циркулярные поляризаторы; 6 — ячейки поглощения с парами рабочего вещества; 7 — радиочастотная катушка; 8 — фотодиоды; 9 — усилители; 10 — фазометр

автоколебаний - баланс фаз, когда фазовых набегов по петле обратной связи равна нулю Второе условие возникновения автоколебаний - баланс амплитуд, т.е. обеспечение такого коэффициента передач по петле обратной связи, когда он равен или несколько больше единицы. Это условие обычно легко выполняется

В качестве фазовращателя часто выступает фотоприемник, поставленный в такой режим по нагрузке, когда его фазовый набег $\varphi = -\arctg \omega R_n C_{\text{Спер}}$ близок к $\pi/2$, где R_n - сопротивление нагрузки Спер -емкость перехода полупроводникового фотодиода.

В других случаях фотодиод включается по схеме короткого замыкания, т. е. при малом значении R_n , когда фазовый набег мал и для его создания в схему усилителя вводится отдельный фазовращатель, выполненный, например, по схеме интегратора, для которого $\varphi = \pi/2$ в некоторой полосе частот пороге

Для ограничения амплитуды автоколебаний в схему усилителя вводится или система автоматического регулирования усиления (АРУ), или ограничитель амплитуды. Автоколебательная схема датчика МОН и является частотным, преобразователем модуля вектора индукции МП. В области частот (индукции МП), где выполняются условия баланса фаз и амплитуд, датчик следит за изменениями МП с высокой точностью.

Чувствительность датчика МОП определяется дробовым шумом фотонов, -1 ем 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 [2].

На основе датчиков автоколебательного типа и с разомкнутой петлей обратной связи возможно построение градиентометра первой производной, схема которого представлена на рис. 8. Здесь производится измерение разности фаз между входным и выходным сигналами датчика с разомкнутой петлей обратной связи. При воздействии локального МП на датчик с разомкнутой петлей разность фаз изменяется пропорционально действующему локальному МП. Если воздействие производится на датчик автоколебательного типа, то это ведет к изменению частоты генерации последнего и к преобразованию изменения частоты в изменение фазы за счет датчика с разомкнутой петлей [18].

Схема градиентометра с двумя датчиками разного типа имеет тот недостаток, что их частотные характеристики и реакция на изменения МП различны, это не обеспечивает максимально возможного подавления магнитных помех больших амплитуд. Этот недостаток можно устранить, если градиентометр построить на трех датчиках, два из которых - с разомкнутой петлей, а третий - автоколебательного типа, обеспечивающий работу двух первых. Измерение градиента можно производить между любой парой датчиков, но наибольшая помехоустойчивость будет у пары датчиков с разомкнутой петлей обратной связи [1].

Датчики градиентометра могут располагаться в пространстве по-разному - в одну линию, по углам равностороннего треугольника - в зависимости от поставленной задачи. При расположении датчиков по углам равностороннего треугольника возможно одновременное измерение двух градиентов МП сердца человека, что эквивалентно измерению в двух отведениях. При размещении трех датчиков в линию возможна организация градиентометра второй производной. Блок-схема градиентометра второй производной (рис. 9) содержит дополнительный

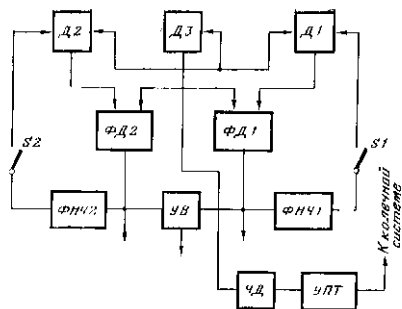


Рис. 9. Блок-схема градиентометра второго порядка на датчиках МОН с активной защитой
Описание в тексте

блок вычитания одного градиентометрического измерения из другого, что повышает пространственную помехозащищенность измерений.

При работе градиентометра второго порядка на датчиках МОН, так же как на датчиках СКВИД, необходимо проведение балансировки для пар датчиков. Качество балансировки датчиков оценивается безразмерным параметром, показывающим, во сколько раз показания прибора уменьшаются во внешнем однородном поле по отношению к самому полю. Так, если градиентометр при однородном МП вместо нулевого имеет конечный результат, эквивалентный некоторому градиенту $\Delta B \delta$, то качество балансировки определяется величиной $\Delta B \delta / B_0$. Для градиентометра на датчиках МОН второго порядка качество балансировки оценивается величиной порядка $10^{-7} \cdot 10^{-8}$.

Минимальное базовое расстояние определяется геометрическими размерами ячейки поглощения. При объеме ячейки поглощения около 80 см^3 оно составляет 5 - 5,5 см. Полоса пропускания градиентометра определяется полушириной линии магнитного резонанса, которая зависит от интенсивности света накачки. Обычно она устанавливается такой, чтобы получить полосу пропускания около 30 - 40 Гц по уровню 0,7.

Градиентометр на датчиках с оптической накачкой измеряет разность модулей векторов индукции МП, а градиентометры на датчиках СКВИД или ИМ - измеряют разности соответствующих компонент модуля вектора индукции.

Если на датчик с оптической накачкой действует ГМП B_0 и под углом θ к земному - полю биообъекта ΔB , то измеряемое поле равно

$$B_{\text{изм}} = (B_0^2 + \Delta B^2 - 2 B_0 \Delta B \cos \theta)^{1/2}$$

При $\Delta B < B_0/10000$ справедливо с точностью до 0,1% приближенное выражение

$$B_{\text{изм}} = B_0 + \Delta B \cos \theta.$$

Для компонентного прибора (СКВИД. ИМ)

$$B_{\text{изм}} = B_0 \cos \theta_1 + \Delta B \cos \theta_2,$$

где θ_1 - угол между направлением земного поля и осью проекции, θ_2 - угол между направлением поля биообъекта и осью проекции. Таким образом, градиентометр на датчиках МОН при измерении поля биообъекта определяет приращение его поля на направление ГМП в точке измерения за счет вычисления B_0 . Для измерения составляющих поля биообъекта по различным направлениям необходим поворот биообъекта относительно направления вектора индукции ГМП.

2.5. Сочетание индукционного магнитометра и сверхпроводящего квантового интерференционного датчика (СКВИДа)

Особый случай представляет собой сочетание двух типов магнитометров - ИМ и СКВИД - для измерения МП нервного импульса - спайка [16].

Учитывая, что размеры нервного волокна малы, величина МП, регистрируемая СКВИДом, также мала, так как не соблюдается согласование размеров петли трансформатора магнитного потока СКВИДа с размерами волокна. Кроме того, длительность спайка невелика, она составляет около 1 мс, следовательно, полоса магниточувствительного датчика должна быть порядка 1 кГц и более.

Согласование размеров нервного волокна с размерами магниточувствительного датчика СКВИДа производится путем применения промежуточного магниточувствительного индукционного датчика на ферритовом кольце малых размеров. В аппаратуре использовался феррит кольцевой формы с магнитной проницаемостью $\mu=4000$, внешний диаметр 3,4 мм, внутренний

диаметр 1,2 мм, толщина 1,1 мм. Число витков провода на кольце - 35, диаметр 0,8 мм.

Выход индукционного датчика замкнутый на вход согласующего трансформатора, выполненного из сверхпроводящего материала - ниобиевой проволоки со свинцовым покрытием. Выходная обмотка трансформатора (провод из материала NbTi) связана через катушку связи со СКВИДом.

Согласующий трансформатор располагается в гелиевой ванне, где размещен СКВИД. Для дополнительной защиты от помех все сверхпроводящие элементы СКВИДа и согласующий трансформатор закрыты цилиндрическим сверхпроводящим экраном. Отметим, что схема построения измерителя является магнитометрической, реагирующая на изменение индукции МП, поэтому помехозащищенность его относительно низкая по сравнению с градиентометрами. Прибор дополнен накопителем сигнала, запуск которого управляется от сети питания, и схемой компенсации для корректировки в реальном масштабе времени частотной характеристики магнитометра. Эти меры позволили наблюдать токи до 10^{-7} А в полосе частот от 1 Гц до 10^3 Гц без усреднения сигнала. При введении усреднения токовая чувствительность возрастает до ~ 40 нА/Гц^{-1/2}.

2.6. Способы повышения помехозащищенности измерений магнитных полей биообъектов

В настоящее время три типа магнитометра - ИМ, СКВИД и МОН - используются при измерении МП биообъектов. Каждый из этих магнитометров обладает свойственным ему уровнем собственных шумов. Малость собственных шумов еще не означает, что измерение МП биообъектов будет проведено с высоким разрешением. Этому препятствует высокий уровень естественных вариаций ГМП и в дополнение к этому большой уровень помех искусственного происхождения, вызванный деятельностью человека в индустриальных районах, который зачастую превосходит уровень естественных вариаций. Так, например, уровень помех с частотой сети в обычных лабораторных условиях или в городской больнице может превышать

биомагнитные поля в 1000 и более раз. Помехи от электрофицированного транспорта имеют импульсный характер и составляют по величине десятки нанотесл на расстоянии в сотни метров. Спектр помех в городе практически перекрывает спектры сигналов от биообъектов. В условиях малых городов и поселков, в глубине крупных кварталов города начинают доминировать естественные вариации ГМП. Максимум спектра вариаций ГМП обычно приходится на область больших периодов - порядка суток (30 - 50 нТл в зависимости от геомагнитной широты расположения населенного пункта) с резким уменьшением в области коротких периодов (50—100 пТл, период 1 с) [3, 24, 45, 72]. Во время сильных магнитных бурь, которые происходят сравнительно редко в средних широтах, и во время магнитных возмущении, что является типичным явлением в высоких широтах, спектр геомагнитных вариации смещается в область коротких периодов. Даже естественные вариации МП являются серьезной помехой при биомагнитных исследованиях. Это приводит к необходимости отказа от измерений МП биообъектов на фоне естественных вариаций и тем более на фоне искусственных помех.

Способы борьбы с магнитными помехами могут быть разными: применение дифференциальных схем измерения, использование магнитных экранов и катушечных систем. Применение дифференциальных схем измерения оправдано в том случае, когда источники помех находятся на расстоянии, которое существенно (не менее чем на два порядка) превышает расстояние между датчиками. Ниже будет рассмотрена эффективность дифференциальных схем измерения. В качестве общего замечания следует отметить необходимость предварительного измерения уровня магнитных помех в месте измерения, снятия топологии МП, соблюдения правил магнитной гигиены (не производить накопления ферромагнитных материалов, приборов, электрических двигателей и машин) на месте или вблизи последующей установки магниточувствительных датчиков. При измерениях следует помнить, что смещение магниточувствительного датчика в пространстве при наличии неоднородного МП ведет к созданию дополнительных магнитных помех.

Одним из способов уменьшения магнитных помех от удаленных источников является использование дифференциального включения датчиков магнитометра.

Рассмотрим вариант включения двух датчиков в дифференциальном режиме. Будем полагать, что коэффициенты преобразования используемых датчиков идентичны. Если расстояние r между датчиками (базовое расстояние) существенно меньше расстояния R между источником помехи, расположенным на одной линии, проходящей через оси датчиков и источников (наиболее неблагоприятный вариант расположения помехи), и к тому же характеризуется магнитным моментом M , то разность МП помехи, действующая на два датчика, составит

$$\Delta B = 3Mr/B^4.$$

Снижение уровня помехи в дифференциальном режиме относительно магнитометрического включения составит

$$\beta = R/3r = 1/3a,$$

г. е. пропорционально отношению расстояния между источником помехи и датчиком к базовому расстоянию между датчиками.

Казалось бы, что степень снижения уровня помехи при неподвижном его положении можно повысить за счет уменьшения расстояния между датчиками, но это должно привести к уменьшению уровня полезного сигнала от исследуемого биообъекта, располагаемого вблизи одного из датчиков, за счет перехода от дифференциального измерения к градиентометрическому, когда нельзя пренебречь малостью МП биообъекта в объеме удаленного от него датчика.

Расчеты показывают, что для градиентометра второго порядка МП помехи на выходе прибора при $R \gg r$ определяются соотношением

$$\Delta B I = 12Mr^2/R^5$$

для дипольного приближения источника помех.

Следовательно, степень снижения уровня помех градиентометра второго порядка по отношению к тому же параметру для градиентометра первого порядка составляет

$$\beta_1 = \Delta B / \Delta B I = 1/4a.$$

Эффективность снижения уровня помех уменьшается для градиентометра второго порядка с увеличением, а при некотором его значении падает до уровня градиентометра первого порядка. Это наступает, когда $\beta_1 = 1$, что соответствует, по приближенным соотношениям, для ΔB и $\Delta B I$ $a = 0,25$. В действительности параметр имеет меньшее значение при увеличении степени приближения в вычислениях градиентов МП. Более точное значение параметра a

при $\beta_1 = 1$ соответствует 0,125, т. е. относительные эффективности подавления помех градиентометров первого и второго порядков уравниваются при $8r = R$. Отсюда напрашивается вывод о необходимости удаления источника помех или датчиков прибора от него, так как схемное построение градиентометра не может обеспечить снижение помех до сколь угодно малой величины.

По отношению к внешней магнитной помехе дифференциальная схема прибора является градиентометрической, если базовое расстояние между датчиками существенно меньше (больше чем на два порядка) расстояния до источника. Для МП биообъекта, когда расстояние между объектом и датчиком устанавливается минимальным, схема измерения не является градиентометрической. Она будет либо дифференциальной (разностной), либо вариационной в зависимости от того, действует ли МП биообъекта на два датчика прибора или на один, а в объеме другого оно ниже уровня шума. Таким образом, термин «градиентометр» не является точным при измерении МП биообъектов.

Магнитные экраны используются главным образом при измерении МП головного мозга. Эти поля по величине лишь незначительно превосходят уровень шумов даже самого малозумящего прибора - СКВИДа. Этим объясняется то, что в дополнение к магнитному экрану датчики на основе СКВПДа включаются по дифференциальной схеме. Во многих биоманнитных исследованиях присутствие помех вынуждает прибегать к системам накопления сигналов и их спектров.

Магнитные экраны - это, по существу, устройства, обеспечивающие в объеме экрана резкое снижение внешнего поля (постоянного и переменного). Действие их основано на том явлении, что магнитный поток концентрируется в стенках экрана, выполненного из материала с высокой магнитной проницаемостью [93, 148].

Степень ослабления внутреннего постоянного поля однослойным экраном дается таким приближенным соотношением

$$Ввнутр/Внешн \approx D/a\mu,$$

где D - диаметр экрана, a - толщина стенки, μ - магнитная проницаемость. Конструктивные соображения указывают на целесообразность изготовления многослойного экрана из высокопроницаемого материала, чем изготовление экрана из однослойного толстостенного. Общий коэффициент ослабления внутреннего поля в этом случае получается перемножением коэффициентов ослабления отдельных слоев. С ростом частоты коэффициент ослабления возрастает благодаря действию скин-эффекта.

Магнитные экраны изготавливаются из материала с высокой магнитной проницаемостью - пермаллоя ($\mu = 1 - 2 \cdot 10^5$), толщина материала - порядка 1 мм. При изготовлении экрана больших размеров возникает проблема конструктивного порядка: пермаллой не допускает в подготовленном (отожженном) виде каких-либо механических деформаций, т. е. из этого материала невозможно сделать каркас методом сгибания, наклейки и т. п. Обычно каркас экрана выполняется из листов чистого алюминия, на которые накладываются два взаимно перпендикулярных набора полос из пермаллоя и поверху еще лист алюминия. Подобный «сэндвич» стягивается алюминиевыми заклепками. Основную силовую нагрузку несут на себе листы алюминия. Число слоев из пермаллоя не превышает трех. Алюминиевые листы выполняют роль экранов от высокочастотных помех.

Экран должен быть механически развязан от стен и потолка помещения и укреплен на столбах, выходящих из общего фундамента. Это позволяет избежать деформации листов экрана при эксплуатации.

В целях повышения уровня экранировки в экранах используется «магнитная тряска», ослабляющая механические напряжения в листах пермаллоя, которая заключается в непрерывном перемагничивании верхнего слоя экрана на определенной частоте. Обычно «тряска» производится с помощью дополнительных внешних колец, намотанных на экран, через которые пропускается ток от электрической сети. Этот процесс вызывает появление помех на частотах, кратных частоте «тряски»,

но они ослабляются в магнитометрах с помощью узкополосных фильтров.

Внутренние размеры экранов с объемом более 10 м^3 позволяют разместить в них обследуемого человека на немагнитной кровати, датчики приборов и находиться в нем человеку, проводящему исследование. Как правило, упрощенные варианты экранов не дают желаемых результатов из-за возрастания неоднородности МП внутри экрана и уменьшения коэффициента ослабления.

Можно выделить в особую группу сверхпроводящие экраны, позволяющие достичь больших коэффициентов ослабления внутреннего поля. Но подобные экраны имеют относительно малые размеры «теплого объема», в котором можно разместить исследуемый биообъект. «Теплые объемы» экранов не превышают по вместимости 10 литров, поэтому возможности биомагнитных измерений сужаются.

Возможен принципиально другой подход к проблеме ослабления внешнего поля и помех. Он основан на применении колечных систем, в которые подается ток, управляемый датчиками МП, производящий компенсацию поля и его вариаций. Выбор той или иной системы защиты от помех определяется уровнем материальных затрат на ее постройку и эксплуатацию.

2.7. Активные 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 [48].

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 МП на единицу тока при неизменном числе витков обмотки.

Колечная система для активной защиты от помех может быть относительно простой, так как величина магнитных помех относительно уровня МП составляет 10^{-4} - 10^{-3} . Неоднородность МП, создаваемая током, протекающим по обмоткам колечной системы, пропорциональна величине тока отрицательной обратной связи. Если колечная система выполнена в виде колец Гельмгольца, представляющая пару идентичных круговых обмоток, разнесенных на расстояния, равные радиусу круговой обмотки, то объем однородного поля составляет около 10^3 от объема, охватываемого круговыми обмотками. Положим, что объем датчика составляет 1 дм^3 тогда объем колечной системы должен быть не менее 1000 дм^3 , а минимальный радиус колечной системы R определяется по соотношению

$$R = (v/\pi)^{1/3},$$

где v - объем колечной системы - должен быть не менее 65 см^3 . Постоянная колец Гельмгольца $S_{кг}$, характеризующая параметр преобразования тока в МП, производится по приближенному выражению

$$S_{кг} = 89W/R \text{ [нТл/мА]},$$

где W —число витков обмотки, R - радиус колец в см. Так, при $W = 100$ витков и $R = 65 \text{ см}$ $S_{кг} = 140 \text{ нТл/мА}$.

Увеличение однородного объема компенсации можно получить, применяя колечные системы более сложной формы, состоящие из нескольких колец с разным числом витков и разного диаметра [7, 71]. В конструктивном плане более удобна система компенсации, состоящая из 5 квадратных катушек с равными сторонами квадрата, но с различным числом витков. При этом форма объема, вписанная в систему, имеет форму куба.

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

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 10^5 . 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 наклоном, лежит в пределах $\theta = 60^\circ - 80^\circ$, т. е. практически возможна установка оси колечной системы активной защиты перпендикулярно к поверхности Земли при относительно небольшой потере в коэффициенте преобразования (14% для $\theta = 60^\circ$).

Блок-схема градиентометра второго порядка на датчиках с оптической накачкой и активной защитой представлена на рис. 10. На рисунке: ДЗ - датчик автоколебательного типа, Д1, Д2 - датчики - резонансные фильтры. Сигналы от Д1 и ДЗ поступают на фазовый детектор ФД1, а от Д2 и Д3 - на фазовый детектор ФД2, образуя пару измерителей градиента первого порядка. Вычитание сигнала одного градиентометра из другого, производимое устройством

вычитания UB , есть, по существу, операция определения градиента второго порядка. Подача выходных сигналов пары градиентометров через выключатели $S1$ и $S2$ и фильтры нижних частот к радиочастотным катушкам датчиков $D1$ и $D2$ позволяет скомпенсировать разность по ПМП, существующую между парами датчиков $D1 - D3$ и $D2 - D3$, и тем самым обеспечить нормальную работу датчиков $D1$, $D2$ - резонансных фильтров, т. е. достижение максимальной крутизны преобразования градиентометра.

Частотный детектор, подключенный к выходу датчика $D3$, производит выделения вариации и помех МП с последующей низкочастотной фильтрацией ФНЧ, усилением в усилителе постоянного тока УПТ. Ослабление вариаций, помех МП в объеме датчиков $D1$, $D2$ и $D3$ происходит при подаче тока обратной связи в коленную систему для создания МП, противоположного по направлению с МП вариаций, помех.

Коэффициент преобразования $S_{чд}$ частотного детектора должен быть достаточным для получения заданного коэффициента подавления. Если β - коэффициент подавления, то $S_{чд}$ определяется из соотношения

$$S \approx \beta / C_{кг}.$$

Для ранее определенного в примере значения $C_{кг}$ и $\approx \beta = 100$ коэффициент $S_{чд}$ составит $0,73 \text{ мА/нТл}$. Полагая, что активное сопротивление колец Гельмгольца составляет 500 Ом , $S_{чд}$ по напряжению должна быть равной $0,365 \text{ В/нТл}$.

Известные из области радиотехники частотные детекторы на основе рассмотренных контуров или детектора отношений для преобразования частотно-модулированного сигнала датчика с оптической накачкой автоколебательного типа мало пригодны из-за малой крутизны преобразования и трудности перестройки по диапазону частот с соблюдением условия постоянства крутизны преобразования. Более подходящим для наших целей является частотный детектор автокорреляционного типа, структурная блок-схема которого приведена на рис. 10. Выходной сигнал от датчика $D3$ поступает на

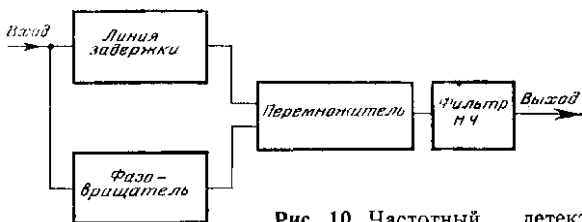


Рис. 10. Частотный детектор автокорреляционного типа

перемножающее устройство непосредственно и через аналоговую линию задержки. Время задержки t должно быть существенно больше периода входного колебания. Колебание на выходе линии задержки сдвигается по фазе относительно входного колебания в зависимости от частоты входного колебания. Этот сдвиг является периодической функцией частоты. Значения частоты, соответствующие точкам перегиба статической амплитудно-частотной характеристики, повторяются через $1/t_3$ Гц. Форма статической характеристики близка к пилообразной, что обеспечивает получение отрицательной обратной связи.

Полоса пропускания ΔF автокорреляционного детектора при работе на линейном участке статической характеристики определяется из соотношения

$$\Delta F = 0,45 / t_3.$$

Положим, что статическая характеристика детектора должна иметь линейный раствор в 1000 нТл, что соответствует изменению частоты на $\delta F = 3500$ Гц для датчика с рабочим веществом - цезием, тогда необходимое время задержки t_3 составит $t_3 = 1 / \delta F = 66$ мкс и при этом полоса пропускания равна $\Delta F = 0,45 / t_3 = 6750$ Гц.

Крутизна преобразования при напряжении питания перемножителя 5 В будет близка к 0,005 В/нТл. Продолжая примерный расчет системы активной защиты от помех, находим, что необходимое усиление для обеспечения коэффициента подавления $\beta = 100$ должно быть порядка 75. В случае если значение частоты генерации датчика таково, что она приходится на точку перегиба статической характеристики детектора, то

необходимо введение дополнительно фазового сдвига в один из каналов демодулятора при помощи фазовращателя, ФВ для смещения рабочей точки на середину статической характеристики.

Исполнение автокорреляционного детектора зависит от типа линии задержки. Применение кабеля типа РКЗ-401 с задержкой 0,7 мкс на 1 м длины позволяет избежать преобразования сигнала датчика по частоте, но необходимая длина задержки $t_z = 66$ мкс составит 95 м, что не всегда приемлемо по конструктивным соображениям. Возможно использование магнитострикционной линии задержки для этих же целей, работающей в диапазоне частот до 1 МГц [38]. Применение доступной ультразвуковой линии задержки типа УЛЗ-64—2 или УЛЗ-64—4 для цветного телевидения с временем задержки 64 мкс диктует необходимость введения перед детектором широкополосного умножителя частоты, так как диапазон рабочих частот УЛЗ-64 простирается от 3 до 6 МГц, а диапазон частот генерации зависит от значения индукции МП и лежит в пределах от 75 до 300 кГц. Тогда необходимый коэффициент умножения частоты для поддиапазона 75 - 150 кГц составит 40, а в поддиапазоне 150 - 300 кГц - 20. Для получения линейного участка автокорреляционного детектора протяженностью 1000 нГл необходимо деление частоты прямого и задержанного сигнала в первом поддиапазоне на 10, во втором - на 5.

Возможно сочетание системы стабилизации МП на основе датчика МОН и измерителя на основе градиентметра СКВИД. В этом случае необходимо максимальное сближение в пространстве обоих датчиков и ориентация оси приемной катушки градиентметра вдоль направления ГМП, так как стабилизация осуществляется датчиками МОН вдоль этого направления.

2.8. Подавление помех от электросети

Измерение МП биообъектов практически всегда затрудняется из-за постоянного присутствия сетевой помехи от кабельных сетей, электроустройств. Уровень сетевой помехи не постоянен, но частота ее постоянна. Наибольшую амплитуду имеет помеха с основной частотой 50 Гц, но пространственное сложение помех от различных источников может привести к возникновению помех на

высших гармониках и даже на субгармонике с частотой 25 Гц. Поэтому необходимо обратить большое внимание на подавление сетевой помехи особенно при работе магниточувствительного датчика в неэкранированных помещениях.

При магнитных измерениях при помощи градиентометрических приборов на выходе последних появляется разностный сигнал помехи. Естественно, что сигнал помехи уменьшится, если снизить абсолютный уровень МП помехи в объеме датчика и возрастет динамический диапазон измерений. Этот вопрос рассмотрен в параграфе 2. 7. Здесь мы рассматриваем другие пути. Первый и наиболее очевидный — применение в тракте усиления сигнала режекторных фильтров на частоту помехи [34]. Такие фильтры могут быть пассивными на основе индуктивностей и конденсаторов, а также активными—на основе резисторов и конденсаторов и операционных усилителей. Степень подавления сетевых помех зависит от стабильности параметров элементов, входящих в фильтр, и стабильности частоты сети. Относительно просто реализовать пассивный фильтр с подавлением помехи порядка 10 - 30 раз, но полоса режекции пассивных фильтров составляет 3 - 10 Гц. Активные фильтры на основе резисторов, конденсаторов и современных операционных усилителей позволяют осуществить режекцию сетевой помехи порядка 50—100 при полосе режекции менее 1 Гц.

Включение нескольких каскадов пассивных или активных фильтров повышает степень режекции. Подавление первой, основной гармоники сетевой помехи, как это указывалось выше, не прибавляет уверенности в малости помехи на частотах гармоник сети. Поэтому фактически необходимо иметь целый ряд фильтров, построенных на подавление по крайней мере трех первых сетевых гармоник.

Другой путь подавления состоит в выделении сетевой помехи и введении ее в противофазе на один из чувствительных элементов градиентометра. Использование селективных устройств при глубокой отрицательной обратной связи вызывает появление в амплитудно-частотной характеристике подъемов, приходящихся на склоны полосы пропускания селективного устройства, и, следовательно, приводят к искажению

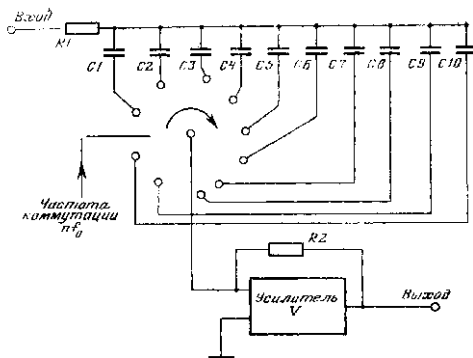


Рис. 11. Схема синхронного фильтра для подавления сетевых помех

Частота коммутации конденсаторов кратна частоте электросети (объяснения в тексте)

полезного сигнала, поэтому глубина отрицательной обратной связи выбирается небольшой. Третий путь основан на применении синхронно-цифровых фильтров, иногда называемых гребенчатыми [9, 71]. Работа такого фильтра синхронизирована с частотой сети и, следовательно, с ее гармониками, что обеспечивает слежение за изменениями частоты сети. Простейшая схема фильтра представлена на рис. 11. Если частота входного сигнала не совпадает с частотой коммутации, то суммарный заряд на конденсаторах близок к нулю. При равенстве частот напряжения на выходе усилителя V максимально, а ток, протекающий через ключи коммутатора, — минимальный. Преобразование i в u осуществляется при помощи операционного усилителя V . Такая же ситуация наблюдается, когда частоты находятся в кратком соотношении. Резонансная частота фильтра определяется частотой коммутации, полоса режекции — постоянной времени nRC , где n — число коммутируемых конденсаторов. Схема гребенчатого фильтра при $\tau = RC = 0,2$ с и числе конденсаторов $n=32$ обеспечивает подавление первой сетевой гармоники на 40 - 45 дБ и несколько меньше на других при полосе режекции в 0,1 Гц.

При каскадном включении двух гребенчатых фильтров подавление первой гармоники сети можно увеличить более 80 дБ. Динамический диапазон гребенчатого фильтра определяется допустимым напряжением на электронных ключах, выполняющих функцию коммутатора. Время включения ключа составляет $1/nT$, где T - период коммутации.

2.9. О необходимой полосе пропускания магнитометрических средств

При измерении МП биообъекта спектр частот весьма разнообразен. Так, при измерении МКГ спектр частот сигнала определяется главным образом формой импульса *QRS*. С информативной точки зрения ранее было установлено, что около 97% информации воспроизводится, если кардиограмма описывается тридцатью гармониками основной частоты - частоты ритма сердца. Следовательно, минимальная полоса пропускания, определенная по такому критерию, составляет около 30 - 40 Гц. Нижняя граница полосы пропускания определяется искажениями типа дифференцирования, формы кардиограммы. Для минимальных искажений формы обычно нижняя частота выбирается на порядок ниже частоты ритма, т. е. нижняя граница полосы пропускания лежит в пределах 0,07 - 0,1 Гц.

Скорость спада частотной характеристики вне полосы пропускания не должна быть крутой. В противном случае в форме МКГ после окончания комплекса *QRS* будет наблюдаться затухающий колебательный процесс, вызванный переходным процессом в тракте усиления сигнала.

Воспроизведение импульса, подобного комплексу *QRS*, в устройствах с ограниченной полосой пропускания наиболее достоверно, когда затухание вне полосы пропускания формируется фильтрами нижних частот типа Бесселя, обеспечивающими для всех гармоник комплекса *QRS* одинаковую фазу задержки.

При измерении индуктивной (т. е. наведенной внешним МП) намагниченности в тканях, крови и костных формированиях спектр сигнала обычно примыкает к нулевой частоте. Верхняя граница определяется скоростью приближения или удаления образца или объекта к датчику.

Измерение магнитомиограммы, как и электромиограммы, сопровождается смещением полосы пропускания в область повышенных частот с нижней границей порядка первых единиц Гц.

Для магнитоокулограммы полоса частот магнитоизмерительных устройств относительно мала. Центральная частота полосы пропускания определяется частотой движения глазного века.

Спектр сигнала МЭГ весьма разнообразен и простирается от частот порядка первых единиц Гц до нескольких десятков Гц. Измерение МЭГ проводится с разбиением общей полосы на ряд полос для улучшения отношения сигнал - шум. Так, при измерении альфа-ритма головного мозга человека ограничиваются полосой частот от 3 - 5 Гц до 25 - 30 Гц.

Особый случай представляет собой измерение вызванных МП головного мозга при различных видах внешнего раздражения: светового, звукового и других. Импульсы раздражения обычно выбираются сильными и короткими и воздействуют случайным образом. Реакция головного мозга во временном масштабе длится дольше, чем само раздражение. Длительность реакции обычно рассматривается в интервале не более 0,5 с. Полоса пропускания, соответствующая этой длительности, сравнительно невелика, так как в течение отклика не наблюдаются резкие изменения формы сигнала.

При исследовании МП нервного импульса - спайка, длительность которого мала, необходимая полоса частот должна быть не менее 1 кГц. Измерение вызванных МП в силу низкого отношения сигнал - шум возможно, как правило, с привлечением техники синхронного накопления. Улучшение отношения сигнал-шум пропорционально 'корню квадратному из числа накоплений при нормальном законе распределения шума.

2.10. Влияние конечных размеров магниточувствительного датчика на результаты измерений биомагнитных полей

Магнитометрические средства измерений имеют максимальное разрешение (чувствительность) при измерении однородного МП в объеме датчика любого типа.

При измерении МП биообъектов, например МКГ и МЭГ,

размеры источника МП и датчика становятся сопоставимыми. Характер неоднородности МП определяется типом источника, который можно описать эквивалентным магнитным диполем, квадруполем и комбинацией последних. Следовательно, в объеме датчика поле биообъекта является неоднородным. Так, например, если источник МП описывается магнитным диполем малых размеров, меньших размера датчика, то среднее значение МП в объеме ячейки градиентометра на датчиках МОП примерно втрое меньше максимального поля у края датчика при расстоянии от диполя до датчика, равного диаметру датчика.

Для ИМ и МОН интегрирование сигнала от биообъекта производится по объему чувствительного элемента датчика, а для СКВИД - по площади петли трансформатора потока. Следовательно, необходим учет снижения измеренного значения поля биообъекта по сравнению с максимальным.

Уменьшение геометрических размеров датчиков улучшает пространственное разрешение и дает более точное значение индукции МП от биообъекта, но это сопровождается падением чувствительности. Для СКВИДа найдено решение, обеспечивающее в значительной мере пространственное разрешение при сохранении чувствительности. Это применение асимметричной конструкции приемной катушки градиентометра первой и второй производной (см. рис. 4, *е*, *ж*). Для других типов датчиков приходится искать компромиссные решения при выборе размеров и вводить поправочные коэффициенты.

2.11. 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-33, 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 магниевых - 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

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. Разновидности штативно - механических конструкций для измерения магнитограмм человека кратко рассмотрены в работе [84], измерения загрязнения в легких человека в работе [45], вызванных МП головного мозга человека - в работе [49] соответственно.

2.12. Измерение магнитной восприимчивости биообъектов

Измерение магнитной восприимчивости биообъектов сводится к созданию в области измерений МП и размещению у магнитоизмерительного датчика исследуемого объекта. Измерения сигнала датчика соответствуют изменению МП под влиянием магнитной восприимчивости внесенного в МП вещества. Обычно требуется измерение восприимчивости отдельных частей биообъекта, а не в целом биообъекта.

При измерениях магнитной восприимчивости две катушки определяют область, дающую вклад в регистрируемый сигнал: намагничивающая, создающая поле B_u , и измерительная, которая воспринимает изменение поля. Расчеты показывают, что для получения максимального сигнала необходимо сблизить катушки до предела, а для выделения вклада от некоторой части тела необходимо, чтобы поле было параллельно и однородно в этом объеме, в других частях оно было бы слабым и непараллельным. Измерение магнитной восприимчивости сопряжено с трудностями, связанными с неправильной формой объекта исследования и неоднородностью магнитной восприимчивости.

Практически метод сводится к созданию МП с индукцией порядка 10 мТл при помощи сверхпроводящей катушки, которая расположена вблизи измерительной. Стабильность поля сверхпроводящей катушки достигается включением ее в режим,

незатухающего тока (замкнута сама на себя), а измерения восприимчивости проводились в экранированном помещении [146]. Такой метод позволил измерить изменение объема крови в сердце с целью определения интенсивности кровотока,

Сходный метод использован для измерения магнитной восприимчивости избыточного железа в печени [45], но в этом случае необходимо перемещение объекта по направлению к датчику и от него, чтобы проводить дифференциальные измерения. Для уменьшения влияния поверхностных слоев кожи, к которым более чувствителен датчик, использовался эластичный резиновый мешок с водой под постоянным давлением, помещаемый между телом обследуемого и дюаром СКВИД-градиентометра. Это позволило не принимать во внимание детали формы тела, а лежащую глубже печень позволяло рассматривать как имеющую плоскую поверхность и неограниченную глубину. Чувствительность метода такова, что концентрация железа могла быть определена с точностью до величины, соответствующей нормальной магнитной восприимчивости печени.

Погрешность метода определяется точностью измерения расстояния от поверхности тела до проксимальной поверхности печени, которое измерялось ультразвуковым методом.

Метод измерения магнитной восприимчивости можно улучшить, если намагничивающее поле создавать при помощи катушек Гельмгольца, находящихся при комнатной температуре. Однако при этом создавать поля больше 0,1 мТл очень трудно, так как требуются большие мощности, но это значение слишком мало для измерений на постоянном токе в присутствии помех, максимум спектра которых максимален на частотах, близких к нулю. Для сдвига рабочей полосы из окрестности нуля в область выше 10 Гц, где уровень шумов резко ослабевает, в работе [148] использовали метод переменного тока. При этом намагничивающая катушка питалась переменным током, а сигнал воспринимался СКВИД-градиентометром второго порядка, выходной сигнал которого подается на синхронный детектор. Подобная методика удобна для оценки характеристик объектов больших размеров или неправильной формы либо для быстрой оценки большого числа образцов, которые только нужно подводить к дюару СКВИДа, а затем убирать.