

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **039153**

(13) **B1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2021.12.10**

(51) Int. Cl. *A61B 5/00* (2006.01)  
*A61B 5/04* (2006.01)

(21) Номер заявки  
**201991367**

(22) Дата подачи заявки  
**2018.08.03**

---

(54) **ПОДАВЛЕНИЕ ПОМЕХ В МАГНИТОМЕТРЕ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО  
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ**

---

(31) **1713285.3**

(56) WO-A1-2012068493  
WO-A1-2014006387  
US-B2-7340289

(32) **2017.08.18**

(33) **GB**

(43) **2020.01.31**

(86) **PCT/GB2018/052223**

(87) **WO 2019/034840 2019.02.21**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:  
**КРЕАВО МЕДИКАЛ  
ТЕКНОЛОДЖИЗ ЛИМИТЕД (GB)**

(72) Изобретатель:  
**Аль-Шимари Аббас Ахмад, Димамбро  
Дэвид Диаманте, Варко Бенджамин  
Томас Хорнсби, Грант Ричард Теодор  
(GB)**

(74) Представитель:  
**Хмара М.В., Рыбаков В.М., Липатова  
И.И., Новоселова С.В., Пантелеев  
А.С., Ильмер Е.Г., Осипов К.В.,  
Дошечкина В.В. (RU)**

---

(57) Раскрыт способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента. Способ содержит использование одного или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента, фильтрацию сигнала или сигналов от указанных одного или более детекторов при помощи фильтра или фильтров и использование фильтрованного сигнала или сигналов для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента. При этом фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления в сигнале или сигналах помехи, которая синхронизирована с движением рассматриваемой области тела пациента, например баллистокardiографической помехи.

---

**039153**  
**B1**

**039153**  
**B1**

### **Область техники, к которой относится изобретение**

Настоящее изобретение относится к способам и аппарату для медицинской магнитометрии, а в частности к способам и аппарату для обработки сигнала от магнитометра для медицинского использования, такого как кардиомагнитометр.

### **Сведения о предшествующем уровне техники**

Во многих ситуациях в медицине может быть полезным иметь возможность в целях диагностики измерять магнитные поля, относящиеся к телу человека или создаваемые телом человека. Например, магнитное поле сердца содержит информацию, которая не содержится в электрокардиограмме (ЭКГ), и поэтому магнитокардиограмма (МКГ) может дать другую и дополнительную к традиционной ЭКГ диагностическую информацию.

В настоящем изобретении предложен портативный магнитометр, предназначенный для использования, например, в условиях медицинского учреждения, такого как больница или хирургическое отделение без магнитного экранирования, криогенного охлаждения и т.п. (как раскрыто в WO 2014/006387).

С указанными условиями медицинского учреждения может быть связан ряд проблем, касающихся сбора данных МКГ, которые отвечают соответствующим требованиям. В частности, шумы (помехи), присутствующие в медицинском учреждении, могут смешиваться с полезным сигналом. Такие помехи часто могут на порядки превышать полезный сигнал, что означает, что подавление таких помех является важной задачей.

Таким образом, можно быть уверенным, что остается сфера для усовершенствования конструкции и использования магнитометров для медицинского использования, и в частности для кардиомагнитных измерений и/или визуализации.

### **Сущность изобретения**

Согласно первому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления баллистокардиографических помех в сигнале или сигналах,

используют отфильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно второму аспекту настоящего изобретения, предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления баллистокардиографических помех в сигнале или сигналах,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования отфильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Настоящее изобретение касается способа анализа магнитного поля области тела пациента, например сердца. В настоящем изобретении используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента, при этом сигналы от указанных одного или более детекторов подвергают фильтрации.

В отличие от существующих решений, в настоящем изобретении фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) баллистокардиографических (БКГ) эффектов (помех) в измеряемых сигнале или сигналах. Как будет более подробно рассмотрено ниже, установлено, что использование фильтра тем способом, который соответствует настоящему изобретению, является особенно полезным для удаления нежелательных помех из сигнала или сигналов.

В этом отношении следует признать, в частности, что в случае медицинской магнитометрии, например проводимой в условиях медицинского учреждения, к примеру, больницы, машины скорой помощи или хирургического отделения, когда пациента помещают на несущую конструкцию, такую как койка, движение тела пациента, такое, например, как сокращение сердца, может привести к движению несущей конструкции (например, койки), т.е. к вибрации. Поскольку медицинские койки часто оснащены стальной рамой, такое движение может вызывать магнитную фоновую помеху, которая может быть зарегистрирована системой магнитометра. Такая "баллистокардиографическая помеха" или "помеха от койки" может искажать сигнал МКГ в такой степени, что может оказаться затруднительным или даже невозможным извлечение полезной медицинской информации из сигнала МКГ.

Также следует признать, что такая помеха не является просто детерминированной, а напротив, имеет природу "переходной помехи" (т.е. содержит начальный импульс, обусловленный связью сокращений сердца с несущей конструкцией (например, койкой), за которым следуют затухающие колебания, обу-

словленные вибрацией системы), и появляется в частотном диапазоне, который перекрывается с частотным диапазоном сигнала от сердца. Поэтому подавление такой переходной помехи представляет трудную задачу.

С другой стороны, не всегда может быть возможно (или желательно) уклоняться от такой помехи, например за счет магнитного экранирования или электрической изоляции и/или немагнитной несущей конструкции, такой как деревянная койка. Например, электрически изолирующих (непроводящих) и/или немагнитных коек может и не быть в условиях медицинского учреждения, такого как больница, машина скорой помощи или хирургическое отделение, или может быть нежелательно перемещать пациента на такую койку, например, при неотложном состоянии или в ином случае. Фактически следует признать, что традиционные подходы, при которых пытаются уклониться от помехи путем использования магнитного экранирования и/или электрически изолирующей (непроводящей) и/или немагнитной несущей конструкции, могут быть неосуществимы в условиях медицинского учреждения.

Соответственно настоящее изобретение базируется в первую очередь на выявлении данного нового типа "баллистокардиографической помехи", а, во-вторых, на признании того факта, что такая помеха может быть эффективно удалена из сигнала путем использования фильтра согласно настоящему изобретению. Соответственно это облегчает извлечение полезной медицинской информации из сигналов МКГ в "типовых" условиях медицинского учреждения, когда не прибегают к использованию магнитного экранирования и/или к электрически изолирующим (непроводящим) и/или немагнитным поддерживающим конструкциям, т.е. даже когда пациент поддерживается конструкцией, содержащей электропроводящий и/или магнитный материал, например, когда пациент в медицинском учреждении находится на койке со стальной рамой.

Поэтому следует понимать, что в настоящем изобретении предложена усовершенствованная система магнитометра для медицинского использования.

Система магнитометра согласно настоящему изобретению может быть использована в обычной больнице, машине скорой помощи или хирургическом отделении или иных условиях без необходимости магнитного экранирования. Таким образом, согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения, способы согласно настоящему изобретению содержат использование системы магнитометра для обнаружения (регистрации) магнитного поля сердца пациента (или другой области тела) в условиях без магнитного экранирования (и без использования магнитного экрана). Соответственно система магнитометра согласно настоящему изобретению не содержит магнитного экранирования (кроме случаев, когда система содержит такое экранирование).

Следует отметить, что в том смысле, в каком термин "условия с магнитным экранированием" использован в настоящем описании, он означает условия, при которых магнитометр расположен либо в экранированном помещении, либо в экранирующей оболочке. При таких условиях и обследуемый пациент, и магнитометр содержатся в одном и том же экранированном помещении или экранирующей оболочке. В отличие от этого, можно считать, что магнитометр находится в "условиях без магнитного экранирования", когда никакая внешняя часть или части аппарата не используются ни для защиты обследуемого пациента, ни для защиты магнитометра, выполняющего измерения.

Как говорилось выше, особое преимущество системы магнитометра согласно настоящему изобретению заключается в том, что данную систему можно использовать для обнаружения магнитного поля тела пациента, когда пациент поддерживается конструкцией (находится на конструкции), такой как кресло или (больничная) койка, которая содержит электропроводящий, например металлический, железосодержащий и/или магнитный, материал, например стальную раму.

Соответственно, согласно особо предпочтительному варианту осуществления изобретения способы согласно настоящему изобретению содержат использование системы магнитометра для обнаружения (регистрации) магнитного поля сердца пациента (или другой области тела), когда пациент поддерживается конструкцией, содержащей электропроводящий, например металлический, железосодержащий и/или магнитный, материал, к примеру, когда пациент находится на (больничной) койке или в кресле, которые содержат раму, выполненную из электропроводящего, например металлического, железосодержащего и/или магнитного материала. Соответственно система магнитометра согласно настоящему изобретению предпочтительно содержит несущую конструкцию для поддержания тела пациента, которая содержит электропроводящий, например металлический, железосодержащий и/или магнитный, материал.

Система магнитометра согласно настоящему изобретению может быть использована в качестве системы или чувствительного устройства для обнаружения искомого магнитного поля, создаваемого пациентом (телом человека или животного). Система в предпочтительном варианте используется для обнаружения (и анализа) изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента (или создаваемого областью тела пациента), например мочевым пузырем, брюшной полостью, грудной клеткой или сердцем, головой или мозгом, мышцами, маткой или одним или более утробными плодами. Таким образом, система может быть (предпочтительно) использована для обнаружения магнитных полей, относящихся к мочевому пузырю, беременности, мышечной активности, мозгу или сердцу. Согласно предпочтительному варианту осуществления, магнитометр используется (и конструктивно выполнен) для проведения одного или более из следующих обследований: магнитокардиографии, магнитоэнцефалографии,

анализа и обнаружения состояний мочевого пузыря (например, гиперактивности мочевого пузыря), анализа и обнаружения аномалий утробного плода, а также обнаружения и анализа преждевременной родовой деятельности.

Согласно особо предпочтительному варианту осуществления магнитометр используется в качестве кардиомагнитометра для обнаружения и анализа магнитного поля сердца человека.

Таким образом, согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ анализа магнитного поля сердца пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления баллистокардиографических помех в сигнале или сигналах, и

используют отфильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения предложена система кардиомагнитометра для анализа магнитного поля сердца пациента, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления баллистокардиографических помех в сигнале или сигналах,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования отфильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Указанные один или более детекторы согласно настоящему изобретению могут быть выполнены с возможностью обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента любым подходящим или желательным способом.

Система магнитометра согласно настоящему изобретению может содержать одиночный детектор. В этом случае детектор может быть расположен соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой пациента или другой областью тела пациента) с целью снятия показаний в подходящем (одном) выборочном положении для рассматриваемой области тела пациента. С другой стороны, при использовании детектора его можно перемещать над пациентом (например, по грудной клетке) с целью снятия показаний во множестве разных выборочных положений.

Впрочем, согласно одному предпочтительному варианту осуществления изобретения система магнитометра содержит множество детекторов, например и предпочтительно по меньшей мере 7, например 7-500 (или более); предпочтительно по меньшей мере 16, например 16-500 (или более) детекторов.

В случае если система магнитометра содержит множество детекторов, некоторые детекторы или все детекторы могут быть организованы в виде двумерной или трехмерной матрицы; например и предпочтительно по меньшей мере 7 детекторов или предпочтительно по меньшей мере 16 детекторов могут быть организованы в виде двумерной или трехмерной матрицы. В этом случае определенная матрица или каждая матрица детекторов предпочтительно выполнена так, что, будучи расположенной соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой или другой областью тела пациента), матрица детекторов может снимать показания с надлежащего массива выборочных позиций, и при этом не требуется дополнительное перемещение матрицы над пациентом.

Определенная матрица или каждая матрица может иметь любую требуемую конфигурацию, например регулярную или нерегулярную конфигурацию; может представлять собой шестиугольную, прямоугольную или круговую матрицу (например, выполненную в виде концентрических окружностей) и т.п.

Число и/или конфигурация детекторов в определенной матрице или в каждой матрице предпочтительно выбирать так, чтобы обеспечить надлежащее число точек выборки и/или надлежащий охват рассматриваемой области тела пациента.

В предпочтительном варианте настоящего изобретения матрица детекторов выполнена так, чтобы охватить интересующую область биомagnetизма, например туловище или сердце. В одном таком предпочтительном варианте, когда магнитометр используется в качестве кардиомагнитометра для обнаружения и анализа магнитного поля сердца пациента, определенная или каждая матрица представляет собой шестиугольный массив по меньшей мере из 7, например 7-500 (или более), а предпочтительно по меньшей мере из 16, например 16-500 (или более) детекторов.

Увеличенное число детекторов может быть предусмотрено, например, когда требуется измерять изменяющееся во времени магнитное поле сердца пациента с повышенным разрешением и/или когда требуется измерять изменяющееся во времени магнитное поле области тела пациента иной, нежели

сердце, например, в частности, магнитное поле мозга. Согласно различным предпочтительным вариантам осуществления изобретения определенная или каждая матрица может представлять собой шестиугольный массив из 7, 19, 37, 61, 91, 127, 169, 217, 271, 331, 397 (или более) детекторов.

Система магнитометра может содержать один слой детекторов или может содержать несколько (один или более) слоев из одного или более детекторов, например предпочтительно 2-10 (или более) слоев, т.е. один слой над другим.

В одном таком варианте осуществления изобретения каждый слой детекторов состоит из одного детектора. В этом случае снова магнитометр может быть расположен соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой или другой областью тела пациента) для снятия показаний в надлежащей (одной) точке выборки в рассматриваемой области тела пациента. Как вариант, магнитометр можно перемещать над пациентом (например, над грудной клеткой) для снятия в процессе работы показаний в множестве различных точек выборки.

Однако в предпочтительном варианте осуществления один или более слоев или все слои содержат множество детекторов, например, организованных в виде двумерной матрицы, причем одна, или более, или каждая матрица предпочтительно организована так, как говорилось выше в отношении устройства двумерной матрицы.

В этих вариантах осуществления один, или более, или каждый детектор в каждом слое детекторов может быть совмещен с одним, или более, или каждым детектором в одном, или более, или во всех других слоях, или расположен по-другому (например, несоосно), если требуется.

В случае когда система магнитометра содержит множество детекторов, некоторые или все детекторы могут быть соединены, например параллельно и/или последовательно. Последовательное соединение множества детекторов даст эффект увеличения индуцированного напряжения для данной напряженности магнитного поля. Параллельное соединение множества детекторов даст эффект уменьшения теплового шума (джонсоновского шума) детекторов. Предпочтительно использовать комбинацию последовательных и параллельных соединений для оптимизации баланса характеристик детекторов в отношении напряжения и шума.

Согласно одному варианту осуществления один, или более, или каждый детектор в системе магнитометра работает по схеме градиометра, т.е. два детектора выровнены соосно (в направлении ортогональном плоскости, в которой расположены обмотки каждой катушки), при этом сигналы указанных катушек суммируются, например, чтобы обеспечить измерение изменения магнитного поля в пространстве.

Определенный или каждый детектор в системе магнитометра может представлять собой любой подходящий детектор для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля.

Определенный или каждый детектор предпочтительно должен обладать чувствительностью, по меньшей мере, к магнитным сигналам в диапазоне частот 0,1 Гц-1 кГц, поскольку это частотный диапазон (большинства) значимых магнитных сигналов сердца. Определенный или каждый детектор может обладать чувствительностью к магнитным сигналам за пределами указанного диапазона. Определенный или каждый детектор предпочтительно должен обладать чувствительностью к магнитным полям в диапазоне 10 фТ-100 пТ

Согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения один, или более, или каждый детектор в системе магнитометра представляет собой индукционную катушку. Таким образом, индукционную катушку или катушки (т.е. катушку, которая обоими концами присоединена к усилителю) предпочтительно используют для обнаружения магнитного поля пациента (например, сердца пациента). В этом случае каждая катушка может быть конструктивно выполнена требуемым образом.

В предпочтительном варианте каждая катушка имеет максимальный наружный диаметр менее 10 см, предпочтительно менее 7 см, а желательно от 4 до 7 см. Благодаря ограничению наружного диаметра катушки величиной 10 см и менее получается катушка такого общего размера, при котором можно получить пространственное разрешение, которое пригодно для медицинской магнитометрии (и, в частности, для магнитокардиографии). В частности, это обеспечивает необходимую медицинскую диагностику, использующую 16-50 (или более) позиций выборки (каналов обнаружения) для построения изображения. (Как говорилось выше и далее будет понятно специалистам в данной области, данные для каждой позиции выборки могут, например, быть собраны либо с использованием матрицы катушек, либо с помощью одной (или нескольких) катушек, которые для сбора данных перемещают по грудной клетке.) В предпочтительном варианте осуществления используются катушки диаметром приблизительно 7 см.

Каждая катушка может содержать сердечник, не активный в магнитном отношении (т.е. витки катушки могут быть намотаны вокруг сердечника, который не активен в магнитном отношении), например, в качестве сердечника может выступать воздух. Дополнительно или как вариант, одна, или более, или каждая катушка может содержать активный в магнитном отношении сердечник, например, из феррита или иного магнитного материала.

Согласно одному предпочтительному варианту осуществления изобретения, каждая катушка соответствует конструкции, раскрытой в более ранней заявке заявителей WO 2014/006387. Такие катушки можно использовать для создания медицинского магнитометра, который может быть портативным, сравнительно недорогим и может быть использован при комнатной температуре без необходимости в маг-

нитном экранировании, и который, тем не менее, может демонстрировать достаточную чувствительность, точность и разрешение, чтобы быть полезным в медицине.

Однако определенная катушка или каждая катушка необязательно должна представлять собой оптимизированную катушку, соответствующую заявке WO 2014/006387, но может иметь любую подходящую и требуемую конструкцию.

Сигнал или сигналы, которые присутствуют на выходе каждого детектора, будут включать в себя (и в предпочтительном случае включают в себя) периодический (или псевдопериодический) сигнал, вырабатываемый детектором в ответ на изменяющееся во времени магнитное поле определенной области тела пациента (вместе с помехами).

Указанный периодический (или псевдопериодический) сигнал, вырабатываемый каждым детектором в ответ на изменяющееся во времени магнитное поле определенной области тела пациента, может содержать один или множество (различных) элементов, т.е. один или множество (различных) признаков или участков (которые могут представлять интерес, а могут быть и не интересны). Например, в случае сигнала, вырабатываемого в ответ на изменение во времени магнитного поля сердца пациента, указанный сигнал может содержать признаки, соответствующие зубцу Р, комплексу QRS и/или зубцу Т, но может включать в себя и другие признаки.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения указанный сигнал или сигналы от одного или более детекторов подвергаются оцифровке, например при помощи цифраторов.

Определенный или каждый цифратор может представлять собой любой подходящий преобразователь, который может работать для оцифровки (преобразования) аналогового сигнала, получаемого от одного или более детекторов, в цифровой сигнал, например для дальнейшей обработки, усреднения и т.п. Цифратор должен преобразовывать (и в предпочтительном случае преобразует) напряжение или ток, вырабатываемые в одном или более детекторах (катушках) за счет магнитного поля, в цифровой сигнал.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения определенный или каждый цифратор представляет собой аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

В предпочтительном варианте осуществления изобретения система магнитометра содержит цифратор, связанный с каждым детектором (с каждой катушкой) и выполненный с возможностью оцифровки сигнала от определенного детектора. Если система содержит множество детекторов, то у каждого детектора может быть свой собственный соответствующий и отдельный цифратор (т.е. будет столько цифраторов, сколько имеется детекторов), или же некоторые или все детекторы могут использовать один цифратор совместно.

Определенный или каждый цифратор может быть непосредственно соединен с определенным или каждым соответствующим детектором, или более предпочтительно определенный или каждый цифратор может быть соединен с определенным или каждым соответствующим детектором через усилитель. Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления система магнитометра содержит один или более измерительных усилителей, предпочтительно в виде микрофонных усилителей (усилителей с низким импедансом), соединенных с одним или более или с каждым детектором, например с концами каждой катушки. Определенный или каждый измерительный усилитель затем предпочтительно соединен с цифратором или цифраторами.

Определенный или каждый усилитель может быть выполнен так, чтобы он обеспечивал подходящий или требуемый уровень усиления. Определенный или каждый усилитель может, например, усиливать сигнал (включая шум), получаемый от каждого детектора, приблизительно в 1000 раз (60 дБ) или более.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения система магнитометра устроена так, что детектор (например, катушка) и усилитель (который соединен с детектором (катушкой)) собраны вместе в измерительной головке или зонде, который затем проводом соединен с остальными компонентами системы магнитометра, чтобы в процессе работы можно было измерительную головку (зонд) располагать на расстоянии от остальной части системы магнитометра.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления сигнал и сигналы, которые подвергаются фильтрации, представляют собой сигнал и сигналы от одного или более детекторов, которые были оцифрованы, т.е. оцифрованные сигналы от одного или более детекторов.

В предпочтительном варианте осуществления указанные (предварительно оцифрованные) сигнал или сигналы от одного или более детекторов подвергаются усреднению за множество периодов, например, с использованием схемы усреднения и/или программы усреднения.

Оцифрованный сигнал или сигналы могут быть усреднены за множество периодов, как это требуется, при этом схемой усреднения или программой усреднения может являться любая подходящая и требуемая схема или программа для усреднения оцифрованных сигнала или сигналов за множество периодов.

Согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения предусмотрен пусковой сигнал, который используется для стробирования (оконной выборки) сигнала (т.е. выявления и разделения периодического (или псевдопериодического) сигнала на множество повторяющихся периодов). Пусковой сигнал должен быть синхронизирован (и в предпочтительном случае бывает синхронизирован) с изме-

няющимся во времени магнитным полем определенной области тела пациента. Например, если магнитомер используется для анализа магнитного поля сердца пациента, то сигнал предпочтительно подвергают усреднению за некоторое число сердечных сокращений, при этом в качестве команды обнаружения для процесса сбора данных может использоваться пусковой сигнал от ЭКГ или пульсовой оксиметрии обследуемого пациента.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления используется пусковой сигнал для выявления каждого повторяющегося периода периодического (или псевдопериодического) сигнала, а затем производится усреднение этого сигнала за множество выявленных периодов.

Естественно, возможны и другие решения. Например, каждый повторяющийся период (периодического или псевдопериодического) сигнала может быть выявлен без использования пускового сигнала, а затем сигнал может быть усреднен за множество выявленных периодов.

В настоящем изобретении (предпочтительно оцифрованный) сигнал или сигналы от одного или более детекторов подвергаются фильтрации при помощи фильтра или фильтров. Указанные фильтр или фильтры должны быть выполнены с возможностью ослабления (например, подавления) в сигнале или сигналах баллистокardiографической помехи, но в остальном фильтры могут быть выполнены любым подходящим образом.

Фильтрацию можно было бы выполнять до усреднения сигнала. Таким образом, согласно одному варианту осуществления сигнал или сигналы от одного или более детекторов, которые подвергаются фильтрации, представляют собой (неусредненный) сигнал или сигналы (непосредственно) от одного или более детекторов (непосредственно от цифратора). Однако согласно предпочтительному варианту, фильтрацию выполняют после усреднения сигнала. Фактически, в предпочтительном варианте сигнал или сигналы, которые подвергаются фильтрации, представляют собой усредненные сигнал или сигналы.

Фильтр или фильтры должны быть выполнены (и в предпочтительном случае выполнены) с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, так чтобы выдавать фильтрованный сигнал или сигналы.

Согласно одному варианту осуществления изобретения ослабленная часть сигнала или сигналов отбрасывается (т.е. не используется). Таким образом, согласно варианту осуществления фильтр или фильтры выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, так чтобы убирать (и отбрасывать) баллистокardiографическую помеху.

Однако также возможно сохранять баллистокardiографическую (ослабленную или подавленную) часть сигнала или сигналов и использовать ее в некоторых других целях, например в качестве диагностического индикатора. Таким образом, согласно такому варианту фильтр или фильтры выполняют с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, так чтобы выдавать (раздельно) как фильтрованный сигнал или сигналы, так и один или более других сигналов (например, сигнал баллистокardiографической помехи).

Также возможно в определенном режиме работы сохранять (и использовать) только баллистокardiографическую часть сигнала или сигналов.

Рассматриваемые фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления в сигнале или сигналах баллистокardiографической помехи, т.е. так, чтобы на выходе выдавать фильтрованный сигнал или сигналы.

В этом отношении "баллистокardiографическая помеха" представляет собой магнитную помеху, зарегистрированную детектором, которая вызвана движением (вибрацией) поддерживающей конструкции, которая содержит электропроводящий, например металлический, железосодержащий и/или магнитный, материал и которая несет на себе тело пациента, причем это движение коррелировано (синхронизировано) с движением (например, вызывается движением) определенной исследуемой области тела пациента (например, сокращением сердца). В частности, "баллистокardiографическая помеха" относится к магнитным помехам, регистрируемым детектором, которые вызваны движением (вибрацией) поддерживающей конструкции, причем указанное движение коррелировано (синхронизировано) с силами отдачи (например, вызывается силами отдачи) тела в ответ на сердечный выброс крови в сосудистую систему.

Следует также признать, что существуют и могут быть ослаблены с помощью фильтра или фильтров согласно настоящему изобретению и другие типы магнитных помех биологического происхождения, т.е. помех, которые вызваны движением (вибрацией) поддерживающей конструкции (например, койки), которая содержит электропроводящий, например металлический, железосодержащий и/или магнитный, материал, т.е. движением, которое коррелировано (синхронизировано) с движением (например, вызывается движением) определенной исследуемой области тела пациента.

Например, хотя баллистокardiографическая помеха может быть обусловлена силами отдачи тела в ответ на сердечный выброс крови в сосудистую систему, "сейсмокардиографическая помеха" может быть обусловлена локальными вибрациями стенки грудной клетки в ответ на сокращения сердца.

К другим источникам синхронных биологических помех относится, например, дыхание (например, когда исследуемая область тела пациента включает в себя брюшную полость, грудную клетку или легкие).

Кроме того, изменение положения тела пациента на поддерживающей конструкции, например, в результате разговора, ерзанья и т.п., может вызывать движение (вибрацию) поддерживающей конструкции,

что в свою очередь может создавать магнитную помеху в сигнале или сигналах. Такая помеха может быть синхронизирована с движением исследуемой области тела пациента, например, когда исследуемая область тела пациента включает в себя одну или более мышц.

Указанные биологические источники синхронных помех должны контрастировать, например, по сравнению с другими источниками помех, такими как вибрации находящихся вблизи объектов (например, вибрации лифтовых шахт, вибрации от падения или перемещения крупных объектов и т.п.). Хотя указанные другие источники помех могут вызывать движение (вибрацию) поддерживающей конструкции, которые в свою очередь могут создавать магнитную помеху в сигнале или сигналах (которая может казаться подобной синхронной биологической помехе), как правило, такая помеха не синхронизирована с движением исследуемой области тела пациента (например, сокращением сердца) и поэтому может быть ослаблена с помощью усреднения (за достаточно длительный период времени). (Однако следует отметить, что фильтр или фильтры согласно настоящему изобретению также могут частично или полностью подавлять данную несинхронную помеху, т.е. дополнительно к ранее рассмотренным синхронным биологическим помехам.)

Таким образом, согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления в сигнале или сигналах помех, синхронизированных с движением указанной области тела пациента,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения, предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления в сигнале или сигналах помех, синхронизированных с движением указанной области тела пациента,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования отфильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Ослабление синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи должно заключаться (и в предпочтительном случае заключается) в ослаблении амплитуды синхронизированной помехи, например баллистокardiографической помехи (например, по меньшей мере, в фильтрованном сигнале или сигналах). В более предпочтительном варианте ослабление синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи заключается в (полном) подавлении синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи (например, по меньшей мере, в фильтрованном сигнале или сигналах).

Фильтр или фильтры должны быть выполнены с возможностью (и предпочтительно выполнены с возможностью) ослабления (например, отделения или подавления) синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи в сигнале или сигналах без ослабления (или с меньшим ослаблением) и предпочтительно без (существенного) искажения некоторой части "полезного" искомого сигнала или всего искомого сигнала.

В этом отношении традиционный подход к анализу магнитного поля сердца пациента заключается в том, чтобы сохранить возможно больше сигнала, источником которого является сердце. Как говорилось выше, сигнал будет включать в себя зубец Р, комплекс QRS и/или зубец Т. Таким образом, традиционно стараются максимально сохранить в сигнале зубец Р, комплекс QRS и/или зубец Т, насколько это возможно. И также, как говорилось выше, установлено, что баллистокardiографическая помеха появляется в частотном диапазоне, который перекрывается с частотным диапазоном указанного традиционно "искомого" сигнала.

Однако далее следует признать, что комплекс QRS особенно важен в смысле получения диагностической информации, а зубец Т в этом отношении менее важен. Также следует признать, что баллистокardiографическая помеха (главным образом) появляется в частотном диапазоне, который перекрывается с частотным диапазоном зубца Т. Это означает, что фильтр может быть выполнен (и в предпочтительном случае выполнен) с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) баллистокardiографической помехи (вместе с зубцом Т) в сигнале или сигналах, без ослабления (или с меньшим ос-



лаблением) и предпочтительно без (существенного) искажения "полезного" искомого комплекса QRS.

Таким образом, фильтр или фильтры в предпочтительном случае выполнены с возможностью пропускания, по меньшей мере, комплекса QRS (предпочтительно без ослабления и/или искажения) и с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) синхронизированной, например баллистокардиографической, помехи, т.е. так, чтобы получить фильтрованный сигнал или сигналы. Фильтрация сигнала или сигналов указанным образом дает возможность удалить из сигнала синхронизированную, например баллистокардиографическую, помеху, не затрагивая (существенным образом) полезный в медицинском отношении комплекс QRS.

В этом отношении следует признать, что баллистокардиографическая помеха, создаваемая койкой, содержит (главным образом) низкочастотные компоненты, например, по сравнению с частотным диапазоном, в котором появляется комплекс QRS. Таким образом, фильтр предпочтительно должен быть выполнен с возможностью пропускания, по меньшей мере, комплекса QRS (предпочтительно без ослабления или искажения) и ослабления (например, отделения или подавления) частей сигнала, обладающих частотами более низкими, чем частоты диапазона, в котором появляется комплекс QRS.

Согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения фильтр выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов с частотами, лежащими ниже определенной, предпочтительно выбранной частоты среза (пороговой частоты) (т.е. фильтр выполнен с возможностью ослабления компонентов сигнала или сигналов с частотами ниже указанной частоты среза). Фильтр может быть выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) только некоторых частот, более низких, чем частота среза, но более предпочтительно, чтобы фильтр был выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) всех частот, более низких, чем частота среза.

Таким образом, в предпочтительном варианте определенный или каждый фильтр включает в себя фильтр верхних частот, т.е. фильтр, характеризующийся нижней частотой среза (т.е. пороговой частотой), ниже которой происходит ослабление (большой части) сигнала (но выше которой большая часть сигнала проходит через фильтр), то есть фильтрация сигнала или сигналов представляет собой "высокочастотную фильтрацию".

Соответственно согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, которые являются фильтрами верхних частот,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения, предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры являются фильтрами верхних частот,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Таким образом, например, фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы на выходе получить только фильтрованный сигнал или сигналы (т.е. когда отброшена ослабленная низкочастотная часть сигнала или сигналов), или же фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы на выходе получить (например, выделить) как фильтрованный сигнал или сигналы, так и один или более других (например, низкочастотных) сигналов (например, когда сохраняется и используется низкочастотная часть сигнала или сигналов), например, как было рассмотрено выше.

Определенный или каждый фильтр верхних частот может быть выполнен любым подходящим способом. В особо предпочтительном варианте фильтр верхних частот представляет собой оконный sinc-фильтр. Это является особенно предпочтительным решением, поскольку оконный sinc-фильтр может обеспечить хорошую аппроксимацию идеального фильтра верхних частот с крутым срезом.

Нижняя частота среза может быть выбрана по желанию разработчика. Однако в предпочтительном

варианте фильтр имеет нижнюю частоту среза приблизительно между 8 и 12 Гц, более предпочтительно приблизительно между 9 и 11 Гц. В самом предпочтительном варианте фильтр выполнен с нижней частотой среза приблизительно 10 Гц.

В этом отношении, в частности, установлено, что баллистокардиографическая помеха или "помеха от койки" появляется в частотном диапазоне примерно  $<10$  Гц, в то время как зубец Т появляется в частотном диапазоне около 4-7 Гц, а комплекс QRS появляется на частотах  $>10$  Гц. Соответственно использование нижней частоты среза величиной приблизительно 10 Гц приводит к тому, что из сигнала или сигналов будет удалена значительная доля баллистокардиографической помехи, и при этом не будет существенно затронута полезная в медицинском отношении часть указанных сигнала или сигналов.

Фильтр или фильтры в предпочтительном варианте выполнены так, что они имеют сравнительно узкую частотную границу. И снова это означает, что фильтр должен работать как можно ближе к идеальному фильтру с крутым срезом.

В этом отношении следует признать, что вышеописанное построение фильтра будет давать эффект увеличения неравномерности характеристики в полосе пропускания и/или в полосе задерживания, но форма частотной границы в настоящем изобретении более важна, когда требуется убрать из сигнала баллистокардиографическую помеху или "помеху от койки". Это объясняется тем, что баллистокардиографическая помеха или "помеха от койки" появляется на частоте, близкой к частоте полезной части сигнала - комплексу QRS.

Таким образом, согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, выполненные с возможностью ослабления сигналов с частотами, лежащими ниже нижней частоты среза, при этом нижняя частота среза находится в интервале приблизительно между 8 и 12 Гц,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления сигналов с частотами, лежащими ниже нижней частоты среза, при этом нижняя частота среза находится в интервале приблизительно между 8 и 12 Гц,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Таким образом, например, фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы получить на выходе только фильтрованный сигнал или сигналы (т.е. когда отброшена ослабленная низкочастотная часть сигнала или сигналов), или же фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы получить (например, выделить) как фильтрованный сигнал или сигналы, так и один или более других (например, низкочастотных) сигналов (например, когда сохраняется и используется ослабленная (подавленная) низкочастотная часть сигнала или сигналов), например, как было рассмотрено выше.

Согласно особо предпочтительному варианту осуществления изобретения фильтр или фильтры дополнительно выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) других (высокочастотных) фоновых помех в сигнале или сигналах. Фактически одиночный фильтр может быть использован (и предпочтительно используется) для ослабления множества типов помех в сигнале или сигналах.

В этих вариантах осуществления определенный или каждый фильтр должен быть выполнен с возможностью (и предпочтительно выполнен с возможностью) ослабления других (высокочастотных) фоновых помех в сигнале или сигналах без ослабления (или с меньшим ослаблением) и предпочтительно без (существенного) искажения по меньшей мере некоторой "полезной", искомой части сигнала. Таким образом, фильтр в предпочтительном варианте выполнен с возможностью пропускания (предпочтительно без ослабления и/или искажения), по меньшей мере, комплекса QRS и ослабления (например, отделения или

подавления) других (высокочастотных) фоновых помех.

В этом отношении следует признать, что в сигнале или сигналах могут присутствовать другие фоновые помехи, которые содержат (главным образом) сравнительно высокочастотные компоненты (например, по сравнению с частотным диапазоном, в котором появляется комплекс QRS), такие как сетевая помеха. Таким образом, в предпочтительном варианте фильтр выполнен с возможностью пропускания, по меньшей мере, комплекса QRS (предпочтительно без ослабления и/или искажения) и ослабления (например, отделения или подавления) частей сигнала, которые содержат частоты более высокие, чем частотный диапазон, в котором появляется комплекс QRS.

Согласно предпочтительному варианту фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов, содержащих частоты более высокие, чем определенная, предпочтительно выбранная верхняя частота среза (пороговая частота) (т.е. фильтр выполнен с возможностью ослабления составляющих сигнала или сигналов с частотами более высокими, чем указанная верхняя частота среза). Фильтр может быть выполнен с возможностью ослабления только некоторых частот, превышающих верхнюю частоту среза, но более предпочтительно, чтобы фильтр обладал способностью ослаблять все частоты, превышающие верхнюю частоту среза.

Таким образом, согласно предпочтительному варианту, фильтр или фильтры представляют собой фильтр нижних частот, т.е. фильтр, характеризующийся верхней частотой среза (т.е. частотой (пороговой частотой), выше которой (большая) часть сигнала ослабляется (но ниже которой (большая) часть сигнала пропускается фильтром)), при этом фильтрация сигнала или сигналов представляет собой "низкочастотную фильтрацию".

Фильтр нижних частот может быть выполнен любым подходящим способом. В особо предпочтительном варианте фильтр нижних частот представляет собой оконный sinc-фильтр.

Верхняя частота среза может быть выбрана по желанию разработчика.

В этом отношении, в частности, установлено, что прочие (высокочастотные) фоновые помехи окружающей среды, в частности такие, как помехи электросети, появляются в частотном диапазоне приблизительно  $\geq 50$  Гц, в то время как комплекс QRS появляется на частотах  $< 50$  Гц, и соответственно использование верхней частоты среза, равной приблизительно 50 Гц (а предпочтительно менее 50 Гц), приводит к удалению значительной доли прочих (высокочастотных) фоновых помех из сигнала или сигналов и при этом существенно не затрагивает часть сигнала или сигналов, полезную в медицинском отношении.

Таким образом, в предпочтительном варианте фильтр характеризуется верхней частотой среза приблизительно равной 50 Гц или менее 50 Гц, предпочтительно приблизительно между 45 и 50 Гц, а более предпочтительно приблизительно между 45 и 48 Гц.

В случае если помеха электросети появляется на другой частоте, например приблизительно 60 Гц, фильтр может быть выполнен с верхней частотой среза равной указанной другой частоте или ниже указанной другой частоты. Таким образом, в предпочтительном варианте фильтр характеризуется верхней частотой среза приблизительно равной или ниже 60 Гц, предпочтительно приблизительно между 55 и 60 Гц, а более предпочтительно между приблизительно 55 и 58 Гц.

Соответственно следует понимать, что в особо предпочтительном варианте осуществления фильтр должен быть выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи и прочих (высокочастотных) фоновых помех в сигнале или сигналах, предпочтительно без ослабления (или с меньшим ослаблением) и предпочтительно без (существенного) искажения "полезной", искомой части сигнала, т.е. комплекса QRS.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения фильтр выполнен с возможностью пропускания, по меньшей мере, комплекса QRS (предпочтительно без ослабления и/или искажения) и ослабления (например, отделения или подавления) тех частей сигнала, которые характеризуются частотами, лежащими за пределами частотного диапазона, в котором появляется комплекс QRS.

В предпочтительном варианте фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов, характеризующихся частотами ниже определенной, предпочтительно выбранной, нижней частоты среза (пороговой частоты), и ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов, характеризующихся частотами выше определенной, предпочтительно выбранной, верхней частоты среза (пороговой частоты). Таким образом, фильтр или фильтры предпочтительно выполнены с возможностью ослабления сигнала или сигналов, характеризующихся частотами, лежащими вне определенного, предпочтительно выбранного диапазона частот.

Фильтр может быть выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигналов только некоторых частот, лежащих выше верхней частоты среза, и только некоторых частот, лежащих ниже нижней частоты среза, но более предпочтительно, чтобы фильтр был выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигналов всех частот, лежащих выше верхней частоты среза, и всех частот, лежащих ниже нижней частоты среза.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления фильтр или фильтры представляют собой полосовой фильтр, т.е. фильтр, у которого имеется нижняя частота среза (пороговая частота) и верхняя частота среза (пороговая частота), при этом фильтрация сигнала или сигналов представляет со-

бой полосовую фильтрацию указанных сигналов, чтобы на выходе получить фильтрованные сигнал или сигналы.

Соответственно согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, которые представляют собой полосовые фильтры,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем указанные фильтр или фильтры представляют собой полосовые фильтры,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Определенный или каждый полосовой фильтр может быть выполнен любым подходящим способом. В особо предпочтительном варианте полосовой фильтр представляет собой комбинацию двух оконных sinc-фильтров (т.е. разность между двумя такими фильтрами).

Оконный sinc-фильтр или фильтры должны быть выполнены (и предпочтительно выполнены) так, чтобы характеризоваться определенной предпочтительно выбранной оконной функцией. Оконная функция или оконные функции фильтра могут быть выбраны в соответствии с желанием разработчика. К подходящим оконным функциям относятся, например, окно Хэмминга (Hamming), окно Блэкмана (Blackman), окно Бартлетта (Bartlett), окно Хэннинга (Hanning) и т.п.

В особо предпочтительном варианте осуществления в определенном или каждом оконном sinc-фильтре используется окно Блэкмана. Установлено, что окно Блэкмана является особо подходящим для использования в предпочтительных вариантах осуществления настоящего изобретения. Хотя окно Блэкмана характеризуется более медленным спадом частотной границы по сравнению с оконными функциями других типов (например, окном Хэмминга), у фильтра с окном Блэкмана лучше ослабление в полосе задерживания и меньше неравномерность в полосе пропускания.

Аналогично определенный или каждый оконный sinc-фильтр должен иметь (и в предпочтительном случае имеет) определенную, предпочтительно выбираемую длину  $M$  ядра. В частотной области длина  $M$  ядра фильтра определяет переходную полосу  $BW$  фильтра. Существует компромисс между временем вычислений (которое зависит от значения  $M$ ) и крутизной (заостренностью) характеристики фильтра (значением  $BW$ ), который может быть выражен приближенно следующим образом:

$$M \approx \frac{4}{BW}.$$

Фактически, чем острее фильтр (чем уже переходная полоса  $BW$ ), тем больше потребуется времени для выполнения свертки во временной области.

Фильтр предпочтительно должен быть выполнен так, чтобы он обладал сравнительно узкой частотной границей. И снова это означает, что работа фильтра будет по возможности близка к работе идеального фильтра с крутым срезом.

В особо предпочтительном варианте осуществления длину  $M$  ядра фильтра задают равной 1 с, т.е. длине усредненного сигнала (и, следовательно, равной частоте выборки). Это делает минимальной переходную полосу  $BW$ .

Полоса пропускания полосового фильтра может быть выбрана по желанию. Однако в предпочтительном варианте полоса пропускания характеризуется нижней частотой среза приблизительно 8-12 Гц и верхней частотой среза приблизительно 45-50 Гц, а более предпочтительно приблизительно 45-48 Гц. Также возможно, чтобы верхняя частота среза была равна приблизительно 55-60 Гц, а более предпочтительно приблизительно 55-58 Гц, например, как было рассмотрено выше. Наиболее предпочтительно, чтобы фильтр был выполнен с полосой пропускания приблизительно 10-50 Гц.

Установлено, что такое построение обеспечивает реальный и эффективный способ исследования сигнала и надежного извлечения "полезных" элементов МКГ, особенно в условиях с высоким уровнем

помех. Однако возможны и другие схемы.

Соответственно согласно другому аспекту настоящего изобретения предложен способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, выполненные с возможностью ослабления сигналов с частотами, более низкими, чем нижняя частота среза, приблизительно равная 8-12 Гц, а также ослабления сигналов с частотами, более высокими, чем верхняя частота среза, приблизительно равная 45-60 Гц,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Согласно еще одному аспекту настоящего изобретения предложена система магнитометра для медицинского использования, содержащая

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем указанные фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления сигналов с частотами более низкими, чем нижняя частота среза, приблизительно равная 8-12 Гц, а также ослабления сигналов с частотами более высокими, чем верхняя частота среза, приблизительно равная 45-60 Гц,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки изобретения, рассмотренные в настоящем описании.

Таким образом, например, фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы получить на выходе только фильтрованный сигнал или сигналы (т.е. когда отброшены ослабленные части сигнала или сигналов), или же фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов так, чтобы получить (например, выделить) как фильтрованный сигнал или сигналы, так и один или более других (например, низкочастотных и/или высокочастотных) сигналов (например, когда сохраняются и используются низкочастотные части сигнала или сигналов), например, как было рассмотрено выше.

В настоящем изобретении фильтрованные сигнал или сигналы используются для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента. Это может быть выполнено любым подходящим способом.

Сигнал сердечных сокращений и/или информация, такая как временной интервал или интервалы, например, между отдельными сокращениями и/или между определенными элементами в пределах одного сокращения сердца, и/или форма или формы сигнала сердечного сокращения или сердечных сокращений может быть получена из фильтрованного сигнала или сигналов.

Согласно одному варианту осуществления фильтрованный сигнал или сигналы подвергают соответствующей обработке, например, чтобы сформировать изображения магнитного поля в условных цветах или иным образом.

Таким образом, согласно предпочтительному варианту фильтрованный сигнал или сигналы используют для получения на выходе характеристик изменяющегося во времени магнитного поля. В предпочтительном варианте это заключается в формировании визуальной картины изменяющегося во времени магнитного поля, например формирования на дисплее изображения, характеризующего изменяющееся во времени магнитное поле. В наиболее предпочтительном варианте фильтрованный сигнал или сигналы используют для формирования изображения или изображений в условных цветах, характеризующих изменяющееся во времени магнитное поле, причем указанные изображение или изображения в условных цветах демонстрируют на дисплее.

Согласно предпочтительному варианту осуществления производят надлежащие измерения, чтобы дать возможность сформировать соответствующее магнитное изображение (скан) сердца (или иной интересующей области тела), которое затем можно, например, сравнить с эталонными изображениями для диагностики. Настоящее изобретение может быть использовано для выполнения любой известной и надлежащей процедуры для изображения магнитного поля сердца.

Чтобы сформировать требуемый скан, регистрацию предпочтительно проводят во множестве положений выборки (каналах обнаружения), например от 7 до 500 (или более), как было рассмотрено выше.

Настоящее изобретение соответственно распространяется на применение предлагаемой системы магнитометра для анализа и предпочтительно формирования изображения магнитного поля, создаваемо-

го сердцем пациента (или другой областью тела), а также на способ анализа и предпочтительно формирования изображения магнитного поля, создаваемого сердцем пациента (или другой областью тела), содержащий этап использования способа или системы согласно настоящему изобретению для анализа и предпочтительно формирования изображения магнитного поля, создаваемого сердцем пациента (или другой областью тела). Указанный анализ и предпочтительно полученную информацию и/или изображение в предпочтительном варианте используют для диагностики (постановки диагноза) медицинского состояния, например аномалий сердца и т.п.

Таким образом, согласно еще одному аспекту настоящего изобретения, предложен способ диагностики медицинского состояния, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, выполненные с возможностью ослабления синхронизированной, например баллистокardiографической, помехи в сигнале или сигналах,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента,

используют результаты анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента, для диагностики медицинского состояния.

В данном аспекте настоящего изобретения сигнал (интересующие элементы) от детектора или детекторов в предпочтительном варианте используют для получения изображения, которое представляет магнитное поле, создаваемое определенной областью тела пациента, а способ в предпочтительном варианте тогда содержит этап сравнения полученного изображения с эталонными изображениями или изображениями для диагностики медицинского состояния. Как говорилось выше, медицинским состоянием предпочтительно является одно из следующих: сердечная аномалия, состояние мочевого пузыря, преждевременная родовая деятельность, аномалии утробного плода или аномалии головы или мозга.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что все рассмотренные в настоящем описании аспекты и варианты осуществления настоящего изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают) любой один, или более, или все предпочтительные и дополнительные отличительные признаки настоящего изобретения.

Соответствующие настоящему изобретению способы могут быть осуществлены, по меньшей мере частично, путем использования программного обеспечения, например компьютерных программ. Таким образом, можно видеть, что с точки зрения дополнительных аспектов настоящее изобретение предусматривает компьютерную программу, специально предназначенную для исполнения рассмотренных в настоящем описании способов после инсталляции программы в средства обработки данных, элемент компьютерной программы, содержащий части программного кода для исполнения рассмотренных способов, когда элемент программы исполняется в средствах обработки данных, и компьютерную программу, содержащую кодовые средства, предназначенные для выполнения всех этапов рассмотренных способа или способов, когда программа исполняется в системе обработки данных. Система обработки данных может представлять собой микропроцессор, программируемую пользователем вентильную матрицу (FPGA, Field Programmable Gate Array) и т.п.

Изобретение также распространяется на носитель компьютерной программы, содержащий указанную программу, которая при использовании для управления системой магнитометра, содержащей средства обработки данных, вынуждает указанную систему в совокупности со средствами обработки данных выполнять этапы способов согласно настоящему изобретению. Таким носителем компьютерной программы может служить физическая среда хранения, такая как микросхема постоянного запоминающего устройства (ROM, Read Only Memory), компакт-диск постоянной памяти (CD ROM, Compact Disk - Read Only Memory), или диск, или сигнал, такой как электрический сигнал, передаваемый по проводам, оптический сигнал или радиосигнал, такой как сигнал спутниковой связи, и т.п.

Далее следует понимать, что не все этапы способов согласно настоящему изобретению необходимо выполнять посредством компьютерной программы, и, таким образом, если исходить из более широкого аспекта, то настоящее изобретение предусматривает компьютерную программу, при этом такая программа, установленная на носитель, предназначена для исполнения по меньшей мере одного из этапов способов, рассмотренных в настоящем описании.

Соответственно настоящее изобретение может быть надлежащим образом осуществлено в виде компьютерного программного продукта для использования с компьютерной системой. Такая реализация может содержать ряд машиночитаемых инструкций, закрепленных либо на материальном носителе, таком как энергонезависимый машиночитаемый носитель, например дискета, CD ROM, ROM, либо на жестком диске. Программный продукт может также представлять собой ряд машиночитаемых инструкций, передаваемых в компьютерную систему через модем или иное интерфейсное устройство, либо с использованием материальной среды, включая, помимо других возможных, оптические или аналоговые линии связи, либо с использованием беспроводных технологий, включая, помимо других возможных, микроволновые, инфракрасные или иные технологии передачи. Указанный ряд машиночитаемых инструкций

реализует всю функциональность или часть функциональности, ранее рассмотренной в настоящем описании.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что такие машиночитаемые инструкции могут быть написаны на ряде языков программирования для использования с множеством видов архитектур компьютера или операционных систем. Кроме того, такие инструкции могут быть сохранены с использованием любой технологии памяти (настоящего или будущего), включая, помимо других возможных, полупроводниковую, магнитную или оптическую технологию, или могут быть переданы с использованием любой технологии передачи данных (настоящего или будущего), включая, помимо других возможных, оптическую, инфракрасную или микроволновую технологии. Предполагается, что такой компьютерный программный продукт можно распространять в виде сменного носителя с сопроводительной печатной или электронной документацией, например в виде коробочного программного обеспечения, предустановленного в компьютерную систему, например в системную память ROM или на жесткий диск, или можно распространять с сервера или электронной доски объявлений через сеть, например Интернет или всемирную сеть (World Wide Web).

#### Перечень фигур

Ряд предпочтительных вариантов осуществления настоящего изобретения далее описан на примерах со ссылками на прилагаемые чертежи, среди которых

фиг. 1 схематически изображает использование варианта осуществления настоящего изобретения для регистрации магнитного поля сердца пациента;

фиг. 2-5 изображают дополнительные схемы использования варианта осуществления настоящего изобретения при регистрации магнитного поля сердца пациента;

фиг. 6А изображает схему расположения катушек согласно варианту осуществления настоящего изобретения, а фиг. 6В изображает другую схему расположения катушек согласно варианту осуществления настоящего изобретения;

фиг. 7 изображает фрагмент типичной ЭКГ здорового человека;

фиг. 8 изображает пример организации использования варианта осуществления настоящего изобретения при регистрации магнитного поля сердца пациента;

фиг. 9А изображает усредненные за цикл данные МКГ здорового человека, зарегистрированные 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования на деревянной койке, а фиг. 9В изображает усредненные за цикл данные МКГ здорового человека, зарегистрированные 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования на койке, содержащей железосодержащий (магнитный) материал;

фиг. 10А представляет периодограмму (в логарифмическом масштабе) данных МКГ, зарегистрированных 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования и при отсутствии пациента; фиг. 10В представляет периодограмму (в логарифмическом масштабе) данных МКГ здорового человека, зарегистрированных 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования на деревянной койке; а фиг. 10С представляет соответствующие данные для койки, содержащей железосодержащий (магнитный) материал;

фиг. 11 иллюстрирует идеальный полосовой фильтр в частотной области;

фиг. 12А изображает ядро оконного sinc-фильтра с частотой среза 45 Гц и  $M=2400$ , а фиг. 12В изображает частотную характеристику указанного фильтра;

фиг. 13А изображает ядро фильтра, сформированного как разность между двумя оконными sinc-фильтрами с частотами среза 8 и 45 Гц, при этом  $M=2400$ ; а фиг. 13В изображает частотную характеристику указанного фильтра;

фиг. 14А изображает усредненный сигнал МКГ, зарегистрированный в неэкранированном помещении; фиг. 14В изображает Фурье-спектр сигнала фиг. 14А; фиг. 14С изображает ядро оконного sinc-фильтра с частотами среза 8 и 45 Гц; фиг. 14D изображает соответствующую частотную характеристику фильтра с ядром фиг. 14С; фиг. 14Е изображает во временной области результат применения фильтра к сигналу фиг. 14А (сплошная линия) и результат применения фильтра с частотами среза 2 и 45 Гц к сигналу фиг. 14А (прерывистая линия); а фиг. 14F изображает в частотной области результат применения фильтра к сигналу фиг. 14А;

фиг. 15А снова изображает усредненные за цикл данные МКГ здорового человека, зарегистрированные 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования на койке, содержащей железосодержащий (магнитный) материал, как на фиг. 9В; а фиг. 15В и С изображают указанные данные после применения к ним оконного sinc-фильтра с окном Блэкмана и частотами среза 8 и 45 Гц; и

фиг. 16 иллюстрирует процесс согласно варианту осуществления настоящего изобретения.

На чертежах в необходимых случаях для аналогичных компонентов использованы одинаковые ссылочные обозначения.

#### Сведения, подтверждающие возможность осуществления изобретения

Магнитокардиография (МКГ) - это измерение магнитных полей, которые создаются сердцем за счет электрических токов, протекающих в клетках миокарда. Измерение таких полей дает значимую диагностическую информацию, которая дополняет информацию, получаемую электрокардиографией (ЭКГ), и может быть использована для диагностики аномалий работы сердца.

Фиг. 1 схематически изображает основную структуру предпочтительного варианта осуществления

системы магнитометра. Система магнитометра, в частности, предназначена для использования в качестве кардиомагнитометра (для использования в целях обнаружения магнитного поля сердца пациента). Однако та же самая конструкция магнитометра может быть использована для обнаружения магнитного поля, создаваемого другими областями тела человека, например для обнаружения магнитного поля и диагностирования состояния мочевого пузыря, преждевременной родовой деятельности, аномалий утробного плода и для магнитной энцефалографии. Таким образом, хотя настоящее изобретение раскрыто конкретно в отношении кардиомагнитометрии, следует отметить, что настоящий вариант осуществления изобретения (и само настоящее изобретение) могут быть распространены и на применение в других медицинских задачах.

Система магнитометра содержит детектор 40, связанный со схемой 41 обнаружения, которая может содержать ряд компонентов. Детектор 40 может представлять собой индукционную катушку 40. Схема 41 обнаружения может содержать предусилитель с низким импедансом, такой как микрофонный усилитель, который соединен с катушкой 40.

Посредством схемы 41 обнаружения выходной ток катушки 40 подвергается обработке и преобразованию в напряжение, которое подается на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 42, который оцифровывает аналоговый сигнал от катушки 40 и подает в систему 43 сбора данных.

Биологический сигнал, который коррелирует с сердечными сокращениями, например с пусковыми сигналами ЭКГ или пульсовой оксиметрии от субъекта исследования (пациента), может быть использован в качестве пускового сигнала обнаружения для сбора цифровых сигналов, при этом указанный оцифрованный сигнал на протяжении ряда пусковых импульсов затем помещается в соответствующие ячейки хранения сигнала, причем ячейки хранения сигнала поочередно заполняются или усредняются посредством системы 43 сбора данных. Однако возможны и другие схемы.

Катушка 40 и схема 41 обнаружения могут быть построены так, чтобы катушка 40 и предусилитель схемы 41 обнаружения располагались вместе в измерительной головке (зонде), которая затем присоединяется проводом к схеме обработки, которая содержит остальные компоненты схемы 41 обнаружения. Соединение измерительной головки со схемой обработки посредством провода позволяет схеме обработки находиться на расстоянии от измерительной головки (зонда) во время использования магнитометра.

В случае рассматриваемого магнитометра измерительная головка (зонд) будет использоваться в качестве магнитного датчика за счет ее размещения в окрестности изучаемых магнитных полей.

Фиг. 2 изображает схему, более совершенную по сравнению с фиг. 1, в которой используется, в частности, метод градиентного вычитания в целях компенсации фонового шума. (Однако могут быть использованы и другие методы.) В данном случае инверсная (т.е. встречно включенная) катушка 44 используется для того, чтобы из сигнала, обнаруженного измерительной катушкой 40, вычесть вклад от фонового шумового магнитного поля. Как известно в данной области техники, инверсная катушка 44 будет равным образом чувствительна к фоновому магнитному полю, но будет слабо чувствительна к магнитному полю пациента. Инверсная катушка 44 может быть точно согласована с измерительной катушкой 40, например, путем использования подвижного пластинчатого сердечника для настройки характеристик инверсной катушки соответственно характеристикам измерительной катушки 40.

На фиг. 3 изображена другая схема градиентного вычитания. В данном случае обе катушки 40, 44 имеют одинаковую ориентацию, но их соответствующие сигналы вычитаются при помощи дифференциального усилителя 45. В данном случае также наилучшие результаты достигаются за счет точного согласования катушек и характеристик схем 41 обнаружения. И снова для настройки согласования характеристик одной катушки с характеристиками другой катушки может быть использован подвижный пластинчатый сердечник.

На фиг. 4 изображена другая предпочтительная схема. Данная схема работает на том же принципе, что и схема, показанная на фиг. 3, но используется более сложный способ гашения полей и пассивного согласования катушек. В частности, чтобы устранить помеху от фонового магнитного поля, к обеим катушкам 40, 44 подводят общее магнитное поле 46.

В данной схеме выходные сигналы от схем 41 обнаружения, прежде чем подать в дифференциальный усилитель 45, пропускают через соответствующие усилители 47, 48. По меньшей мере один из усилителей 47, 48 является настраиваемым. В процессе работы к обеим катушкам 40, 44 подводят известное общее поле 46, такое как поле электрической помехи 50 или 60 Гц (и их гармоник) сети питания, или поле определенного сигнала, например сигнала 1 кГц от генератора 49. Присутствие сигнала данной частоты на выходе дифференциального усилителя 45, которое можно наблюдать, например, при помощи осциллографа 50, будет указывать на то, что катушки 40, 44 не согласованы. Тогда можно будет использовать схему 51 управления усилителем, чтобы настроить управляемый напряжением усилитель 48, чтобы подавить общую помеху на выходе дифференциального усилителя 45 и тем самым согласовать выходные сигналы от двух катушек.

В данной схеме наиболее предпочтительно, чтобы к обеим катушкам было подведено известное общее поле частотой приблизительно 1 кГц так, чтобы достичь соответствующего согласования катушек для градиентного вычитания.

На фиг. 5 изображен дополнительный вариант схемы фиг. 4, но в данном случае с использованием



активного согласования катушек. Таким образом, в данной схеме выходы катушек 44, 40 снова подключены к соответствующим схемам 41 обнаружения, а затем к соответствующим усилителям 47, 48, по меньшей мере один из которых является настраиваемым. Однако в данной схеме настраиваемый усилитель 48 настраивается так, чтобы подавить синфазную помеху, используя фиксацию состояния в усилителе 52 или аналогичном устройстве управления напряжением, которое соответствующим образом связано с выходом дифференциального усилителя 45 и генератора 49 сигнала.

Вышеприведенные варианты осуществления настоящего изобретения представляют собой схемы, в которых имеется одна измерительная катушка, которую можно использовать для обнаружения магнитного поля сердца пациента. В данных схемах, чтобы произвести диагностическое сканирование магнитных полей, создаваемых сердцем пациента, указанную единственную измерительную катушку можно перемещать соответствующим образом по груди пациента, чтобы снимать показания в соответствующих пространственных положениях на грудной клетке пациента. Данные показания могут затем быть собраны и использованы для построения соответствующих изображений (сканов) магнитного поля пациента.

Также было бы возможным организовать множество катушек и схем обнаружения (какие показаны на фиг. 1) в виде матрицы, а затем использовать такую матрицу для осуществления измерений магнитного поля, создаваемого сердцем пациента. В таком случае матрицу катушек можно было бы использовать для снятия показаний от множества точек на груди пациента одновременно и тем самым исключить или сократить необходимость снятия показаний при помощи одной и той же катушки в разных положениях на грудной клетке пациента.

На фиг. 6А и В изображены подходящие конструкции массива катушек, которые содержат матрицу 60 из 16 измерительных катушек 61, которая может быть помещена над грудью пациента для измерения магнитного поля сердца пациента в 16 различных точках над грудной клеткой. На фиг. 6А изображена регулярная прямоугольная матрица, а на фиг. 6В - регулярная шестиугольная матрица. В этих случаях каждая катушка 61 матрицы 60 должна была бы быть выполнена, как было описано выше, и подключена к своей собственной соответствующей схеме обнаружения (т.е. каждая индивидуальная катушка 61 должна иметь соединенную с ней схему обнаружения, как показано на фиг. 1). Выходные сигналы от соответствующих катушек 61 тогда могут быть объединены и соответствующим образом использованы для формирования скана магнитного поля сердца пациента.

Если требуется, то могут быть использованы и другие матричные конструкции, например круговые матрицы, нерегулярные матрицы и т.п.

В матрицу может быть собрано большее (или меньшее) число катушек, например до 50 катушек или более 50 катушек. Например, в тех случаях, когда требуется измерять магнитное поле другой области человеческого тела (т.е. иной, нежели сердца), то тогда может быть предусмотрено увеличенное число катушек, так чтобы обеспечить соответствующее число точек измерения и соответствующий пространственный охват рассматриваемой области тела человека.

Также возможно в данной схеме использовать некоторые из катушек 61 не для регистрации искомого поля сердца человека, а для обнаружения фонового магнитного поля в целях вычитания фонового шума. Например, периферийные катушки 62 матрицы можно было бы использовать в качестве детекторов фонового шума, причем сигналы, обнаруживаемые данными катушками, затем соответствующим образом вычитать из сигналов, обнаруживаемых остальными катушками матрицы. Естественно, возможны и другие схемы для вычитания фонового шума.

Также, если требуется, то возможно иметь несколько слоев матриц той формы, какая показана на фиг. 6. В этом случае можно было бы предусмотреть, например, две такие матрицы, одну поверх другой, при этом матрицу, расположенную ближе к грудной клетке пациента, использовать для обнаружения магнитного поля, создаваемого сердцем пациента, а матрицу, расположенную дальше от груди пациента, использовать для обнаружения фонового шума.

Для измерения магнитных полей, создаваемых сердцем, вышеприведенные схемы можно использовать для формирования сканов магнитного поля сердца пациента путем сбора данных результатов измерений магнитного поля через интервалы в пределах грудной клетки пациента. Затем для любой части сердечного сокращения можно формировать изображения в условных цветах и указанные сканы затем использовать, например путем сравнения с известными эталонными изображениями для диагностики различных состояний сердца. Более того, это может быть сделано при значительно более низких затратах, как в смысле расходов на установку, так и текущих эксплуатационных расходов, чем в случае существующих устройств кардиомагнитометрии.

На фиг. 7 изображена типичная электрокардиограмма (ЭКГ) и стандартные обозначения типичных элементов, присутствующих на ЭКГ. Аналогичные элементы также появляются на магнитокардиограмме (МКГ), и соответствие между этими двумя кривыми дает исследователям основания использовать одни и те же условные обозначения.

Как показано на фиг. 7, кривая ЭКГ содержит повторяющийся интервал P-P, в который входит так называемый зубец P, за которым следует сегмент P-R (или P-Q) (при этом комбинацию зубца P и сегмента P-R (или P-Q) называют интервалом P-R (или P-Q)), после которого идет комплекс QRS, за которым следует сегмент S-T, после которого идет зубец T (при этом комбинацию сегмента S-T и зубца T назы-

вают интервалом S-T, а комбинацию комплекса QRS и интервала S-T называют интервалом Q-T), за которым следует сегмент T-P. Каждый из элементов кривой ЭКГ может представлять диагностическую важность.

Фиг. 8 изображает пример выполнения магнитометра, как он мог бы предположительно использоваться, например, в больнице. Магнитометр 30 представляет собой портативное устройство, которое можно на тележке подкатывать к кровати 31 пациента, где затем использовать для получения скана (к примеру) сердца пациента. Не требуется никакого магнитного экранирования, криогенного охлаждения и т.п. Магнитометр 30 можно использовать в нормальных условиях палаты (неэкранированной). (Однако при желании может быть предусмотрено магнитное экранирование и/или охлаждение.)

В том смысле, в каком это используется в настоящем описании, магнитометр или иной аппарат в среде с "магнитным экранированием" может означать магнитометр или иной аппарат, который размещен либо в помещении, либо в замкнутом объеме специальной конструкции. В случае такого устройства как обследуемый пациент, так и измерительное оборудование заключены внутри одного и того же экранированного замкнутого объема. В отличие от этого, магнитометр или иной аппарат в среде "без магнитного экранирования" означает магнитометр или иной аппарат, у которого никакая внешняя часть или никакие внешние части аппарата не используются ни для защиты обследуемого пациента, ни для защиты измерительного оборудования.

Система магнитометра может быть использована аналогичным образом для обнаружения и анализа других полезных в медицинском отношении магнитных полей, создаваемых другими областями тела, такими как мочевого пузырь, брюшная полость, грудная клетка, голова, мозг, один или более утробных плодов, мышца и т.п.

Несмотря на успехи МКГ как диагностического средства, условия больницы (например, отделения экстренной медицинской помощи) могут создавать сложные проблемы в виде помех, которые препятствуют сбору данных МКГ приемлемого качества.

Таковыми мешающими факторами могут являться три основных типа помех (шумов): однородная помеха (например, магнитное поле Земли), стохастическая помеха (например, белый шум, окрашенный шум) и фоновая помеха (например, сетевая помеха с максимумами спектра мощности на частотах 50 Гц или 60 Гц (и гармониках), вибрации самой системы и т.п.). Фоновая помеха часто может на порядки превышать сигнал МКГ и может изменяться во времени, что делает ее подавление трудной задачей. Вариант осуществления настоящего изобретения, в частности, направлен на подавление составляющих фоновой помехи.

Составляющие фоновой помехи могут быть охарактеризованы как низкочастотный, среднечастотный или высокочастотный шум. Источником низкочастотного шума (0,1-1 Гц) обычно являются движущиеся лифты, металлические двери, металлические стулья и другие металлические предметы. Источником высокочастотного шума (>20 Гц) обычно являются сети электропитания, частоты работы мониторов или других электронных устройств. Вибрации самой системы могут вызывать возмущения в среднечастотном диапазоне (1-20 Гц).

Следует признать, что, когда требуется получить скан сердца пациента, в то время как пациент находится на больничной койке 31, помеха может создаваться за счет связи с остаточной намагниченностью стальной рамы койки 31, которая может вибрировать при движении пациента, вызываемом биением его сердца.

Такие импульсы переходной помехи состоят из сравнительно короткого острого начального импульса, за которым следуют затухающие низкочастотные колебания. Начальный импульс обусловлен сокращением сердца (систолой), в то время как колебания обусловлены резонансом системы (койки и пациента), возбужденной начальным импульсом.

Будучи зарегистрированной устройством 30 магнитометра, переходная помеха способна затруднить оценку качества захваченных данных в ходе процесса сканирования. Это также затрудняет извлечение неискаженных магнитокардиографических данных, которые требуются для точной диагностики.

"Баллистокардиографическая помеха" может быть вызвана вибрацией койки 31, причем указанная вибрация коррелирует с силами отдачи тела в ответ на выброс крови сердцем в сосудистую систему.

К другим источникам синхронизированной биологической помехи относятся, например, "сейсмокардиографическая помеха", которая может быть вызвана локальными колебаниями стенки грудной клетки в ответ на сокращения сердца, а также дыхание и изменения положения тела пациента на койке 31, например, в результате того, что пациент беспокойно движется, разговаривает и т.п., что может привести к колебаниям койки 31, которые в свою очередь могут создавать в магнитокардиографе синхронную магнитную помеху.

Указанные биологические источники синхронных помех должны контрастировать с другими источниками помех, такими как вибрации близкорасположенных объектов (например, вибрации шахт лифтов, вибрации от крупных предметов, которые бросают или передвигают, и т.п.). Хотя указанные другие источники помех могут вызывать вибрацию койки 31, которая в свою очередь может создавать магнитную помеху в магнитокардиографе, в целом такая помеха не синхронизирована с движением исследуемой области тела пациента (например, с сокращениями сердца) и, следовательно, может быть уменьшена

путем использования усреднения (за достаточно продолжительный период времени).

Другие несущие конструкции, такие как кровати, кресла и т.п., могут также быть причиной биологических синхронных магнитных помех, например там, где несущая конструкция содержит материалы, которые могут создавать магнитное поле, такие как материалы с высокой магнитной проницаемостью и/или материалы с высокой удельной электропроводностью.

К материалам с высокой магнитной проницаемостью относятся, например, железо, сталь, никель и различные сплавы. Материалы с высокой магнитной проницаемостью представляют собой материалы, которые могут быть намагничены и/или могут притягивать к себе магнит, например железосодержащие материалы, которые, как правило, могут удерживать и сохранять свое собственное постоянное магнитное поле (т.е. являются ферромагнетиками). Материалы с высокой магнитной проницаемостью энергично реагируют на прикладываемые магнитные поля и обычно являются электрическими проводниками.

Материалы с низкой магнитной проницаемостью и высокой удельной электропроводностью представляют собой материалы, обладающие высокой удельной электрической проводимостью, у которых нет собственного магнитного поля, но которые могут давать отклик на изменения прикладываемых полей (например, парамагнетики и диамагнетики). К материалам с низкой магнитной проницаемостью и высокой удельной электропроводностью относятся, например, нержавеющая сталь, алюминий, графен и т.п.

Что касается электропроводящих материалов, то, если проводящий материал неподвижен и приложенное поле постоянно, то материал не будет создавать магнитного поля. Однако, если проводящий материал неподвижен, а приложенное магнитное поле изменяется, то в материале могут возникать электрические (вихревые) токи, которые обладают соответствующими своими собственными магнитными полями. И аналогично, если проводящий материал перемещается, а магнитное поле не изменяется, то в материале могут возникать электрические (вихревые) токи, которые обладают соответствующими своими собственными магнитными полями.

В отличие от рассмотренных материалов, к материалам с низкой магнитной проницаемостью и низкой удельной электропроводностью могут относиться, например, дерево, большинство пластмасс, керамика, стекловолокно и т.п. Материалами с низкой магнитной проницаемостью и низкой удельной электропроводностью являются (непроводящие) электрические изоляторы, которые обладают низкой магнитной проницаемостью и низкой удельной электрической проводимостью и не создают никаких магнитных помех, т.е. даже в состоянии вибрации не создают никаких магнитных полей.

Фиг. 9А изображает усредненные за цикл данные МКГ для здорового пациента, зарегистрированные 37-канальным магнитометром на деревянной койке в условиях без экранирования, а фиг. 9В изображает соответствующие данные для койки, изготовленной из железосодержащего (магнитного) материала. Усредненный сигнал был подвергнут фильтрации с использованием узкополосного режекторного фильтра с целью подавления сетевой помехи, а затем с использованием фильтра нижних частот с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтром).

Пики, которые видны в середине фиг. 9А, соответствуют участку комплекса QRS сердечного цикла (точнее, производной по времени от магнитного поля, создаваемого сердечной мышцей, а не статического поля). Пики представляют часть сигнала с максимальным отношением сигнал/шум (С/Ш).

Искажения данных МКГ, вызванные магнитным материалом койки, видны на фиг. 9В; причем эти искажения делают невозможным извлечение полезной информации даже с участка комплекса QRS.

На фиг. 10А изображена периодограмма (в логарифмическом масштабе) необработанных сигналов МКГ, зарегистрированных 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования для получения скана шумов (т.е. при отсутствии пациента под измерительной головкой). На фиг. 10В изображена периодограмма (в логарифмическом масштабе) сигналов МКГ здорового пациента, зарегистрированных 37-канальным магнитометром в условиях без экранирования, при этом пациент находился на деревянной койке, а на фиг. 10С изображен соответствующий сигнал для пациента на койке из железосодержащего (магнитного) материала. Была использована 8192-точечная периодограмма Уэлча (Welch) с окном Хэмминга (Hamming) и 4096-точечным перекрытием для спектральных вычислений.

Пики помехи, видимые на фиг. 10А, обусловлены сетевым электропитанием и его субгармониками (50 Гц, 25 Гц, 16 2/3 Гц и т.п.).

Вклад сигнала МКГ здорового пациента в спектральный состав на фиг. 10В появляется на частотах приблизительно 4, 10 и 33 Гц, в то время как вклад баллистических эффектов, обусловленных материалом койки, наглядно виден в спектральном составе на фиг. 10С.

Указанные "баллистические эффекты" попадают в спектральный диапазон <10 Гц, затрудняя извлечение полезной информации из сигнала МКГ.

Предпринимались попытки использовать ряд способов, чтобы уменьшить такую нежелательную помеху в сигнале МКГ или устранить ее.

Одним таким способом является нелинейное помехоподавление (NLD, Non-Linear Denoising) в пространстве состояний. Нелинейное помехоподавление работает на преобразованном пространстве состояний временных последовательностей сигнала, которое представляет динамические свойства наблюдаемой системы. Фоновые помехи, такие как возмущения в линии электропитания, заполняют подпространство состояний, которое может быть отделено от совокупности сигналов МКГ. Это делается путем запи-

си возмущений с использованием дополнительного датчика, их последующей проекцией на подпространство помех и последующим вычитанием из исходного сигнала.

Данный подход требует, чтобы помеха была "по меньшей мере, приблизительно" детерминированной, и поэтому хорошо работает при подавлении возмущений в линии электропитания. Однако установлено, что данный подход не справляется с подавлением переходных помех, вызванных вибрациями койки, в силу недетерминированности их природы.

В отличие от этого, и в соответствии с настоящим изобретением установлено, что особая схема полосового фильтра (который будет дополнительно рассмотрен ниже) может быть использована для успешного отделения от комплекса QRS "баллистических эффектов", вызванных использованием магнитных коек. Это позволяет из искаженного сигнала МКГ выделить полезный сигнал.

В частности, установлено, что полосовой фильтр с полосой приблизительно 8-45 Гц может быть использован для отделения сигнала МКГ от баллистокardiографической (БКГ) помехи и фонового шума. Фильтр рассчитан так, чтобы существенным образом убирать баллистические эффекты из измеренного сигнала, а конкретно из области QRS. Указанный фильтр является полосовым фильтром, построенным в виде комбинации фильтра верхних частот (который подавляет баллистические эффекты <10 Гц) и фильтра нижних частот (который подавляет фоновый шум >50 Гц).

Фиг. 11 иллюстрирует идеальный полосовой фильтр. Идеальный фильтр - это такой фильтр, который подавляет все частотные составляющие выше заданной частоты среза, не влияя на более низкие частоты, и имеет линейную фазовую характеристику. Все сигналы с частотами в полосе пропускания 10-50 Гц проходят с коэффициентом передачи 1, в то время как сигналы всех остальных частот подавляются. Характеристика фильтра в полосе пропускания в идеальном случае плоская, ослабление в полосе задерживания бесконечно большое, а переход между этими полосами бесконечно узкий. Импульсная характеристика фильтра во временной области представляет собой функцию кардинального синуса (sinc), а частотная характеристика имеет вид прямоугольной функции. Это "идеальный" фильтр нижних частот в частотном смысле, который идеально пропускает нижние частоты, идеально отрезает верхние частоты, и, таким образом, его можно считать фильтром с крутым срезом.

В настоящем изобретении, чтобы выполнить аппроксимацию такого идеального фильтра, используется комбинация двух оконных sinc-фильтров, за счет чего создается полосовой фильтр, который может отделять сигнал МКГ от сигнала БКГ и фонового шума. Это позволяет эффективно отделять комплекс QRS от баллистических эффектов и других фоновых помех без фазовых искажений.

Рассматриваемый фильтр выполнен с возможностью подавления всех частотных составляющих ниже частоты  $f_{c1}$  среза и выше частоты  $f_{c2}$  среза, не влияя на составляющие между указанными частотами. Фильтр построен как разность между двумя оконными sinc-фильтрами, частоты среза которых равны  $f_{c1}$  и  $f_{c2}$ . Фильтр способен значительно уменьшить влияние баллистокardiографических (БКГ) эффектов на сигнал МКГ особенно на участок деполяризации (QRS).

В настоящем изобретении сигнал от детектора сначала подвергается оцифровке, например, путем использованием 4-битного 37-канального АЦП с частотой дискретизации 2400 кС/с (тысяч выборок в секунду). В целях увеличения отношения сигнал/шум, сигналы МКГ подвергаются усреднению и коррекции базовой линии. Данные подвергаются усреднению с центрированием на пике зубца R, который получают, используя сопровождающий сигнал ЭКГ. В целях уменьшения крутизны скачков усредненный сигнал может быть обработан посредством окна с использованием подходящей оконной функции.

На фиг. 12А изображена импульсная характеристика (ядро фильтра) для оконного sinc-фильтра, а на фиг. 12В частотная характеристика (с частотой среза 45 Гц и  $M=2400$ ). Данный фильтр работает в качестве фильтра нижних частот.

Во временной области импульсная характеристика фильтра представляет собой модифицированную функцию sinc. Частотная характеристика оконного sine-фильтра является прямоугольной. Это соответствует тому факту, что sinc-фильтр является идеальным фильтром нижних частот (т.е. фильтром с крутым срезом и прямоугольной частотной характеристикой).

Ядро оконного sinc-фильтра с частотой среза  $f_c$  описывается формулой

$$h_{fc}[i] = K \frac{\sin(2\pi f_c(i - M/2))}{i - M/2} w[i]$$

где  $w[t]$  - оконная функция, центрированная при  $t=0$ , при этом  $i$  изменяется от 0 до  $M$ . Константа  $K$  - нормирующий множитель, выбираемый так, чтобы на нулевой частоте получить единичный коэффициент усиления. Частота  $f_c$  среза выражена в долях частоты дискретизации (величина между 0 и 0,5). Длина ядра фильтра определяется параметром  $M$ , который должен быть четным целым числом.

Установлено, что для задач настоящего изобретения важность представляет выбор оконной функции. Выбор представляет собой компромисс между крутизной спада частотной границы и ослаблением в полосе задерживания. К возможным вариантам при выборе оконной функции относятся: окно Хэмминга (Hamming), окно Блэкмана (Blackman), окно Бартлетта (Bartlett) и окно Хэннинга (Hanning).

Установлено, что, в частности, для задач настоящего изобретения особо подходящим является окно Блэкмана. Данное окно характеризуется более медленным спадом частотной границы по сравнению с

оночными функциями других типов, например окном Хэмминга. Однако у фильтра с окном Блэкмана лучше ослабление в полосе задерживания и меньше неравномерность в полосе пропускания.

Для преобразования сигнала во временной области в его эквивалент в частотной области может быть выполнена операция преобразования Фурье. Для вычисления выходного сигнала фильтра во временной области может быть выполнена операция свертки, при этом в частотной области можно выполнять поточечное перемножение.

Длина  $M$  ядра фильтра определяет ширину  $BW$  переходной полосы в частотной области (ширину переходной полосы измеряют от точки, где кривая отходит от единичного значения, до точки, где она почти достигает нуля), и выражают в долях частоты дискретизации (т.е. величиной от 0 до 0,5). Существует компромисс между временем вычислений (которое зависит от значения  $M$ ) и крутизной (заостренностью) характеристики фильтра (значением  $BW$ ), который может быть выражен приближенно следующим образом:

$$M \approx \frac{4}{BW}$$

Фактически, чем острее фильтр (чем уже переходная полоса  $BW$ ), тем больше потребуется времени для выполнения свертки во временной области.

В настоящем изобретении сигнал подвергается усреднению за один цикл длительностью 1 с (например, 2400 выборок при частоте дискретизации 2400 Гц, т.е. за одну секунду сбора данных, что приблизительно эквивалентно одному периоду сердечных сокращений). Тогда длину  $M$  ядра устанавливают максимальной  $M=2400$ , чтобы сделать минимальной ширину  $BW$  переходной полосы. Это означает, что  $BW \sim 4/2400 \sim 0,00167$  или  $BW \sim 2$  отсчетов.

Фильтр в настоящем изобретении строится как разность между двумя оконными sinc-фильтрами, частоты среза которых равны  $f_{c1}$  и  $f_{c2}$ . Поскольку линейная комбинация сигналов в частотной области эквивалентна такой же линейной комбинации сигналов во временной области, фильтр создается как разность двух оконных sinc-фильтров:

$$g[i] = h_{f_{c2}}[i] - h_{f_{c1}}[i]$$

В результате получается полосовой фильтр, который пропускает только частоты между  $f_{c1}$  и  $f_{c2}$ . Если  $f_{c1}$  задать равной 0,5, то получится фильтр верхних частот; а если  $f_{c1}$  задать равной 0,0, то получится фильтр нижних частот.

На фиг. 13А изображена импульсная характеристика фильтра (ядро фильтра), а на фиг. 13В частотная характеристика разности двух оконных sinc-фильтров с частотами среза  $f_{c1} = 0,0033$  (8,0 Гц),  $f_{c2} = 0,01875$  (45,0 Гц) и  $M=2400$ . Данный фильтр действует как полосовой фильтр.

Фильтр может быть применен либо во временной, либо в частотной области для эффективного отделения деполяризации (участка QRS) сигнала МКГ от БКГ эффектов и фонового шума.

Фиг. 14 иллюстрирует пример данных здорового пациента на металлической койке, полученных в незэкранированном помещении.

На фиг. 14А изображен полученный усредненный сигнал МКГ, а на фиг. 14В показан частотный спектр (Фурье-спектр) данного сигнала. Фиг. 14С и D соответственно изображают ядро фильтра и частотную характеристику разности двух оконных sinc-фильтров с частотами среза  $f_{c1} = 0,0033$  (8,0 Гц),  $f_{c2} = 0,01875$  (45,0 Гц) и  $M=2400$ .

На фиг. 14Е и F изображена временная последовательность и соответствующий Фурье-спектр, получающийся как результат способа фильтрации согласно настоящему изобретению (сплошная линия). Фиг. 14Е также изображает результат использования фильтра с частотами среза 2 и 45 Гц к сигналу фиг. 14А (прерывистая линия), где очевидно присутствие баллистической помехи.

Фиг. 15 иллюстрирует эффективность оконного sinc-фильтра при подавлении баллистокордиографических эффектов, обусловленных железосодержащим (магнитным) материалом койки. Фиг. 15А изображает данные фиг. 9В, а фиг. 15В и С изображают данные после использования фильтра. Был использован оконный sinc-фильтр с окном Блэкмана с частотами среза 8 и 45 Гц. Баллистокордиографические эффекты в сигнале были подавлены, а полезные элементы МКГ (а именно участок комплекса QRS) стали видимыми и могут быть использованы для извлечения информации полезной в медицинском отношении.

Фиг. 16 изображает последовательность этапов обработки данных согласно варианту осуществления настоящего изобретения.

Датчик 40 и аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 42 используют для получения сигнала 101. Сигнал затем подвергают усреднению 102 за множество периодов. Этот процесс включает в себя использование пускового сигнала, такого как ЭКГ, для определения множества периодов повторения сигнала. Данные снимают с намеченного фрагмента сигнала в каждом из множества окон по каждому из множества пусковых сигналов. Чтобы убрать случайный шум, несколько следующих друг за другом окон усредняют.

Затем применяют фильтрацию 103, чтобы убрать помехи, которые нельзя подавить посредством усреднения, т.е. помехи от койки и прочих фоновый шум, о котором шла речь выше.

После всякой дополнительной обработки 104 данных может быть выполнено извлечение 105 диагностического параметра, который используется для анализа 106.

Некоторые примеры полезных в медицинском отношении сигналов, которые могут быть проанализированы, следующие: (i) смещение базовой линии S-T (STEMI), например, подъем сегмента S-T при инфаркте миокарда; и (ii) скорость перехода R-S, например, при блокаде ножки пучка Гиса. Однако в общем любая из описываемых характеристик сигнала может представлять диагностическую важность и может быть использована для анализа.

Из вышеизложенного можно видеть, что настоящее изобретение обеспечивает более совершенную систему магнитометра для медицинского использования. Согласно предпочтительным вариантам осуществления настоящего изобретения это достигается по меньшей мере путем фильтрации сигнала или сигналов посредством фильтра, выполненного с возможностью ослабления синхронизированной, например баллистокардиографической, помехи.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля сердца пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента, когда пациента поддерживает конструкция, содержащая электропроводящий и/или железосодержащий материал,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления в сигнале или сигналах помех, которые синхронизированы с движением тела пациента, причем указанный фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления сигналов, частоты которых лежат ниже нижней частоты среза, составляющей приблизительно 8-12 Гц

и используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

2. Способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля сердца пациента, содержащий этапы, на которых

используют один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента, когда пациента поддерживает конструкция, содержащая электропроводящий и/или железосодержащий материал,

подвергают фильтрации сигнал или сигналы от указанных одного или более детекторов, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления сигналов с частотами ниже нижней частоты среза, причем нижняя частота среза составляет приблизительно 8-12 Гц,

используют фильтрованный сигнал или сигналы для анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

3. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления сигналов, частоты которых лежат выше верхней частоты среза.

4. Способ по п.3, в котором верхняя частота среза составляет приблизительно 45-60 Гц.

5. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором указанные фильтр или фильтры содержат по меньшей мере один оконный sinc-фильтр.

6. Способ по п.5, в котором оконный sinc-фильтр образован с использованием окна Блэкмана.

7. Способ по любому из предшествующих пунктов, содержащий этап, на котором систему магнитометра используют для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента в условиях без магнитного экранирования.

8. Система магнитометра для медицинского использования, содержащая поддерживающую конструкцию для опоры тела пациента, причем поддерживающая конструкция содержит электропроводящий и/или железосодержащий материал;

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента, когда пациента поддерживает поддерживающая конструкция;

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления в сигнале или сигналах помех, которые синхронизированы с движением тела пациента и с возможностью ослабления сигналов, частоты которых лежат ниже нижней частоты среза, составляющей приблизительно 8-12 Гц;

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

9. Система магнитометра для медицинского использования, содержащая поддерживающую конструкцию для опоры тела пациента, причем поддерживающая конструкция содержит электропроводящий и/или железосодержащий материал;

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента, когда пациента поддерживает поддерживающая конструкция;

фильтр или фильтры, выполненные с возможностью фильтрации сигнала или сигналов от одного или более детекторов, причем фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления сигналов с частотами ниже нижней частоты среза, которая составляет приблизительно 8-12 Гц,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью формирования фильтрованного сигнала или сигналов для использования в целях анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

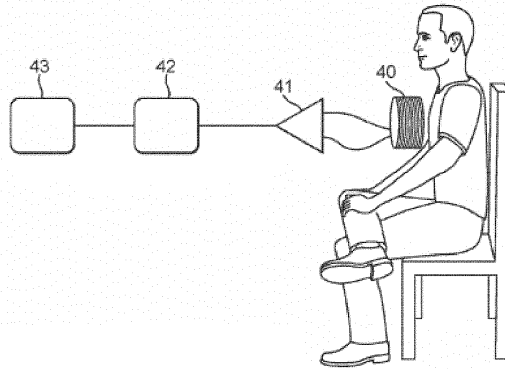
10. Система по п.8 или 9, в которой фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления сигналов, частоты которых лежат выше верхней частоты среза.

11. Система по п.10, в которой верхняя частота среза составляет приблизительно 45-60 Гц.

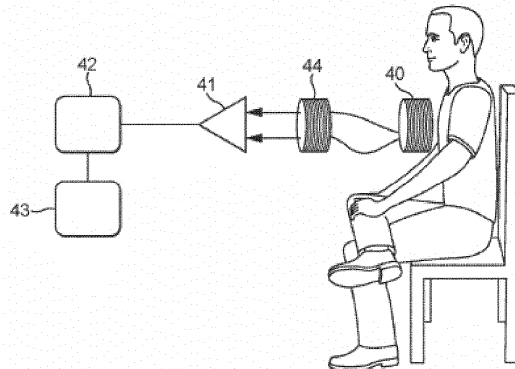
12. Система по любому из пп.8-11, в которой указанные фильтр или фильтры содержат по меньшей мере один оконный sinc-фильтр.

13. Система по п.12, в которой оконный sinc-фильтр образован с использованием окна Блэкмана.

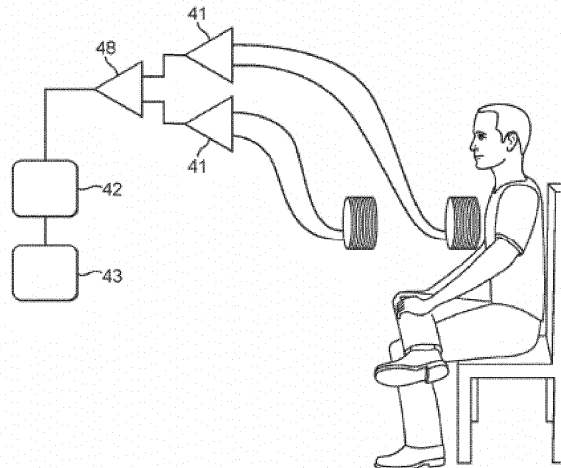
14. Система по любому из пп.8-13, выполненная с возможностью обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента в условиях без магнитного экранирования.



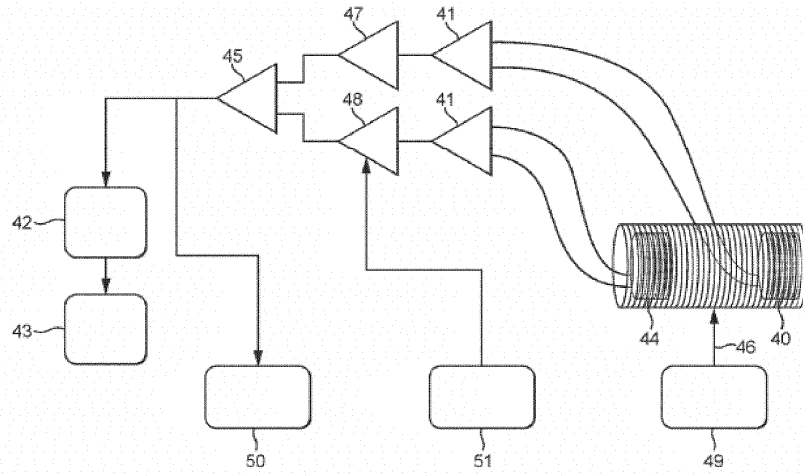
Фиг. 1



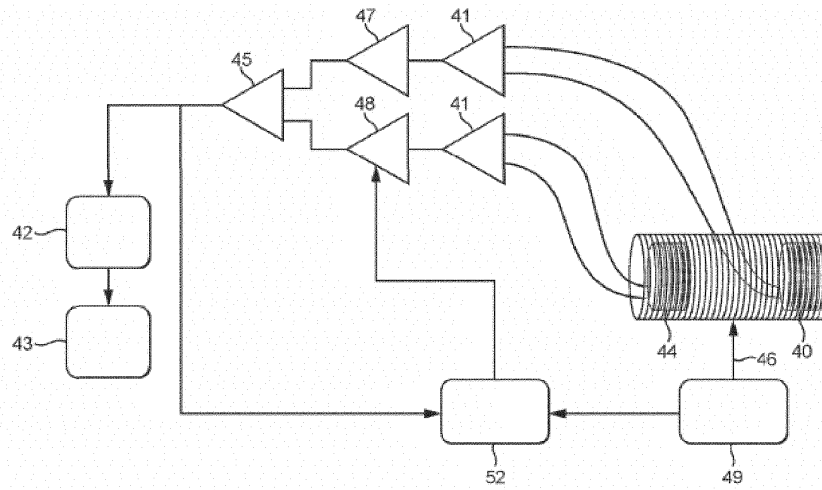
Фиг. 2



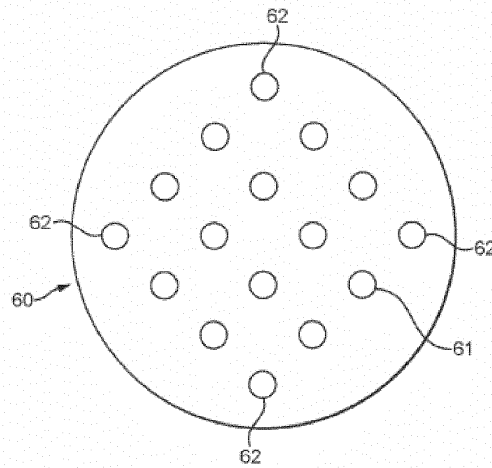
Фиг. 3



Фиг. 4

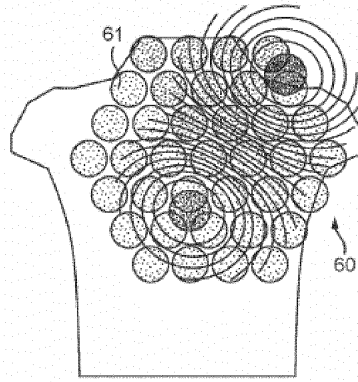


Фиг. 5

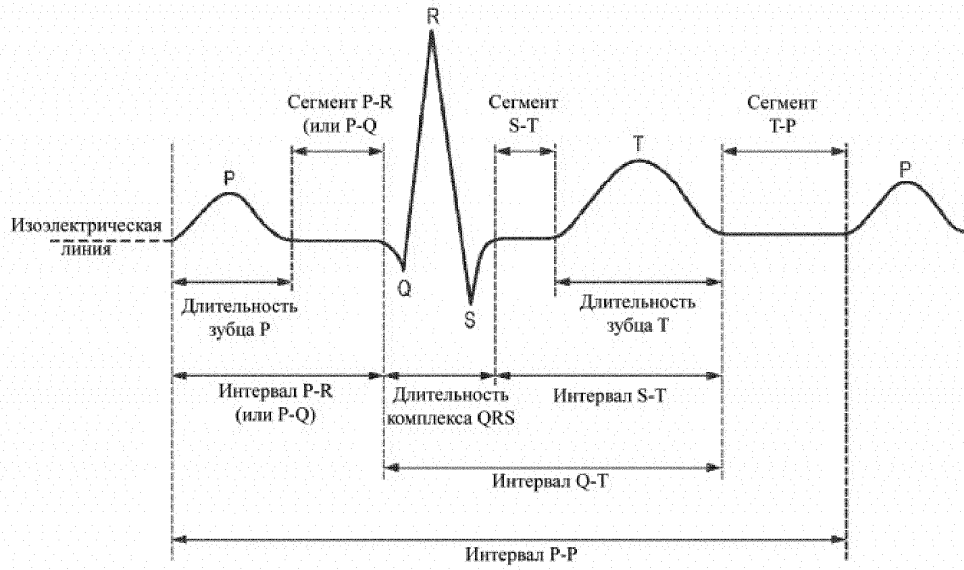


Фиг. 6А

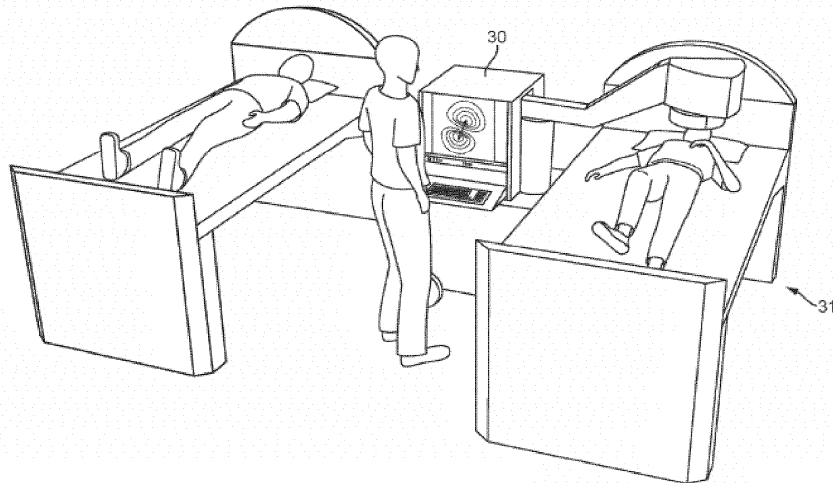




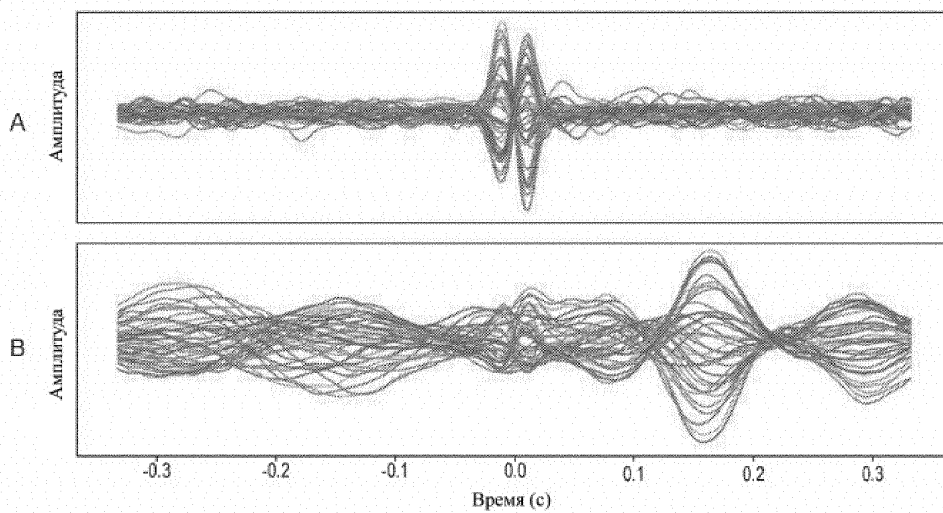
Фиг. 6В



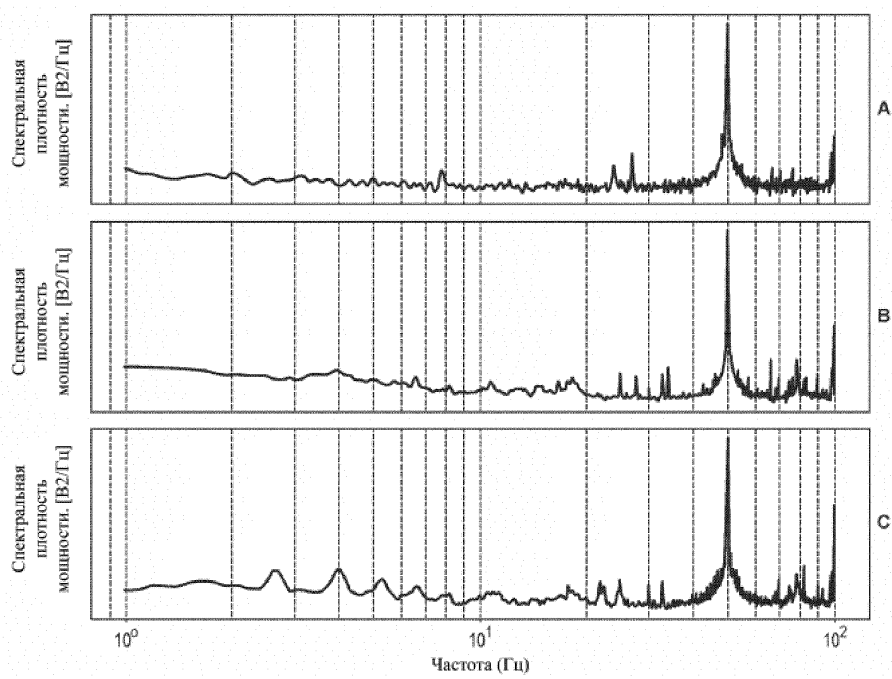
Фиг. 7



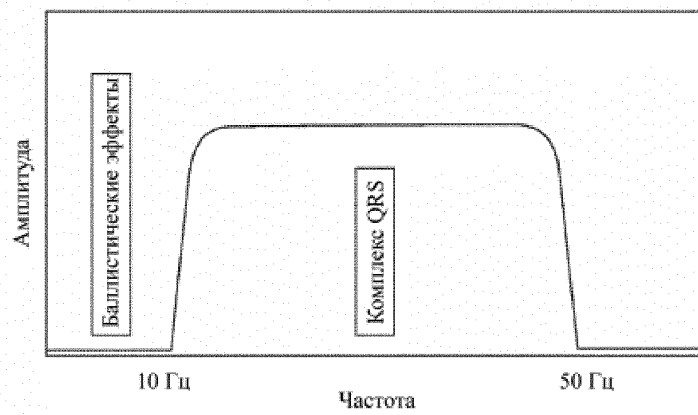
Фиг. 8



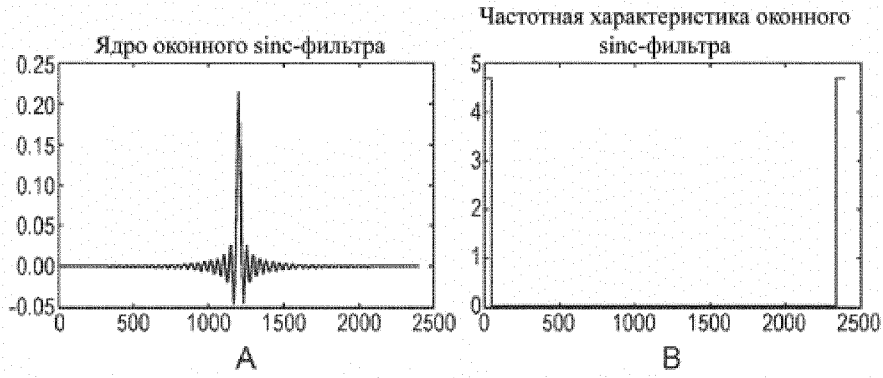
Фиг. 9



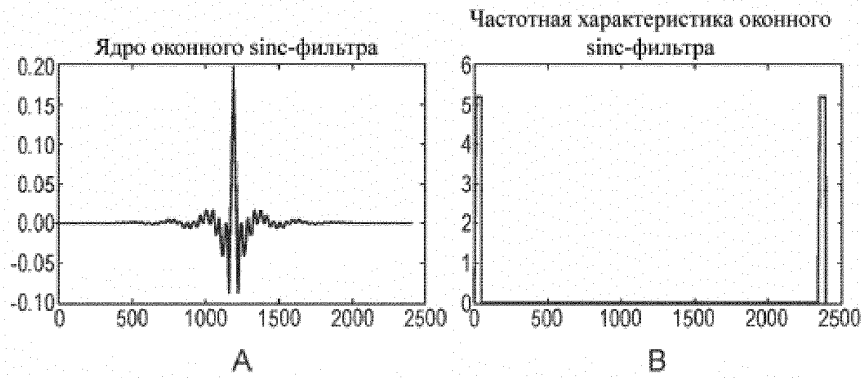
Фиг. 10



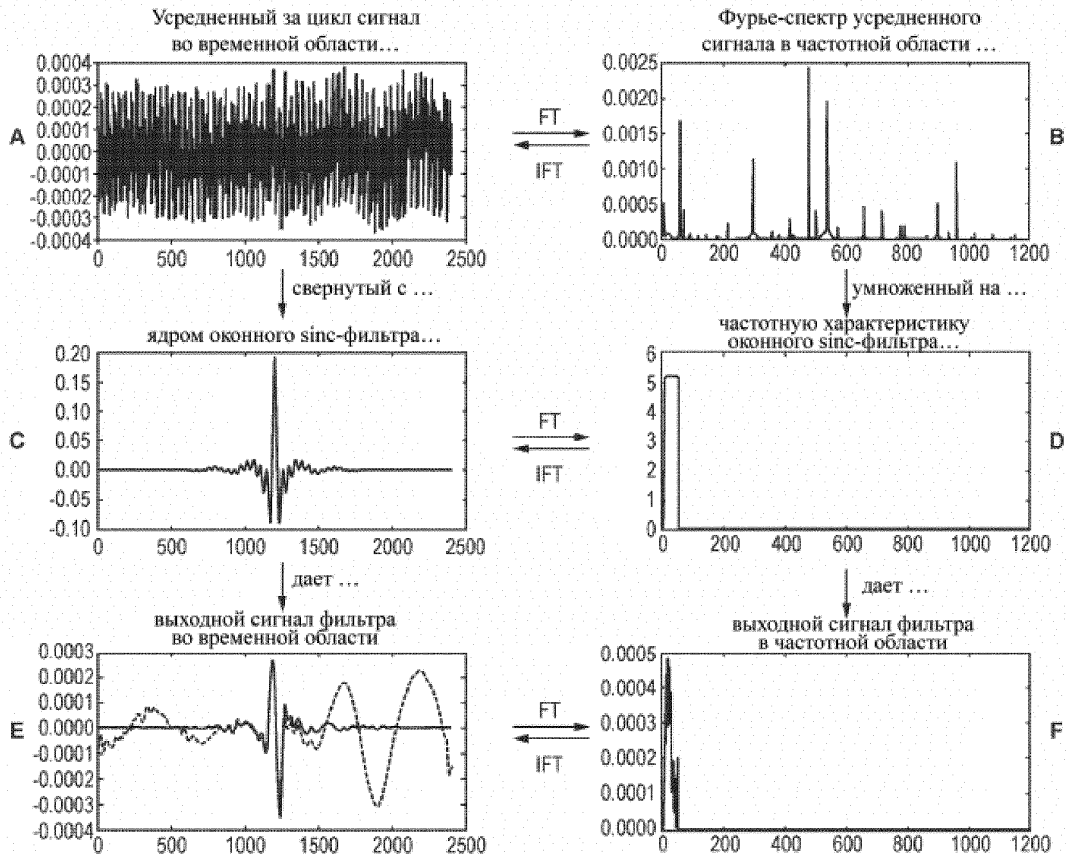
Фиг. 11



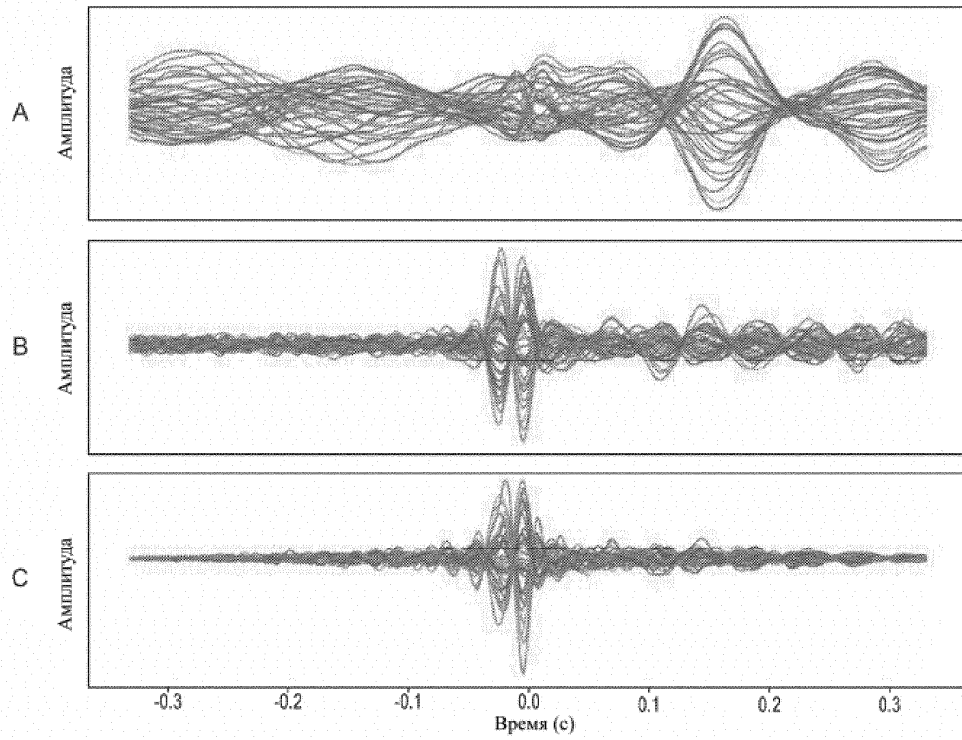
Фиг. 12



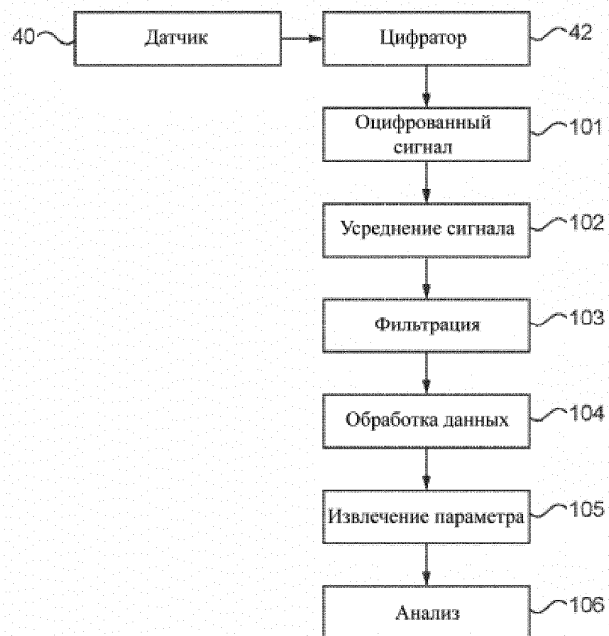
Фиг. 13



Фиг. 14



Фиг. 15



Фиг. 16