

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **201991366** (13) **A1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ**

(43) Дата публикации заявки
2020.01.13

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

(22) Дата подачи заявки
2018.08.03

(54) **ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ В МАГНИТОМЕТРЕ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО
ИСПОЛЬЗОВАНИЯ**

(31) 1713280.4

(32) 2017.08.18

(33) GB

(86) PCT/GB2018/052224

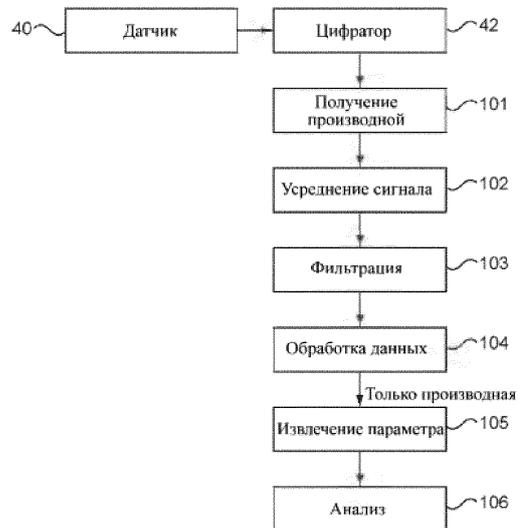
(87) WO 2019/034841 2019.02.21

(71) Заявитель:
**КРЕАВО МЕДИКАЛ
ТЕКНОЛОДЖИЗ ЛИМИТЕД (GB)**

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

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

(57) Раскрыт способ использования системы магнитометра для анализа магнитного поля области тела пациента. Способ содержит получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента; усреднение сигнала или сигналов производной по времени за множество периодов и использование усредненных сигнала или сигналов производной по времени для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.



**201991366
A1**

**201991366
A1**

ОБРАБОТКА СИГНАЛОВ В МАГНИТОМЕТРЕ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ

Область техники, к которой относится изобретение

5 Настоящее изобретение относится к магнитометру для медицинского использования, такому как кардиомагнитометр.

Сведения о предшествующем уровне техники

10 В медицине во многих ситуациях может быть полезно иметь возможность в диагностических целях измерять магнитные поля, относящиеся к человеческому телу или создаваемые человеческим телом. Например, магнитное поле сердца содержит информацию, которая не содержится в электрокардиограмме (ЭКГ) и поэтому магнитокардиограмма (МКГ) может дать другую и дополнительную информацию к традиционной ЭКГ.

15 Большинство современных кардиомагнитометров построены с использованием сверхчувствительных датчиков — сверхпроводящих квантовых интерферометров СКВИД (SQUID, Superconducting Quantum Interference Device). Однако, СКВИД-магнитометры очень дорогостоящие, и для работы требуют криогенного охлаждения. Связанная с такими датчиками аппаратура и вакуумная
20 камера являются громоздким оборудованием. Это ограничивает пригодность СКВИД-магнитометров для использования в условиях медицинских учреждений, например, из-за их стоимости и приспособленности для переноски.

Другая известная форма магнитометра — это магнитометр с индукционной катушкой. Магнитометры с индукционной катушкой имеют преимущество перед
25 СКВИД-магнитометрами, состоящее в том, что для них необязательно криогенное охлаждение, они сравнительно дешевы, и просты в изготовлении; они могут быть применимы для широкого круга задач, и они не обладают чувствительностью к постоянному току.

Однако магнитометры с индукционной катушкой не были широко приняты для
30 магнитной кардиографии, поскольку требуется, чтобы магнитокардиография была чувствительна к слабым полям (<нТ), низким частотам (<100 Гц), при этом общеизвестные конструкции магнитометров с индукционной катушкой, которые могут достигать такой чувствительности, имеют слишком большой размер, чтобы их можно было использовать на практике в качестве прибора для исследования
35 сердца.

Заявители устранили указанные проблемы, что раскрыто в их более ранней заявке WO 2014/006387, в которой раскрыт способ и аппарат для обнаружения и анализа полезных с точки зрения медицины магнитных полей, в котором используется индукционная катушка или катушки особой конфигурации для регистрации магнитного поля пациента.

Несмотря на это, можно полагать, что остается еще поле для других вариантов схем и усовершенствования конструкции, и использования магнитометров для медицинских задач, и, в частности, для регистрации магнитных полей сердца и/или их визуализации.

Сущность изобретения

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

получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента,

усредняют указанный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, за множество периодов, и

используют усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого определенной 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 определенной области тела пациента,

схему обнаружения, выполненную с возможностью получения от одного или более детекторов одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от обнаруженного изменяющегося во времени магнитного поля, и

схему усреднения, выполненную с возможностью усреднения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью использования усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

Настоящее изобретение относится к способу анализа магнитного поля области тела пациента, например, сердца. В настоящем изобретении получают

один или более сигналов и усредняют их за множество периодов, а затем усредненный сигнал или сигналы используют для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

Однако, в отличие от традиционных подходов, получаемый сигнал или
5 сигналы, которые усредняют и используют для анализа магнитного поля определенной области тела пациента, соответствуют производной магнитного поля по времени. Как будет рассмотрено ниже, установлено, что использование производной магнитного поля по времени таким образом может дать ряд преимуществ по сравнению с традиционными подходами, при которых используется
10 непосредственно сама величина магнитного поля.

В частности, при использовании производной магнитного поля по времени можно устранить артефакты, вызванные шумом, такие как дрейф базовой линии (изолинии) сигнала, например так, что шумовые артефакты (например, дрейф базовой линии) могут быть убраны из сигнала без использования фильтрации или с
15 использованием сравнительно слабой фильтрации, и соответственно не затрагивая «полезных» элементов сигнала.

В этом отношении следует признать, что шумовые артефакты, такие как дрейф базовой линии, часто могут сами иметь биологическое происхождение, и, следовательно, могут в сигнале демонстрировать признаки подобные признакам
20 «полезных» элементов сигнала, которые имеют диагностическую важность. Например, движение тела, к примеру, конечностей пациента, может привести к подъему базовой линии в сигналах ЭКГ, в то время как небольшое смещение базовой линии сегмента S-T ЭКГ может указывать на инфаркт миокарда. Аналогичные эффекты можно наблюдать в сигналах магнитокардиограммы (МКГ). В
25 связи с этим при фильтрации есть риск, что полезные элементы сигнала (например, те, которые могут иметь диагностическую важность) могут быть удалены из сигнала.

Также следует признать, что поскольку дрейф базовой линии обычно имеет очень низкую частоту, производная дрейфа по времени очень мала, и, следовательно, за счет использования производной магнитного поля по времени
30 можно эффективно убирать дрейф базовой линии из сигнала при анализе.

Поэтому, следует понимать, что настоящее изобретение предлагает более совершенную систему магнитометра для медицинского использования.

Система магнитометра, соответствующая настоящему изобретению, может быть использована в качестве системы и зонда для обнаружения любого искомого
35 магнитного поля, создаваемого пациентом (телом человека или животного). Систему предпочтительно использовать для обнаружения (и анализа)

изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента (или создаваемого областью тела пациента), такой как брюшная полость, мочевого пузыря, сердце, голова, мозг, грудная клетка, матка, один или более утробных плодов или мышцы. Таким образом, система может быть предпочтительно
5 использована для обнаружения магнитных полей, относящихся к мочевому пузырю, беременности, мышечной деятельности, мозгу, или сердцу. В предпочтительном варианте осуществления магнитометр предназначен для (и выполнен с возможностью) одного или более из следующих видов исследований: магнитокардиографии, магнитоэнцефалографии, анализа и обнаружения состояний
10 мочевого пузыря (например, гиперактивности мочевого пузыря), анализа и обнаружения аномалий утробного плода, и обнаружения и анализа преждевременной родовой деятельности.

В особо предпочтительном варианте осуществления магнитометр используют в качестве кардиомагнитометра, для обнаружения и анализа магнитного
15 поля сердца пациента.

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

получают один или более сигналов, соответствующих производной по
20 времени от изменяющегося во времени магнитного поля сердца пациента,

усредняют указанный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, за множество периодов, и

используют усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

25 Согласно другому 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,

30 схему обнаружения, выполненную с возможностью получения от одного или более детекторов одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от обнаруженного изменяющегося во времени магнитного поля, и

схему усреднения, выполненную с возможностью усреднения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

35 при этом система магнитометра выполнена с возможностью использования усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого сердцем пациента.

Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты настоящего изобретения могут включать в себя и включают в себя один или более или все из предпочтительных и возможных раскрытых в данном описании отличительных признаков изобретения в зависимости от конкретного случая.

5 Указанные один или более сигналов, соответствующие производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента могут быть получены любым подходящим способом и при помощи любого подходящего устройства.

10 Один или более детекторов следует использовать (и предпочтительно используют) для получения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента. Таким образом, система магнитометра настоящего изобретения предпочтительно содержит один или более детекторов.

15 Система магнитометра настоящего изобретения 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
20 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
25 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 матрицы; например, и предпочтительно по меньшей мере 7 детекторов, или предпочтительно по меньшей мере 16 детекторов могут быть организованы в
30 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 может снимать показания с надлежащего массива выборочных позиций, и при этом не требуется
35 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.

5 Число и/или конфигурация детекторов в определенной матрице или в каждой матрице предпочтительно выбрано 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 кардиомagnetометра для обнаружения и анализа магнитного поля сердца пациента, определенная или каждая матрица представляет собой шестиугольный массив из по меньшей мере 7, например, 7-500 (или более), а предпочтительно по меньшей мере из 16, например, 16-500 (или 15 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 20 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 25 содержать несколько (один или более) слоев 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 30 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 35 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-
5 другому (например, без выравнивания), 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
10 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 шумов.

Согласно одному варианту осуществления, один или более, или каждый детектор в системе магнитометра работает по схеме градиометра, т.е. два детектора соосно выровнены (в направлении ортогональном плоскости, в которой
расположены обмотки каждой катушки), при этом сигналы указанных катушек суммируются, например, чтобы обеспечить измерение изменения магнитного поля в
20 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
25 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
30 чувствительностью к магнитным полям с индукцией в диапазоне 10 фТ-100 пТ.

Согласно настоящему изобретению, получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента, усредняют и используют для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента. Указанные
35 один или более сигналы, соответствующие производной по времени, каждый должен представлять собой (и в предпочтительном случае представляет собой)

сигнал с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося магнитного поля области тела пациента.

5 Как таковой, определенный или каждый детектор может быть выполнен так, что на своем выходе он формирует сигнал (например, ток или напряжение), соответствующий (т.е. имеющий изменяющуюся во времени амплитуду, которая соответствует) производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента. Этот выходной сигнал затем при желании может быть оцифрован. Такой принцип представляет особенно удобную
10 схему для получения (например, оцифрованного) сигнала, соответствующего производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента, поскольку, например, не требуется дифференцировать «естественный» сигнал, вырабатываемый детектором. В самом деле, в предпочтительном варианте осуществления изобретения, сигнал (например,
15 ток или напряжение), вырабатываемый детектором, и/или оцифрованный сигнал не подвергается дифференцированию.

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.
20 катушку, которая обоими концами присоединена к усилителю) предпочтительно используют для получения (обнаружения) сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля пациента (например, сердца пациента).

Следует отметить, что сигнал, формируемый индукционной катушкой,
25 представляет собой производную магнитного поля по времени. Однако, в традиционных магнитометрах с индукционной катушкой выходной сигнал сразу же интегрируют по времени, чтобы получить требуемый, полезный сигнал. В отличие от этого в настоящем изобретении сигнал производной по времени сам является требуемым, полезным сигналом, и поэтому выходной сигнал в предпочтительном
30 варианте сразу интегрированию по времени не подвергают (а вместо этого, например, оцифрованный сигнал, соответствующий производной по времени, усредняют и используют для анализа магнитного поля).

В указанных вариантах осуществления каждая катушка может быть конструктивно выполнена требуемым образом.

35 В предпочтительном варианте каждая катушка имеет максимальный наружный диаметр менее 10 см, предпочтительно менее 7 см, а желательно от 4 см

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
5 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
10 данных перемещают по грудной клетке). В предпочтительном варианте осуществления используются катушки диаметром приблизительно 7 см.

Одна или более или 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
15 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
20 заявителей WO 2014/006387. Такие катушки можно использовать для создания медицинского магнитометра, который может быть передвижным, сравнительно недорогим, и может быть использован при комнатной температуре без необходимости в магнитном экранировании, и который тем не менее может демонстрировать достаточную чувствительность, точность и разрешение, чтобы
25 быть полезным в медицине. Однако, определенная или каждая катушка не обязательно должна представлять собой оптимизированную катушку, соответствующую заявке 2014/006387, но может иметь любую подходящую и требуемую конструкцию.

Соответственно, следует понимать, что, согласно одному предпочтительному
30 варианту осуществления изобретения, детектор формирует один или более сигналов, соответствующих производной по времени, каждый из которых представляет собой напряжение или ток с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента. Фактически, согласно
35 одному предпочтительному варианту осуществления, получение одного или более (например, оцифрованных) сигналов, соответствующих производной по времени от

изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента, содержит использование одного или более детекторов для формирования сигнала (например, тока или напряжения), обладающего изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

Каждый сигнал (например, напряжение или ток) от каждого детектора может быть оцифрован для получения оцифрованного сигнала, обладающего изменяющейся во времени величиной, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

Таким образом, согласно одному предпочтительному варианту осуществления изобретения, «исходный», необработанный сигнал или сигналы (например, ток или напряжение), формируемые детектором или детекторами, подвергаются оцифровке, например, при помощи одного или более цифратора.

В указанных вариантах осуществления 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. Цифратор должен преобразовывать (и в предпочтительном случае преобразует) напряжение или ток, вырабатываемые в одном или более детекторах за счет магнитного поля, в цифровой сигнал.

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.

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

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
5 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 измерительном преобразователе, который затем проводом соединен с остальными компонентами системы магнитометра, чтобы в процессе работы можно было
10 измерительную головку располагать на расстоянии от остальной части системы магнитометра.

Соответственно, следует понимать, что, согласно одному предпочтительному варианту, получение одного или более (например, оцифрованных) сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени
20 магнитного поля определенной области тела пациента, содержит использование одного или более детекторов для регистрации производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента, и, предпочтительно, оцифровку сигнала или сигналов (например, тока или напряжения) с выхода одного или более детекторов для получения оцифрованного
25 сигнала или сигналов с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

Хотя особо предпочтительно, чтобы каждый детектор был выполнен так, чтобы на его выходе формировался сигнал, соответствующий производной по
30 времени от изменяющегося во времени магнитного поля, вместо этого или наравне с этим возможно использование одного или более детекторов, выполненных так, чтобы сигнал на их выходе (например, ток или напряжение) соответствовал изменяющемуся во времени магнитному полю определенной области тела пациента. То есть, определенный детектор или каждый детектор может быть
35 выполнен так, что его выходной сигнал (например, ток или напряжение) характеризуется изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует

изменяющемуся во времени магнитному полю определенной области тела пациента. В данных вариантах осуществления (например, оцифрованный) сигнал должен быть (и это предпочтительно) подвергнут дифференцированию, чтобы получить (например, оцифрованный) сигнал, соответствующий производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления изобретения, получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося магнитного поля определенной области тела пациента, содержит использование одного или более датчиков для регистрации изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента, при желании – оцифровку указанного сигнала или сигналов (например, напряжения или тока) с выходов одного или более детекторов с целью получения оцифрованного сигнала или сигналов, характеризуемых изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени магнитному полю определенной области тела пациента, и дифференцирование определенного (например, оцифрованного) сигнала или сигналов с целью получения одного или более (например, оцифрованных) сигналов, соответствующих (т.е. обладающих изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует) производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

В этом отношении установлено, что вышеописанные преимущества, связанные с использованием производной (т.е. с подавлением шумовых артефактов, таких как дрейф базовой линии) могут также быть получены при использовании детектора, выходной сигнал которого соответствует изменяющемуся во времени магнитному полю, т.е. путем дифференцирования выходного сигнала, чтобы получить сигнал, соответствующий производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля (а затем усреднения сигнала производной по времени и использования усредненного сигнала производной по времени для анализа магнитного поля, как это было рассмотрено выше).

В рассмотренных вариантах осуществления изобретения детектором или детекторами могут являться любые подходящие детекторы, такие, как, например, датчик СКВИД (SQUID), магнитонасыщенный датчик (феррозонд), датчик на эффекте туннельного магнитосопротивления, атомный магнитометр и т.п.

В данных вариантах осуществления дифференцирование может быть выполнено любым подходящим способом. Например, оцифрованный сигнал содержит последовательность значений,

$$V(t) = [V_1, V_2, V_3, \dots, V_n],$$

где значения V_i, V_{i+1} отделены фиксированным временным интервалом δt , и
5 тогда производная может быть аппроксимирована выражением

$$\frac{dV}{dt} \approx \left[\frac{V_1 - V_2}{\delta t}, \frac{V_2 - V_3}{\delta t}, \frac{V_3 - V_4}{\delta t}, \dots, \frac{V_{n-1} - V_n}{\delta t} \right].$$

Согласно настоящему изобретению, сигнал или сигналы (например,
10 оцифрованные), соответствующие производной по времени, подвергают усреднению за множество периодов, например, используя схему усреднения (например, аппаратного или программного). Операцию усреднения следует проводить (и предпочтительно проводят) с сигналом или сигналами в области производных по времени, т.е. с самим сигналом, соответствующим производной по
15 времени (т.е. не интегрируя вначале сигнал производной по времени). Усредненный (например, оцифрованный) сигнал или сигналы производной по времени должны каждый характеризоваться (и предпочтительно характеризуются) амплитудой, которая соответствует усредненной производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

20 Сигнал или сигналы (например, оцифрованные) производной по времени можно усреднять за множество периодов, как это требуется, при этом схема усреднения может представлять собой любую подходящую схему для усреднения сигнала или сигналов производной по времени за множество периодов.

Согласно предпочтительному варианту осуществления изобретения, сигнал
25 или сигналы производной по времени, например, полученные от детектора или детекторов (или от цифратора или цифраторов) подвергают усреднению за множество периодов, т.е. за множество циклов периодического (или псевдопериодического) сигнала.

Согласно одному варианту осуществления изобретения, предусмотрен
30 пусковой сигнал, который используется для стробирования (оконной выборки) сигнала производной по времени (т.е. идентификации и разделения периодического (или псевдопериодического) сигнала на множество повторяющихся периодов). Пусковой сигнал должен быть синхронизирован (и в предпочтительном случае бывает синхронизирован) с изменяющимся во времени магнитным полем
35 определенной области тела пациента. Например, если магнитометр используется

для анализа магнитного поля сердца пациента, то сигнал предпочтительно подвергают усреднению за некоторое число сердечных сокращений, при этом пусковой сигнал от ЭКГ или пульсовой оксиметрии обследуемого пациента может использоваться в качестве пускового сигнала обнаружения для запуска процесса получения сигнала.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления, пусковой сигнал используется для выявления каждого повторяющегося периода периодического (или псевдопериодического) сигнала, соответствующего производной по времени, а затем производится усреднение этого сигнала за множество выявленных периодов. Таким образом, в предпочтительном варианте производится обнаружение множества повторяющихся периодов производной изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента (предпочтительно оцифрованной), и усреднение по всему множеству периодов.

В предпочтительном варианте осуществления пусковой сигнал определяют исходя из формы сигнала (используя форму сигнала) и/или исходя из обнаружения порога. В особо предпочтительном варианте пусковой сигнал определяют исходя из формы сигнала (используя форму сигнала) производной по времени и/или исходя из обнаружения порога, используя сигнал, соответствующий производной по времени.

В этом отношении признано, что использование пускового сигнала, полученного на основе сигнала ЭКГ или МКГ как такового может быть чревато ошибками, например, из-за шумовых артефактов, таких как дрейф базовой линии. В то же время, поскольку, как говорилось выше, использование сигнала, соответствующего производной по времени, может убрать шумовые артефакты такие, как дрейф базовой линии, использование сигнала, соответствующего производной по времени, для определения пускового сигнала дает эффект увеличения надежности пускового процесса.

Таким образом, в особо предпочтительном варианте для определения пускового сигнала обнаружения для запуска процесса получения сигнала используют сигнал производной по времени (например, сигнал, соответствующий производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля, или сигнал, соответствующий производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала области тела пациента).

Другие подходы также возможны. Например, каждый повторяющийся период (периодического) сигнала может быть выявлен без использования пускового сигнала, а затем сигнал может быть усреднен за множество выявленных периодов.

Как только (например, оцифрованный) сигнал или сигналы производной по времени окажутся усредненными за множество периодов, указанные усредненные сигнал или сигналы производной по времени могут быть (а могут и не быть) подвергнуты дальнейшей обработке, т.е. прежде, чем они будут использованы для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

В предпочтительном варианте сигнал или сигналы производной по времени подвергают дальнейшей обработке, т.е. прежде, чем их использовать для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

В таком предпочтительном варианте осуществления (например, оцифрованные) сигнал или сигналы производной по времени подвергают фильтрации (прежде чем усредненный сигнал или сигналы использовать для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента). В этом случае сигнал или сигналы производной по времени могут быть фильтрованы любым подходящим способом.

В предпочтительном варианте (например, оцифрованные) сигнал или сигналы производной по времени подвергают фильтрации, используя фильтр или фильтры, причем фильтр или фильтры выполняют с возможностью ослабления (например, подавления) (по меньшей мере в некоторой степени) шума окружающей среды в сигнале или сигналах.

Сигнал или сигналы производной по времени могут быть подвергнуты фильтрации с целью ослабления (например, подавления) (по меньшей мере в некоторой степени) шума окружающей среды, такого как магнитные шумы от линий сетевого питания и других окружающих источников шума (например, лифтов, воздушных кондиционеров, находящегося близко транспорта, механических вибраций).

Фильтрацию возможно выполнять до операции усреднения сигнала. Таким образом, согласно одному варианту осуществления, сигнал или сигналы производной по времени фильтруют (при этом сигнал или сигналы производной по времени, которые далее подвергают усреднению, представляют собой уже фильтрованный сигнал или сигналы). Однако, в предпочтительном варианте фильтрацию выполняют после усреднения сигнала.

Таким образом, рассматриваемый способ может дополнительно содержать фильтрацию (и система может содержать фильтр, предназначенный для такой операции) усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, т.е. использование фильтра или фильтров.

Указанный фильтр или фильтры должны быть выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов производной по времени так, чтобы на выходе получить фильтрованный сигнал или сигналы производной по времени.

Согласно одному варианту осуществления, ослабленная часть (например, оцифрованного) сигнала или сигналов производной по времени исключается (т.е. не используется). Таким образом, согласно одному варианту осуществления, фильтр или фильтры выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов производной по времени так, чтобы исключить (т.е. не использовать) шум окружающей среды.

Однако также возможно сохранять шум окружающей среды (ослабленную (подавленную) часть сигнала или сигналов производной по времени), и использовать ее с некоторой другой целью. Таким образом, согласно одному варианту осуществления, фильтр или фильтры выполнены с возможностью фильтрации сигнала или сигналов производной по времени, так чтобы разделить и получить обе компоненты: фильтрованный сигнал или сигналы производной по времени, и один или более других сигналов (например, шум окружающей среды).

Фильтр или фильтры могут быть выполнены с возможностью ослабления шума окружающей среды в сигнале или сигналах производной по времени, т.е. так, чтобы получить фильтрованный сигнал или сигналы производной по времени. В этом отношении ослабление шума окружающей среды должно включать в себя (и в предпочтительном случае включает) уменьшение амплитуды шума окружающей среды (например, по меньшей мере в фильтрованных сигнале или сигналах производной по времени). Более предпочтительно, ослабление шума окружающей среды заключается в (полном) устранении шума окружающей среды (например, по меньшей мере из фильтрованных сигнала или сигналов производной по времени).

Фильтр или фильтры должны быть выполнены (и в предпочтительном случае выполнены) с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) шума окружающей среды в сигнале или сигналах производной по времени, но без ослабления (или с меньшим ослаблением), и предпочтительно без (существенного) искажения некоторой или всей «полезной», искомой части сигнала производной по времени.

В этом отношении традиционный подход к анализу магнитного поля сердца пациента заключается в том, чтобы сохранить как можно больше информации из сигнала, создаваемого сердцем. Это будет включать в себя зубец Р, зубцы QRS, и/или зубец Т. Таким образом, традиционно стараются сохранить как можно больше информации зубца Р, зубцов QRS и зубца Т в сигнале. В связи с настоящим

изобретением установлено, что шум окружающей среды может появляться в частотном диапазоне, который перекрывается с частотным диапазоном традиционно «искомого» сигнала.

Однако, кроме того, следует признать, что комплекс QRS представляет особую важность в отношении диагностической информации, и, что зубец Т в этом отношении менее важен. Также следует признать, что шум окружающей среды может появляться (главным образом) 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 устранения) шума окружающей среды (вместе с зубцом Т) в сигнале или сигналах производной по времени без ослабления (или с меньшим ослаблением), 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 ослабления (например, отделения или подавления) шума окружающей среды, т.е. так, чтобы получить фильтрованные сигнал или сигналы производной по времени. Фильтрация сигнала или сигналов производной по времени таким способом дает возможность убрать из сигнала шум окружающей среды, не влияя (существенным образом) на полезный в медицинском отношении комплекс QRS.

В этом отношении следует признать, что шум окружающей среды может содержать (главным образом) низкочастотные компоненты, например, по сравнению с частотным диапазоном, в котором предстает комплекс QRS. Таким образом, фильтр в предпочтительном случае выполнен с возможностью пропускания по меньшей мере комплекса QRS (предпочтительно без ослабления и/или искажения), и ослабления (т.е. отделения или подавления) частей сигнала производной по времени, частоты которых лежат ниже частотного диапазона, в котором предстает комплекс QRS.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения фильтр выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов производной по времени, частоты которых лежат ниже определенной, предпочтительно выбранной частоты среза (пороговой частоты) (т.е. фильтр выполнен с возможностью ослабления составляющих сигнала или сигналов производной по времени с частотами ниже определенной частоты среза). Фильтр может быть выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или

подавления) только некоторых частот, лежащих ниже частоты среза, но более предпочтительно, чтобы фильтр мог ослаблять (например, отделять или подавлять) все частоты, которые лежат ниже частоты среза.

5 Таким образом, в предпочтительном варианте определенный фильтр или каждый фильтр представляет собой фильтр верхних частот, т.е. такой фильтр обладает низкой частотой среза (т.е. частотным порогом, ниже которого (большая доля) сигнала производной по времени ослабляется, а выше которого (большая доля) сигнала производной по времени пропускается, то есть фильтрация сигнала или сигналов производной по времени представляет собой фильтрацию с
10 пропуском верхних частот.

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
15 хорошую аппроксимацию идеального фильтра верхних частот с крутым срезом.

Нижняя частота среза может быть выбрана по желанию. Однако в предпочтительном варианте фильтр имеет нижнюю частоту среза приблизительно между 8 Гц и 12 Гц, более предпочтительно приблизительно между 9 Гц и 11 Гц. В самом предпочтительном варианте фильтр выполнен с нижней частотой среза
20 приблизительно 10 Гц.

В этом отношении, в частности, установлено, что шум окружающей среды может появляться в частотном диапазоне примерно <10 Гц, в то время как зубец T появляется в частотном диапазоне около 4-7 Гц, а комплекс QRS появляется на частотах >10 Гц. Соответственно, использование нижней частоты среза величиной
25 приблизительно 10 Гц может привести к тому, что из сигнала или сигналов производной по времени будет убрана значительная доля шума окружающей среды, и при этом не будет существенно затронута полезная в медицинском отношении часть указанных сигналов.

Фильтр или фильтры в предпочтительном варианте выполнены так, что они
30 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
35 более важна, когда требуется убрать шум окружающей среды из сигнала производной по времени. Это объясняется тем, что шум окружающей среды может

проявляться в сигнале производной по времени в частотной области по соседству с полезным сигналом комплекса QRS.

В особо предпочтительном варианте осуществления изобретения фильтр или фильтры дополнительно выполнены с возможностью ослабления (например, 5 отделения или подавления) другого (высокочастотного) шума окружающей среды в сигнале или сигналах, соответствующих производной по времени. Фактически, одиночный фильтр может быть использован (и предпочтительно используется) для ослабления множества типов шума в сигнале или сигналах производной по времени.

В указанных вариантах осуществления определенный фильтр или каждый 10 фильтр должен быть (предпочтительно) выполнен с возможностью ослабления другого (высокочастотного) шума в сигнале или сигналах производной по времени без ослабления (или с меньшим ослаблением) и предпочтительно без (существенного) искажения по меньшей мере некоторой «полезной», искомой части 15 сигнала. Таким образом, фильтр в предпочтительном варианте выполнен с возможностью пропускания по меньшей мере комплекса QRS (предпочтительно без ослабления и/или искажения), и ослабления (например, отделения или подавления) прочего (высокочастотного) шума окружающей среды.

В этом отношении следует признать, что в сигнале или сигналах производной 20 по времени может присутствовать прочий шум окружающей среды, который содержит (главным образом) сравнительно высокочастотные компоненты (например, по сравнению с частотным диапазоном, в котором появляется комплекс QRS), к примеру, помехи электросети. Таким образом, фильтр в предпочтительном варианте выполнен с возможностью пропускания по меньшей мере комплекса QRS 25 (предпочтительно без ослабления и/или искажения), и ослабления (например, отделения или подавления) тех частей сигнала производной по времени, частоты которых превышают частотный диапазон, в котором появляется комплекс QRS.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения указанные 30 фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов производной по времени с частотами, превышающими определенную, предпочтительно выбираемую верхнюю частоту среза (пороговую частоту) (т.е. фильтр выполнен с возможностью ослабления составляющих сигнала или сигналов производной по времени с частотами выше 35 верхней частоты среза). Фильтр может быть выполнен с возможностью ослабления только некоторых частот, лежащих выше верхней частоты среза, но более

предпочтительно, чтобы фильтр был способен ослаблять все частоты, лежащие выше верхней частоты среза.

5 Таким образом, в предпочтительном варианте, фильтр или фильтры представляют собой фильтр нижних частот, т.е. фильтр, который характеризуется высокой частотой среза (т.е. частотой (пороговой), выше которой происходит ослабление (большей части) сигнала производной по времени, но ниже которой
10 фильтр нижних частот пропускает (большую часть) сигнала производной по времени, при этом фильтрация сигнала или сигналов производной по времени представляет собой фильтрацию с пропуском нижних частот указанных сигналов.

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.

15 В этом отношении, в частности, установлено, что прочий (высокочастотный) шум окружающей среды, в частности такой, как помехи электросети появляется в частотном диапазоне приблизительно ≥ 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
20 удалению значительной доли прочего (высокочастотного) шума окружающей среды из сигнала или сигналов производной по времени, и при этом существенно не затрагивает полезную в медицинском отношении часть сигнала или сигналов производной по времени.

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

В случае если помеха электросети появляется на другой частоте, например, приблизительно 60 Гц, то фильтр может быть выполнен с верхней частотой среза
30 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 Гц и 60 Гц, а более предпочтительно между приблизительно 55 Гц и 58 Гц.

Соответственно, следует понимать, что в особо предпочтительном варианте
35 осуществления фильтр должен быть выполнен с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) шума окружающей среды и прочего

(высокочастотного) шума окружающей среды в сигнале или сигналах производной по времени, предпочтительно без ослабления (или с меньшим ослаблением), и предпочтительно без (существенного) искажения «полезной», искомой части сигнала производной по времени, т.е. комплекса QRS.

5 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 производной по времени, которые характеризуются частотами, лежащими за пределами частотного диапазона, в
10 котором появляется комплекс QRS.

В предпочтительном варианте фильтр или фильтры выполнены с возможностью ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов производной по времени, характеризующихся частотами ниже определенной, предпочтительно выбранной, нижней частоты среза (пороговой
15 частоты), и ослабления (например, отделения или подавления) сигнала или сигналов производной по времени, характеризующихся частотами выше определенной, предпочтительно выбранной, верхней частоты среза (пороговой частоты). Таким образом, фильтр или фильтры предпочтительно выполнены с
20 возможностью ослабления сигнала или сигналов производной по времени, 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
25 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
30 нижняя частота среза (пороговая частота) и верхняя частота среза (пороговая частота), при этом фильтрация сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, представляет собой полосовую фильтрацию указанных сигналов, чтобы на выходе получить фильтрованные сигнал или сигналы производной по времени.

35 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. усредненного сигнала (и, следовательно, равной частоте выборки). Это делает минимальной переходную полосу BW .

Полоса пропускания полосового фильтра может быть выбрана требуемым образом. Однако, в предпочтительном варианте полоса пропускания содержит

нижнюю частоту среза приблизительно 8-12 Гц, а верхнюю частоту 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
5 выше. Наиболее предпочтительно, чтобы фильтр был выполнен с полосой пропускания приблизительно 10-50 Гц.

Установлено, что такое построение обеспечивает реальный и эффективный способ наблюдения сигнала и надежного извлечения «полезных» элементов МКГ, особенно в условиях с высоким уровнем помех. Однако, были бы возможны и
10 другие схемы наблюдения.

Усредненные (например, оцифрованные) сигнал или сигналы производной по времени могут быть подвергнуты другим видам обработки, т.е. перед их использованием для анализа магнитного поля, создаваемого определенным участком тела пациента, если требуется.

В настоящем изобретении, усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени (т.е. сигналы, каждый из которых имеет амплитуду, которая соответствует усредненной производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента), используются для анализа магнитного поля, создаваемого определенным участком
15 тела пациента. То есть, усредненный сигнал, который существует в области производных по времени, (а не во временной области (области интегрированных величин)) используется для анализа магнитного поля, создаваемого определенным участком тела пациента.

В настоящем изобретении сигнал или сигналы производной по времени
25 должны сохраняться (и предпочтительно сохраняются) в области производных по времени, т.е. для использования при анализе магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента. Предпочтительно, чтобы ни при каких условиях не производилось преобразование сигнала или сигналов производной по времени (а также усредненных сигнала или сигналов производной по времени) из
30 области производных во временную область (т.е. ни при каких условиях не производилось интегрирования ни сигнала или сигналов производной по времени, ни усредненных сигнала или сигналов производной по времени).

Усредненный сигнал, который существует в области производных по времени (а не во временной области (области интегрированных величин)) может
35 быть использован для анализа магнитного поля, создаваемого определенной

областью тела пациента, любым подходящим способом (без интегрирования усредненного сигнала или сигналов производной по времени).

Форма сигнала сердечных сокращений и/или информация, такая как интервал или интервалы времени между отдельными сокращениями сердца и/или между отдельными элементами в пределах одного сердечного сокращения, и/или форма или формы сердечных сокращений могут быть получены из сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

Согласно одному предпочтительному варианту осуществления изобретения, усредненный сигнал или сигналы подвергают соответствующей обработке (без интегрирования), например, чтобы сформировать изображения в условных цветах, тепловую карту, и/или пространственное топографическое изображение производной магнитного поля, или изображения в иных формах.

Таким образом, в предпочтительном варианте осуществления изобретения, усредненные (например, оцифрованные) сигнал или сигналы производной по времени используют для получения выходной информации, характеризующей производную изменяющегося во времени магнитного поля (но не само магнитное поле). Данный процесс предпочтительно содержит вывод на экран данных, характеризующих производную изменяющегося во времени магнитного поля (но не само магнитное поле), например, демонстрацию на экране изображения, характеризующего производную изменяющегося во времени магнитного поля. В наиболее предпочтительном варианте усредненный сигнал или сигналы используют для формирования изображения или изображений в условных цветах, характеризующих производную изменяющегося во времени магнитного поля (но не само магнитное поле), причем изображение или изображения в условных цветах демонстрируют на экране.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения производят надлежащие измерения, чтобы дать возможность сформировать соответствующее изображение сердца (или иной интересующей области тела), как результат магнитного сканирования, причем полученное изображение можно затем, например, сравнить с эталонными изображениями для диагноза. Настоящее изобретение может быть использовано для выполнения любой известной и надлежащей процедуры для получения изображения магнитного поля сердца.

Чтобы сформировать требуемый файл изображения, предпочтительно вести обнаружение в 7-500 (или более) (например, как было описано выше) положениях выборки (каналах обнаружения).

Дополнительно или в качестве альтернативы, один или более диагностических параметров могут быть (например, автоматически) извлечены из (опционально, обработанных) усредненных (например, оцифрованных) сигнала или сигналов производной по времени (без интегрирования).

5 Таким образом в предпочтительном варианте осуществления использование усредненных сигнала или сигналов производной по времени для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента, содержит извлечение одного или более диагностических параметров из усредненного сигнала или сигналов производной по времени (а не из самого магнитного поля) (и без
10 интегрирования).

Извлечение одного или более диагностических параметров может содержать определение высоты, ширины, амплитуды, крутизны, градиента, скорости изменения, формы и/или площади одной или более областей усредненного оцифрованного сигнала или сигналов производной по времени (без интегрирования).
15 Высота, ширина, амплитуда, крутизна, градиент, скорость изменения, форма или площадь могут представлять собой высоту, ширину, амплитуду, крутизну, градиент, скорость изменения, форму или площадь элемента сигнала в усредненном сигнале или сигналах производной по времени.

Например, высота, ширина, амплитуда, крутизна, градиент, скорость
20 изменения, форма и/или площадь повторяющегося интервала P-P, зубца P, сегмента P-R (или P-Q), интервала P-R (или P-Q), комплекса QRS, сегмента S-T, зубца T, интервала S-T, интервала Q-T и/или сегмента T-P и т.п. могут быть найдены из усредненного сигнала или сигналов производной по времени (без интегрирования).

25 Следует отметить, что при анализе магнитного поля в области производных, могут быть использованы такие параметры элемента, как скорость изменения, градиент или крутизна. Градиент элемента в области интегралов соответствует амплитуде элемента в области производных. Это позволяет получить более детальную и точную диагностическую информацию

30 Например, в «нормальной» временной области ЭКГ (и в «нормальной» временной области МКГ) комплекс QRS содержит одиночный пик. Может представлять интерес определение (или точное измерение), например, незначительного дисбаланса или асимметрии в пике QRS, например, если спад одной стороны пика QRS происходит быстрее или медленнее, чем нарастание (или
35 наоборот).

В отличие от этого, при использовании производной сигнала (МКГ или ЭКГ), комплекс QRS содержит два пика, при этом один пик соответствует нарастающему фронту «QR», а другой соответствует спадающему фронту «RS» комплекса QRS в «нормальной» временной области. Это означает, что при использовании области производных любое отличие (например, дисбаланс или асимметрия), как это было описано выше, можно обнаружить гораздо легче, поскольку указанные два пика будут иметь разную форму и/или амплитуду. То же самое справедливо и для других пиков и элементов сигнала в усредненном сигнале или сигналах производной по времени.

Кроме того, небольшие флуктуации больших абсолютных значений (например, сигналы с большими смещениями или сдвигами по постоянному току) можно легче увидеть при использовании производных, нежели интегральных величин. Дело в том, что в производных тенденцию увеличения или уменьшения (или градиент/крутизну) можно наблюдать в виде положительного или отрицательного элемента. Что касается сигнала с достаточным смещением (сдвигом), то все значения могут оставаться положительными (или отрицательными) несмотря на небольшие флуктуации, что затрудняет распознавание тренда.

Фактически использование области производных в различных вариантах осуществления изобретения может сделать диагностические измерения более устойчивыми к смещениям или сдвигам (например, по постоянному току), поскольку измеряется только изменение величины. Это может упростить решение проблем в ситуациях, например, когда требуется измерять представляющее интерес пороговое значение. В частности, это может касаться ситуации, когда, например, требуется определить значение или точку изменения от положительного значения к отрицательному в сигнале МКГ, но из-за смещения или сдвига (например, по постоянному току), все значения сигнала являются положительными или отрицательными.

Для диагностики, если требуется, может быть проведено сравнение указанных одного или более диагностических параметров с эталонными параметрами.

Настоящее изобретение, соответственно, распространяется на применение системы магнитометра (соответствующей настоящему изобретению) для анализа, например, для формирования изображений и/или извлечения одного или более диагностических параметров, исходя из магнитного поля, создаваемого сердцем (или другой областью тела) пациента; и на способ анализа, например,

формирования изображений и/или извлечения одного или более диагностических параметров, исходя из магнитного поля, создаваемого сердцем (или другой областью тела) пациента, содержащий использование способа или системы, соответствующих настоящему изобретению, для анализа, например, формирования
5 изображений и/или извлечения одного или более диагностических параметров, исходя из магнитного поля, создаваемого сердцем (или другой областью тела) пациента. Такой анализ, и, предпочтительно, сформированное изображение и/или один или более диагностических параметров в предпочтительном варианте используют для диагностики медицинского состояния, например, сердечной
10 аномалии и т.п.

Согласно другому аспекту настоящего изобретения, предложен способ диагностики медицинского состояния, содержащий этапы, на которых:

получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля области тела пациента,
15 усредняют указанный сигнал или сигналы производной по времени за множество периодов,

используют усредненные сигнал или сигналы производной по времени для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента; и
используют анализ магнитного поля, создаваемого определенной областью
20 тела пациента для диагностики медицинского состояния.

В данном аспекте настоящего изобретения сигнал (представляющие интерес элементы) от детектора или детекторов в предпочтительном варианте используется для формирования изображения, характеризующего магнитное поле (производную по времени магнитного поля), создаваемую определенной областью тела пациента,
25 и/или для извлечения одного или более диагностических параметров; причем способ затем предпочтительно содержит сравнение полученного изображения и/или одного или более диагностических параметров с эталонным изображением или изображениями и/или параметром или параметрами для диагностики медицинского состояния. Таким медицинским состоянием может быть, как говорилось ранее, одно
30 из следующих: сердечная аномалия, состояние мочевого пузыря, преждевременная родовая деятельность, аномалии утробного плода или аномалии головы или мозга.

Специалистам должно быть понятно, что указанные аспекты и варианты осуществления настоящего изобретения могут в зависимости от ситуации включать в себя и предпочтительно включают в себя любой один или более, или все из
35 предпочтительных или дополнительных отличительных признаков изобретения, рассмотренных в данном описании.

Хотя, как было описано выше, использование сигнала производной по времени, в соответствии с настоящим изобретением, особенно выгодно для анализа магнитного поля области тела пациента, это также полезно для анализа электрического потенциала области тела пациента, т.е. для измерений ЭКГ.

5 Таким образом, согласно третьему аспекту настоящего изобретения, предложен способ использования электрокардиографической системы для анализа электрического потенциала области тела пациента, содержащий этапы, на которых:

получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала области тела
10 пациента,

усредняют указанный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, за множество периодов, и

используют усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, для анализа электрического потенциала, создаваемого определенной
15 областью тела пациента.

Согласно четвертому аспекту настоящего изобретения, предложена электрокардиографическая система для медицинского использования, содержащая:

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени электрического потенциала области тела пациента,

20 схему обнаружения, выполненную с возможностью получения от одного или более детекторов одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от обнаруженного изменяющегося во времени электрического потенциала, и

схему усреднения, выполненную с возможностью усреднения сигнала или
25 сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

причем электрокардиографическая система выполнена с возможностью использования усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа электрического потенциала, формируемого определенной областью тела пациента.

30 Специалистам в данной области должно быть понятно, что указанные аспекты изобретения в зависимости от ситуации могут включать в себя (и предпочтительно включают в себя) любой один или более или все из предпочтительных или дополнительных отличительных признаков настоящего изобретения. В частности, когда это целесообразно, любой один или более или все
35 из предпочтительных или дополнительных отличительных признаков,

рассмотренных выше в отношении магнитного поля, могут быть применены в отношении электрического потенциала, и включены в указанные аспекты.

Таким образом, один или более (например, оцифрованные) сигналы, соответствующие производной по времени от изменяющегося электрического потенциала области тела пациента, могут быть получены, усреднены и использованы для анализа электрического потенциала, создаваемого определенной областью тела пациента. Указанные один или более (например, оцифрованные) сигналы производной по времени должны каждый представлять собой (и в предпочтительном случае представляют) сигнал с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося электрического потенциала определенной области тела пациента.

Согласно указанным аспектам и вариантам осуществления изобретения, один или более детекторов предпочтительно используются для получения сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося электрического потенциала определенной области тела пациента, при этом сигнал может быть при желании оцифрован, например, и предпочтительно так, как было описано выше. Дополнительно или как вариант, один или более детекторов могут быть использованы для получения сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени электрическому потенциалу определенной области тела пациента, а затем сигнал электрического потенциала может быть (опционально оцифрован и) подвергнут дифференцированию, чтобы получить один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося электрического потенциала определенной области тела пациента, например, и предпочтительно так, как было описано выше.

Исходя из вышесказанного следует понимать, что особое преимущество настоящего изобретения заключается в том, что оно может быть применено в условиях обычной больницы или хирургического отделения или иных условиях без необходимости (внешнего) магнитного экранирования. Таким образом, согласно особо предпочтительному варианту осуществления, способы настоящего изобретения содержат использование системы магнитометра для обнаружения магнитного поля сердца пациента (или иной области тела) в условиях при отсутствии магнитного экранирования (и без использования (внешнего) магнитного экрана). Однако систему магнитометра для обнаружения магнитного поля сердца пациента (или иной области тела) можно было бы использовать и в условиях с

магнитным экранированием (и если требуется, то с использованием (внешнего) магнитного экрана).

Следует отметить, что в том смысле, в каком термин «условия с магнитным экранированием» использован в настоящем описании, он означает условия, при
5 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
10 часть или части аппарата не используются ни для защиты обследуемого пациента, ни для защиты магнитометра, выполняющего измерения.

Соответственно, особое преимущество настоящего изобретения состоит в том, что оно может быть применено без необходимости охлаждения, такого как криогенное охлаждение. Таким образом, в особо предпочтительном варианте
15 осуществления изобретения, предложенные в изобретении способы содержат использование системы магнитометра для обнаружения магнитного поля сердца пациента (или другой области тела) без использования (например, криогенного) охлаждения. Однако, было бы возможно использовать систему магнитометра для обнаружения магнитного поля сердца пациента (или другой области тела) и с
20 использованием (например, криогенного) охлаждения, если есть желание.

Для специалистов в данной области должно быть понятно, что все аспекты и варианты осуществления настоящего изобретения, описанные выше, могут в зависимости от ситуации включать в себя (и в предпочтительном случае включают в себя) любой один или более или все предпочтительные или дополнительные
25 отличительные признаки настоящего изобретения.

Любая одна или более или все из рассмотренных в настоящем описании схем обработки (в частности такие, как схема обнаружения, схема усреднения и/или схема обработки) могут быть реализованы в форме одного или более блоков фиксированного назначения (аппаратное решение) или в форме программируемой
30 схемы обработки (аппаратное решение), которую можно запрограммировать для выполнения требуемой операции, и/или в форме программы, например, компьютерной программы или компьютерных программ. Равным образом, любая одна или более из рассматриваемых здесь схем обработки может быть предусмотрена как отдельный схемный элемент для любой одной или более других
35 схем обработки, и/или любая одна или более или все схемы обработки могут быть

по меньшей мере частично сформированы из совместно используемых схем обработки.

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, соответствующих 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, соответствующих 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 мог бы 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, соответствующую варианту осуществления настоящего изобретения, а фиг. 6В изображает другую

схему расположения катушек, соответствующую варианту осуществления настоящего изобретения;

фиг. 7 изображает пример организации использования варианта осуществления настоящего изобретения при регистрации магнитного поля сердца пациента;

фиг. 8 изображает фрагмент типичной ЭКГ здорового человека;

фиг. 9 изображает три фрагмента ЭКГ, указывающих на повреждение миокарда;

фиг. 10 изображает кривые ЭКГ, демонстрирующие дрейф базовой линии;

фиг. 11А изображает необработанные данные ЭКГ с большим смещением базовой линии; фиг. 11В изображает данные фиг. 11А, отфильтрованные с целью устранения смещения базовой линии; и фиг. 11С изображает производную данных фиг. 11А без фильтрации;

фиг. 12 иллюстрирует извлечение усредненной кривой сердцебиения из необработанных данных фиг. 11, и их интегрирование с целью показа «нормального» вида во временной области;

фиг. 13 изображает данные для пациента с инфарктом миокарда;

фиг. 14 изображает данные для того же пациента с инфарктом миокарда, когда обработка сигнала происходит в области производных;

фиг. 15 изображает данные для другого пациента с инфарктом миокарда, когда обработка сигнала происходит в области производных;

фиг. 16 изображает данные, когда обработка сигнала происходит в области производных;

фиг. 17 изображает преобразование Фурье сигнала производной и интегрированного («нормального») сигнала;

фиг. 18 иллюстрирует процесс, соответствующий варианту осуществления настоящего изобретения;

фиг. 19 иллюстрирует идеальный полосовой фильтр в частотной области;

фиг. 20А изображает ядро фильтра, сформированного как разность между двумя оконными sinc-фильтрами с частотами среза 8 Гц и 45 Гц, при этом $M=2400$; а фиг. 20В изображает частотную характеристику фильтра;

фиг. 21А-21С изображают различные произвольные сигналы ЭКГ или МКГ во временной области в форме гауссовых пиков с одинаковыми амплитудами и положениями центра, но с разной шириной на полувысоте для каждой половины, совместно с соответствующими сигналами производной по времени; и

фиг. 22A-F изображают различные произвольные сигналы ЭКГ или МКГ во временной области в форме синусоид с одними и теми же фазами и амплитудами, но с разными смещениями, совместно с соответствующими сигналами производной по времени.

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

Сведения, подтверждающие возможность осуществления изобретения

10 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
15 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
20 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.

25 Схема 41 обнаружения может содержать предусилитель с низким импедансом, такой как микрофонный усилитель, который соединен с катушкой 40, фильтр нижних частот, например, с частотой среза 250 Гц, и узкополосный режекторный фильтр для подавления сетевой помехи (например, 50 Гц или 60 Гц и их гармоник).

30 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.

35 Биологический сигнал, который коррелируется 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 осуществления системы магнитометра.

5 Катушка 40 и схема 41 обнаружения могут быть построены так, чтобы катушка 40 и предусилитель схемы 41 обнаружения располагались вместе в измерительной головке (зонде), который затем присоединяется проводом к схеме обработки, которая содержит остальные компоненты схемы 41 обнаружения. Соединение измерительной головки (зонда) со схемой обработки посредством
10 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 зонда за счет ее размещения в окрестности изучаемых магнитных полей.

15 Фиг. 2 изображает схему более совершенную по сравнению с фиг. 1, в которой используется, в частности, способ градиентного вычитания в целях компенсации фонового шума. (Однако, могут быть использованы и другие способы). В данном случае инверсная (т.е. встречно включенная) катушка 44 используется для того, чтобы из сигнала, обнаруженного измерительной катушкой 40, вычесть
20 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
25 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
30 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
35 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. 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, однако, выходной сигнал также пропускают через фильтр для подавления помехи 50 или 60 Гц (и их гармоник).

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 груди пациента.

Показания могут затем быть собраны и использованы для построения соответствующих изображений (сканов) магнитного поля пациента.

Также возможно 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 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 6В изображены подходящие конструкции массива катушек, которые содержат матрицу 60 из 16 измерительных катушек 61, и 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 500 катушек или более 500 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 показан пример оформления магнитометра, как он мог бы предположительно использоваться, например, в больнице. Магнитометр 30 представляет собой передвижное 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 обычных условиях палаты. (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 мочевой пузырь, голова, мозг, утробный плод и т.п.

5 На фиг. 8 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.

10 Как показано на фиг. 8, 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 называют 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.

15 Сигнал, создаваемый индукционной катушкой, согласно варианту осуществления настоящего изобретения, будет представлять собой производную магнитного поля. Однако, вместо того чтобы интегрировать выходной сигнал по времени (как бы это обычно делалось), для анализа данных используется необработанный («исходный») сигнал производной и т.п.

20 Соответственно, использование индукционной катушки представляет особенно удобную схему для получения сигнала, соответствующего производной магнитного поля по времени, поскольку, например, не требуется дифференцирование сигнала.

25 Однако также установлено, что есть преимущества (например, как будет рассмотрено ниже), когда используется детектор, выходной сигнал которого соответствует изменению магнитного поля во времени, например, за счет дифференцирования выходного сигнала с целью получения сигнала, соответствующего производной изменяющегося магнитного поля по времени.

30 Таким образом, в настоящем изобретении кардиосигналы подвергаются анализу с использованием производной магнитного поля dB/dt , а не самого магнитного поля B , что является стандартным. Кардиосигналы можно также анализировать, используя производную напряжения dV/dt , а не само напряжение, что является стандартным.

Анализ сигнала в виде производной является преимуществом, поскольку, помимо другого, алгоритмы обработки сигнала для ЭКГ и МКГ должны решить две конфликтующие задачи, а именно, подавить фоновое отклонение и сохранить биологические сигналы, которые могут быть существенно важными для диагностики.

5 Конфликт возникает из-за того, что часто фоновые эффекты сами могут иметь биологическое происхождение.

Фиг. 9А снова изображает пример нормальной ЭКГ здорового сердца. Фиг. 9В и 9С изображают примеры ЭКГ, которые указывают на поражение миокарда, где базовая линия сегмента S-T поднята (фиг. 9В) или понижена (фиг. 9С) относительно базовой линии (изолинии) P-R. МКГ демонстрирует аналогичное поведение в соответствующих областях комплекса, хоть и в других зонах грудной клетки. Информационное содержание МКГ также отличается, причем область S-T является более чувствительной в МКГ, чем в ЭКГ.

10

С другой стороны, если пациент шевелит конечностями, то это вызывает блуждание (дрейф) базовой линии. На фиг. 10 показаны типичные примеры блуждания базовой линии.

15

Как таковое движение конечностей пациента может создавать низкочастотное блуждание базовой линии в сигнале ЭКГ, в то время как небольшое смещение сегмента S-T ЭКГ может указывать на инфаркт миокарда.

Для опытного терапевта сравнительно просто отделить блуждание базовой линии от смещений сегмента S-T, но для автоматизированных алгоритмов это более трудная задача. То же нельзя сказать о МКГ принципиально потому, что история понимания и анализа МКГ не столь продолжительна, как в случае ЭКГ. Однако для алгоритма обработки сигналов задача различения двух указанных видов отклонения является очень сложной.

20

25

В варианте осуществления настоящего изобретения исключение блуждания базовой линии из сигнала осуществляется за счет использования производной сигнала. Дрейф базовой линии имеет очень низкую частоту, и поэтому производная (dV/dt) очень мала (т.е. знаменатель «dt» очень велик, когда частота дрейфа столь мала), так что за счет использования производной можно исключить присутствие блуждания базовой линии при анализе результатов.

30

На фиг. 11 изображены графики ЭКГ здорового волонтера (из базы данных ЭКГ Национального института метрологии Германии (PTB, Physikalisch-Technische Bundesanstalt)). Фиг. 11А представляет необработанные данные, и виден большой сдвиг базовой линии; фиг. 11В представляет те же данные, отфильтрованные с целью устранения сдвига базовой линии; и фиг. 11С представляет производную

35

данных без фильтрации. Следует понимать, что производная данных, представленная на фиг. 11С, не демонстрирует сдвига базовой линии.

За счет использования производной сигнала можно соответственно исключить или уменьшить необходимость фильтрации. Это полезно, поскольку при
5 фильтрации, когда производится подавление шума, всегда есть риск подавления «реального сигнала». В частности, это касается случая, когда дрейф базовой линии сам является биологическим сигналом. Соответственно, это означает, что для дальнейшего анализа может быть сохранено больше «искомого» сигнала.

Согласно варианту осуществления настоящего изобретения, многократно
10 (постоянно) осуществляется сбор данных производной, и к собираемым данным применяются методы усреднения сигнала, чтобы получить усредненный сигнал сердцебиения. Данный процесс иллюстрирует фиг. 12.

Фиг. 12А снова изображает необработанные данные от здорового волонтера, какие показаны на фиг. 11С. Как показывает фиг. 12В. Согласно данному варианту
15 осуществления указанные данные усреднены на протяжении нескольких повторяющихся периодов, чтобы определить усредненный сигнал сердцебиения. Усредненный сигнал сердцебиения фиг. 12В может быть использован в диагностических целях. Как показано на фиг. 12С, усредненный сигнал сердцебиения (производной) может быть проинтегрирован, чтобы получить средний
20 проинтегрированный сигнал сердцебиения.

Фиг. 12 изображает процесс извлечения сигнала с использованием производной. На фиг. 12В можно видеть, что некоторые частотные компоненты, которые могут быть видны в производной, не видны при просмотре в «нормальной»
временной области. На фиг. 12С можно видеть, что проинтегрированный сигнал
25 теряет высокочастотную информацию.

Фиг. 13 изображает данные ЭКГ пациента с инфарктом миокарда, на что указывает наличие смещения базовой линии сегмента S-T. Фиг. 13В изображает средний сигнал сердцебиения после усреднения исходных (необработанных)
данных фиг. 13А, при этом в усредненном сигнале сердцебиения можно видеть
30 смещение базовой линии сегмента S-T. На фиг. 13С показана производная от усредненного сигнала сердцебиения.

На фиг. 13D-F изображены соответствующие данные, когда была применена полосовая фильтрация. Использование полосовой фильтрации уменьшает смещение сегмента S-T, поскольку имеет место подавление низкочастотных
35 составляющих. Более наглядно это можно видеть в производной, т.е. сравнивая фиг. 13С (без фильтрации) и фиг. 13F с фильтрацией.

На фиг. 13С видно, что в сигнале производной присутствует более высокий шум в силу более высокой чувствительности к высокочастотным компонентам. На фиг. 13F составляющие с более низкими частотами подавлены. На фиг. 13Е показаны изменения зубца Т и изменение структуры пика R.

5 Фиг. 14 изображает данные того же пациента, что и фиг. 13, причем сигнал обрабатывается в области производных, а затем подвергается интегрированию. Фиг. 14А изображает исходные данные производной, фиг. 14В изображает данные фиг. 14А после усреднения, а фиг. 14С изображает результат интегрирования усредненного сигнала сердцебиения фиг. 14В. Фиг. 14D-F изображают
10 соответствующие данные при использовании фильтрации.

Как можно видеть из фиг. 14, исключена необходимость фильтрации сигнала с целью подавления низкочастотного дрейфа, при этом смещение базовой линии сегмента S-T сохранено за счет обработки данных в области производных.

Фиг. 14Е изображает, что при фильтрации сигнала происходит подавление
15 составляющих более высокой частоты (как и ожидалось). Однако, как видно на фиг. 14F, смещение базовой линии сохранено, структура пика R лишь незначительно изменена, а структура зубца Т не изменилась.

Необходимо признать, что производная является полезным инструментом, поскольку (i) высокочастотная информация, которая представляет диагностическую
20 ценность, естественным образом присутствует в производной; и (ii) чтобы получить усредненный сигнал сердцебиения, не требуется никакая дополнительная фильтрация.

Кроме того, низкочастотная структура сигнала является той же самой, даже если применить полосовую фильтрацию.

25 Фиг. 15 изображает данные, которые соответствуют фиг. 14, но получены от другого пациента с инфарктом миокарда, и со смещением базовой линии сегмента S-T. Фиг. 15С изображает смещение базовой линии. Сигнал после полосовой фильтрации на фиг. 15Е показывает отсутствие смещения базовой линии, а сигнал на фиг. 15F показывает, что низкочастотные данные оказываются подавленными.
30 Это иллюстрирует то, что результаты повторяются.

Фиг. 16 иллюстрирует, почему при обработке данных в форме производной оказывается возможным производить фильтрацию и сохранять значимую
информацию. Как показано на фиг. 16А, в сигнале производной важная информация, касающаяся смещения базовой линии, эффективно переносится из
35 области S-T в комплекс QRS. Область, обозначенная как «высота пика», определяет высоту пика R, а область, обозначенная как «спад пика», определяет

последующий спад сигнала. Если эти две области имеют одинаковую площадь, то имеет место небольшое смещение базовой линии.

Это можно наблюдать на фиг. 17, где сравниваются частотные компоненты указанных двух сигналов. На фиг. 17 производится сравнение преобразования Фурье производной (фиг. 17А) и интегрированного («нормального») сигнала (фиг. 17В). В производной находится значительно меньше низкочастотной информации. Однако, из вышеприведенного анализа видно, что информация, касающаяся состояния сердца, сохранена.

Следует понимать, что производная естественно сокращает масштаб низкочастотной информации, смещая ее к более высоким частотам внутри комплекса. Это в свою очередь позволяет применять фильтрацию, не разрушая значимую информацию.

Фиг. 18 изображает последовательность этапов обработки данных, соответствующую варианту осуществления настоящего изобретения.

Датчик 40 и цифратор 42 используют для получения оцифрованного сигнала производной. Как говорилось выше, это может быть сделано путем использования «естественного» сигнала от датчика, выполненного с возможностью формирования на выходе сигнала производной, или путем дифференцирования оцифрованного сигнала от датчика, выполненного с возможностью формирования на выходе сигнала магнитного поля В или напряжения V.

Дифференцирование можно выполнять любым подходящим способом. Например, оцифрованный сигнал содержит последовательность значений,

$$V(t) = [V_1, V_2, V_3, \dots, V_n],$$

где значения V_i, V_{i+1} отделены фиксированным временным интервалом δt , и тогда производная может быть аппроксимирована выражением

$$\frac{dV}{dt} \approx \left[\frac{V_1 - V_2}{\delta t}, \frac{V_2 - V_3}{\delta t}, \frac{V_3 - V_4}{\delta t}, \dots, \frac{V_{n-1} - V_n}{\delta t} \right].$$

Оцифрованный сигнал производной затем подвергают усреднению 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.

Использование сигнала производной является выгодным с точки зрения формирования пускового сигнала, поскольку пусковой сигнал обычно определяется формой кривой, или путем обнаружения порога. В любом случае подавление низкочастотного смещения базовой линии может улучшить условия формирования пускового сигнала. В случае усреднения ЭКГ обычно используют точку запуска, полученную из ЭКГ в виде усредненного положения. Такой подход предрасположен к появлению ошибок, возникающих из-за смещения базовой линии, в то время как запуск по сигналу производной таким недостатком не обладает.

Может быть применена дополнительная фильтрация 103, например, чтобы убрать шум, который нельзя убрать усреднением. Например, оцифрованный сигнал производной по времени или сигналы могут быть подвергнуты фильтрации с использованием (i) узкополосного режекторного фильтра, чтобы убрать сетевую помеху; и/или (ii) полосовой фильтр, чтобы подавить шум окружающей среды. Оцифрованный сигнал производной по времени или сигналы могут быть подвергнуты фильтрации с целью подавления внешних магнитных помех, например, возникающих от линий питания и других источников шума окружающей среды, таких, как лифты, воздушные кондиционеры, находящийся поблизости транспорт, механические вибрации и т.п.

Установлено, в частности, что полосовой фильтр с полосой пропускания приблизительно 8-45 Гц может быть использован для отделения сигнала МКГ от шума окружающей среды и фонового шума. Данный фильтр является полосовым, который построен в виде комбинации фильтра верхних частот (который подавляет шум окружающей среды <10 Гц), и фильтра нижних частот (который подавляет фоновый шум >50 Гц).

Фиг. 19 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 отсекает верхние частоты, и таким образом его можно считать фильтром с крутым срезом.

5 В настоящем изобретении, чтобы аппроксимировать такой идеальный фильтр, взята комбинация двух оконных «sinc-фильтров», чтобы построить полосовой фильтр, который может отделять сигнал МКГ от шума окружающей среды и фонового шума. Это позволяет эффективно отделять комплекс QRS от шума окружающей среды и иных фоновых помех без фазовых искажений.

10 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 шума окружающей среды на сигнал МКГ особенно на участок деполяризации (QRS).

15 На фиг. 20А изображена импульсная характеристика фильтра (ядро фильтра), а на фиг. 20В 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.

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

Согласно фиг. 18, диагностическая информация может быть извлечена в виде производной, например, после того как будут определены и подавлены другие источники шума.

25 Таким образом, после любой дополнительной обработки 104 данных может быть выполнено извлечение 105 диагностического параметра, который используется для анализа 106.

30 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 (при анализе производной это будет высота сигнала R-S); и (ii) скорость перехода R-S, например, при блокаде ножки пучка Гиса (при анализе производной это будет высота сигнала R-S).

35 Однако, в общем, любая из описываемых характеристик сигнала может представлять диагностическую важность, и может быть использована для анализа. Если для анализа выбрать производную, то параметры, зависящие от скорости

изменения, становятся «высотой», а параметры, где переход вызывает смещение уровня, становятся «площадью».

Следует понимать, что в настоящем изобретении для анализа используется производная. Производная подчеркивает высокочастотную информацию и подавляет низкочастотную информацию. Высокочастотная информация может являться диагностической сама по себе. Кроме того, производная подавляет фоновый дрейф, и не требуется фильтрация. Производная также концентрирует информацию, относящуюся к смещению уровня перехода S-T, в области R-S. Это область более высоких частот, и поэтому данный сигнал может быть отделен от низкочастотных составляющих.

Следует отметить, что, когда производится анализ магнитного поля в области производных, то для анализа может быть использована скорость изменения, градиент или крутизна параметра. Градиент параметра в интегральной области, соответствует амплитуде параметра в области производных. Это позволяет получить более подробную и точную диагностическую информацию.

Например, как показано на фиг. 21A-C, во временной области ЭКГ (и временной области МКГ) сигнал, такой как комплекс QRS, может содержать один или более одиночных пиков. Фиг. 21A изображает произвольный симметричный сигнал, фиг. 21B изображает слегка асимметричный сигнал, а фиг. 21C изображает умеренно асимметричный сигнал.

Как можно видеть, например, сравнивая фиг. 21A и 21B, важной задачей может быть определение (или точное измерение), например, незначительной диспропорции или асимметрии пика (например, QRS), например, если спад пика с одной стороны происходит быстрее или медленнее, чем его нарастание (или наоборот).

В отличие от этого, при использовании сигнала производной (МКГ или ЭКГ), характеристика сигнала (например, комплекс QRS) содержит два пика, один соответствующий нарастающему фронту (например, QR), а другой – спадающему фронту (например, RS) во временной области (например, комплекса QRS). Это означает, что в области производных любое различие (диспропорцию или асимметрию) обнаруживать значительно легче, например, поскольку указанные два пика будут иметь разные формы и/или амплитуды. То же самое справедливо и для других пиков и характеристик усредненных сигнала или сигналов производных по времени.

Кроме того, слабые флуктуации больших абсолютных величин (например, сигналов с большими сдвигами или смещениями по постоянному току) легче

увидеть в области производных, чем интегральной области. Это объясняется тем, что в области производных тенденции увеличения или уменьшения (или градиент/крутизну) можно видеть в виде положительного или отрицательного сигнала. Для достаточно сдвинутого (или смещенного) сигнала все значения могут
5 оставаться положительными (или отрицательными), несмотря на слабые флуктуации, затрудняющие определить тренд.

Это иллюстрируется фиг. 22А-Ф. Фиг. 22А и 22С изображают произвольные сигналы во временной области со смещением и без смещения. В отличие от этого, фиг. 22В и 22D изображают те же сигналы в области производных, где можно
10 видеть, что эффект смещения устранен.

Фиг. 22А-D также иллюстрируют тот факт, что в области производных большая абсолютная величина с малой флуктуацией (например, 1000 ± 10) не отличается от малой абсолютной величины с такой же флуктуацией (1 ± 10), когда наблюдать можно только флуктуацию (например, ± 10) (т.е. пик с амплитудой -10 и
15 второй пик с амплитудой +10). В интегральной области эти флуктуации составляют соответственно 1% и 1000% абсолютной величины сигнала, и при изменяющихся данных могут затруднить обнаружение порога, в частности в случае большой абсолютной величины с малыми флуктуациями (например, 1000 ± 10), так как все значения могут быть положительными.

Кроме того, для массивов данных или сигналов с увеличивающимся (или уменьшающимся) смещением по постоянному току или низкой частоте, небольшие флуктуации могут быть более отчетливо видны в области производных, чем в
20 интегральной области. Это иллюстрируют фиг. 22Е-Ф, где можно видеть, что незначительные изменения могут быть обнаружены в производной, даже когда смещение не постоянно.

Как таковое, использование области производных в способах для различных вариантов осуществления изобретения может сделать диагностические измерения более устойчивыми к смещениям или сдвигам (например, по постоянному току), т.е. происходит измерение только изменения. Это может облегчить решение проблем в
30 ситуациях, например, когда интерес представляет пороговая величина и ее требуется измерить. В частности, это может касаться ситуации, когда, например, в сигнале МКГ требуется определить величину или место перехода от положительного значения к отрицательному, но, когда из-за смещения или сдвига (например, по постоянному току) все значения сигнала являются положительными
35 или отрицательными.

Из вышеизложенного можно видеть, что настоящее изобретение обеспечивает усовершенствованную систему магнитометра для медицинского использования.

5 Согласно предпочтительным вариантам осуществления настоящего изобретения, это достигается по меньшей мере путем получения одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося магнитного поля определенной области тела пациента, усреднения указанного сигнала или сигналов, и использования усредненного сигнала или сигналов для анализа магнитного поля, создаваемого указанной областью тела пациента.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

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

5 получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента,

усредняют указанный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, за множество периодов, и

10 используют усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

2. Способ по п. 1, в котором получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента включает в себя:

использование детектора для формирования сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

20

3. Способ по п. 1 или п. 2, в котором получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента включает в себя:

использование детектора для формирования сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени магнитному полю определенной области тела пациента, и

дифференцирование сформированного сигнала с целью получения сигнала, соответствующего производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

30

4. Способ использования электрокардиографической системы для анализа электрического потенциала области тела пациента, содержащий этапы, на которых:

получают один или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала области тела пациента,

35

усредняют указанный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, за множество периодов, и

используют усредненный сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени, для анализа электрического потенциала, создаваемого определенной областью тела пациента.

5. Способ по п. 4, в котором получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента включает в себя:

использование детектора для формирования сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента.

6. Способ по п. 4 или п. 5, в котором получение одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента включает в себя:

использование детектора для формирования сигнала с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени электрическому потенциалу определенной области тела пациента, и

дифференцирование сформированного сигнала с целью получения сигнала, соответствующего производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента.

7. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором один или более полученных сигналов представляют собой один или более оцифрованных сигналов, причем способ включает в себя:

усреднение оцифрованного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

использование усредненного оцифрованного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа определенной области тела пациента.

8. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором усреднение сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов содержит этапы, на которых:

используют пусковой сигнал для выявления каждого повторяющегося периода сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, и усредняют сигнал за множество выявленных периодов, причем пусковой сигнал определяют, используя сигнал или сигналы, соответствующие производной по времени.

9. Способ по любому из предшествующих пунктов, дополнительно содержащий фильтрацию сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

10. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором использование усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, включает в себя извлечение одного или более диагностических параметров из усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

11. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором использование усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, включает в себя использование указанных сигналов без интегрирования.

12. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором рассматриваемой областью тела пациента является одна из следующих: брюшная полость, мочевой пузырь, сердце, голова, мозг, грудная клетка, матка, один или более утробных плодов или мышцы.

13. Система магнитометра для медицинского использования, содержащая: один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента,

схему обнаружения, выполненную с возможностью получения от одного или более детекторов одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от обнаруженного изменяющегося во времени магнитного поля, и

схему усреднения, выполненную с возможностью усреднения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

при этом система магнитометра выполнена с возможностью использования усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа магнитного поля, создаваемого определенной областью тела пациента.

14. Система по п. 13, в которой один или более детекторов и схема обнаружения выполнены с возможностью формирования сигнала или сигналов с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

15. Система по п. 13 или п. 14, в которой один или более детекторов и схема обнаружения выполнены с возможностью формирования сигнала или сигналов с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени магнитному полю определенной области тела пациента,

причем система дополнительно содержит схему обработки, выполненную с возможностью дифференцирования сигнала или сигналов магнитного поля с целью получения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени магнитного поля определенной области тела пациента.

16. Электрокардиографическая система для медицинского использования, содержащая:

один или более детекторов для обнаружения изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента,

схему обнаружения, выполненную с возможностью получения от одного или более детекторов одного или более сигналов, соответствующих производной по времени от обнаруженного изменяющегося во времени электрического потенциала,

схему усреднения, выполненную с возможностью усреднения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов,

причем электрокардиографическая система выполнена с возможностью использования усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа электрического потенциала, создаваемого определенной областью тела пациента.

17. Система по п. 16, в которой один или более детекторов и схема обнаружения выполнены с возможностью формирования сигнала или сигналов с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента.

18. Система по п. 16 или п. 17, в которой один или более детекторов и схема обнаружения выполнены с возможностью формирования сигнала или сигналов с изменяющейся во времени амплитудой, которая соответствует изменяющемуся во времени электрическому потенциалу определенной области тела пациента,

5 причем система дополнительно содержит схему обработки, выполненную с возможностью дифференцирования сигнала или сигналов электрического потенциала с целью получения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени от изменяющегося во времени электрического потенциала определенной области тела пациента.

10 19. Система по любому из п.п. 13-18, в которой:

 указанные один или более полученных сигналов представляют собой один или более оцифрованных сигналов,

 схема усреднения выполнена с возможностью усреднения оцифрованного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов, при этом

15 система выполнена с возможностью использования усредненного оцифрованного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, для анализа определенной области тела пациента.

20 20. Система по любому из п.п. 13-19, в которой схема усреднения выполнена с возможностью усреднения сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, за множество периодов посредством:

 использования пускового сигнала для выявления каждого повторяющегося периода сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, и

 усреднения сигнала за множество выявленных периодов,

 причем схема усреднения выполнена с возможностью определения пускового сигнала с использованием сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

30 21. Система по любому из п.п. 13-20, дополнительно содержащая один или более фильтров, выполненных с возможностью фильтрации сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

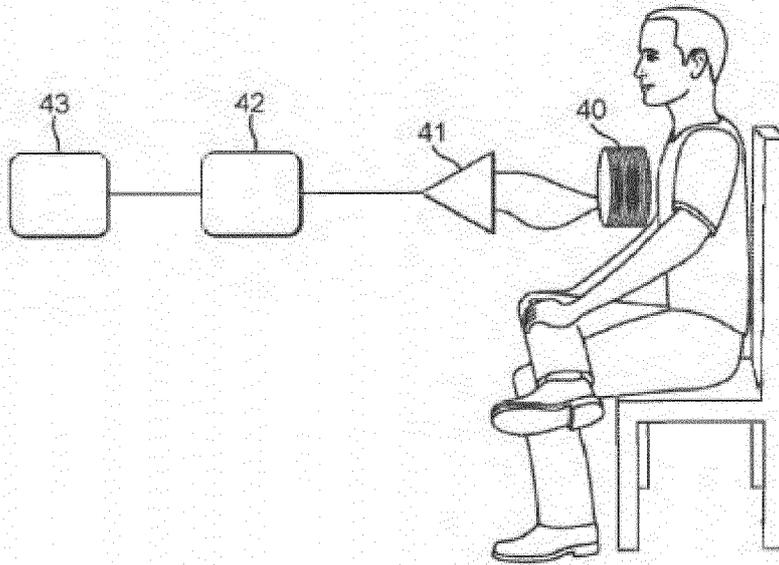
35 22. Система по любому из п.п. 13-21, выполненная с возможностью анализа усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени,

путем извлечения одного или более диагностических параметров из усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

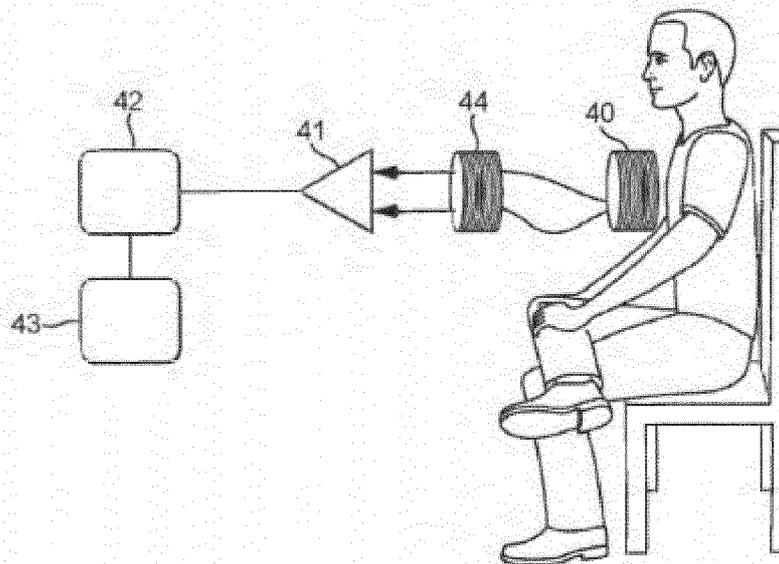
5 23. Система по любому из п.п. 13-22, выполненная с возможностью анализа усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени, без интегрирования указанных усредненного сигнала или сигналов, соответствующих производной по времени.

10 24. Система по любому из п.п. 13-23, в которой рассматриваемой областью тела пациента является одна из следующих: брюшная полость, мочевой пузырь, сердце, голова, мозг, грудная клетка, матка, один или более утробных плодов или мышцы.

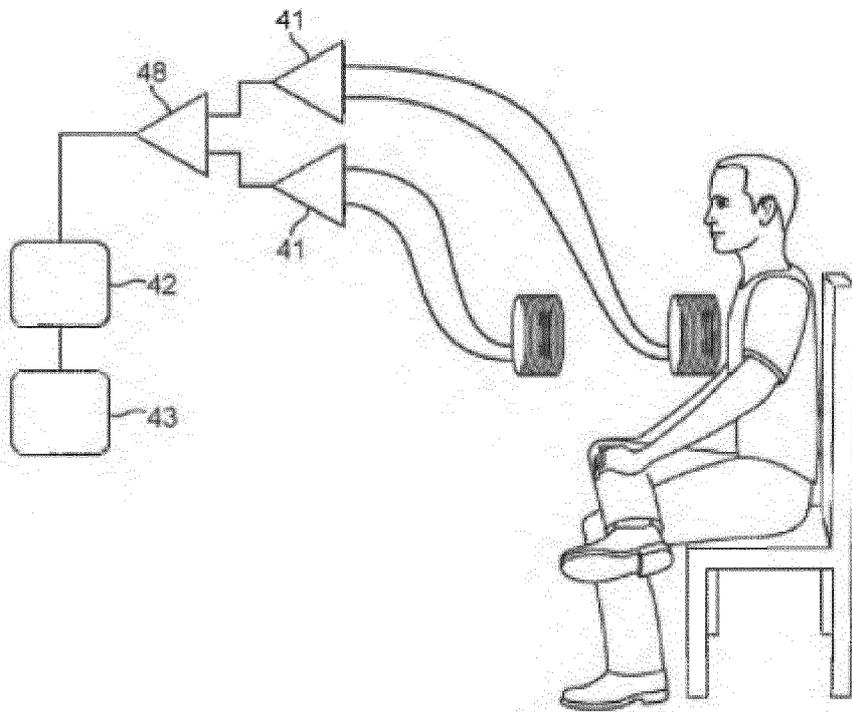
1



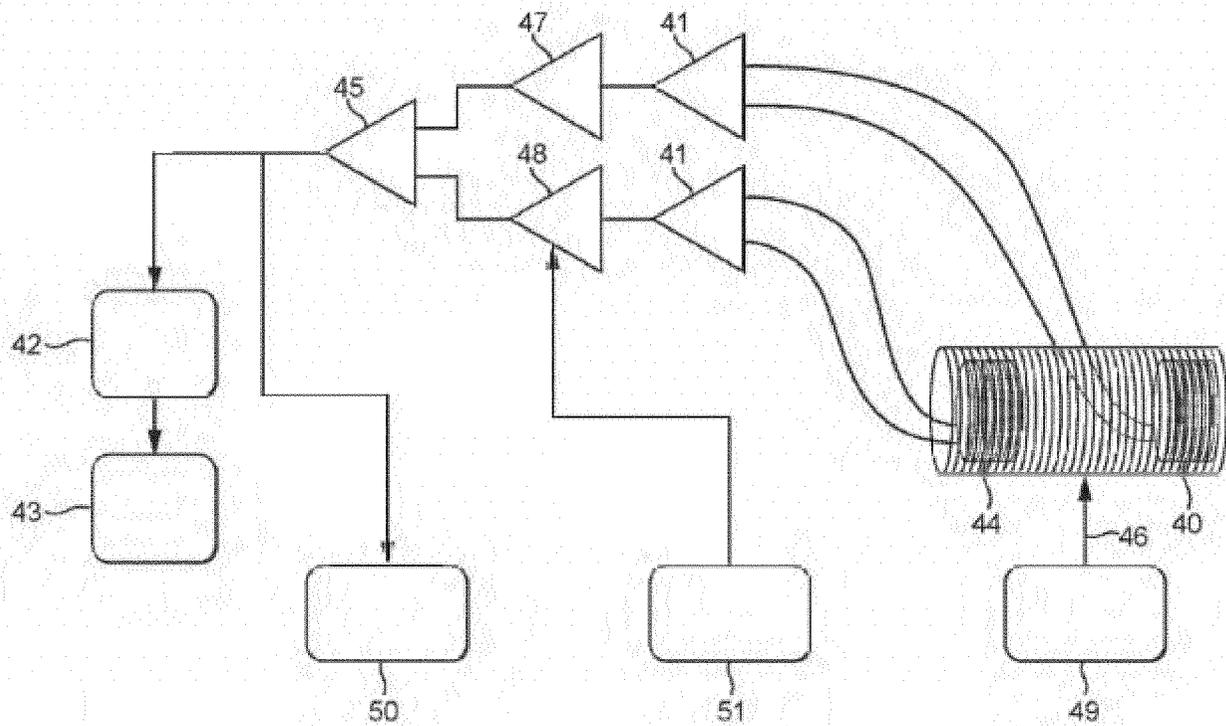
ФИГ. 1



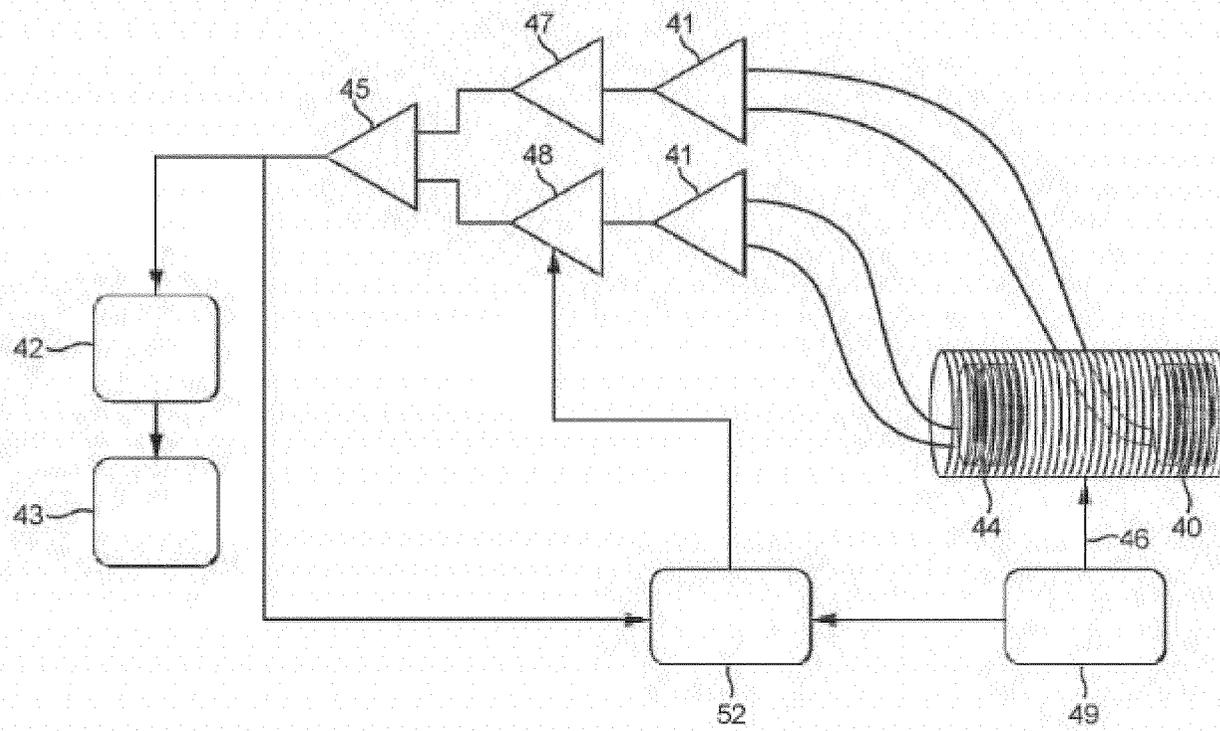
ФИГ. 2



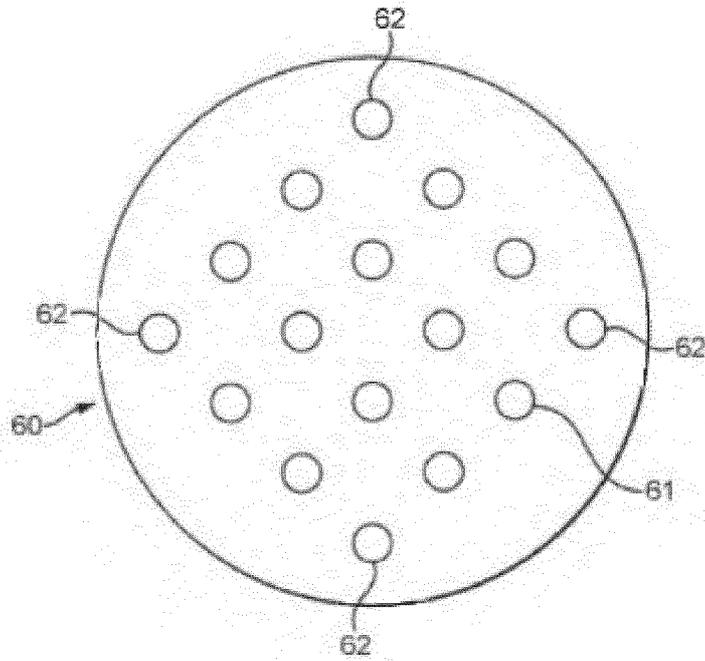
ФИГ. 3



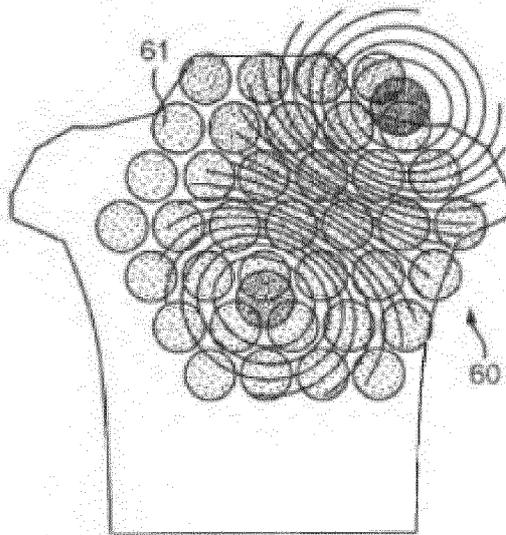
ФИГ. 4



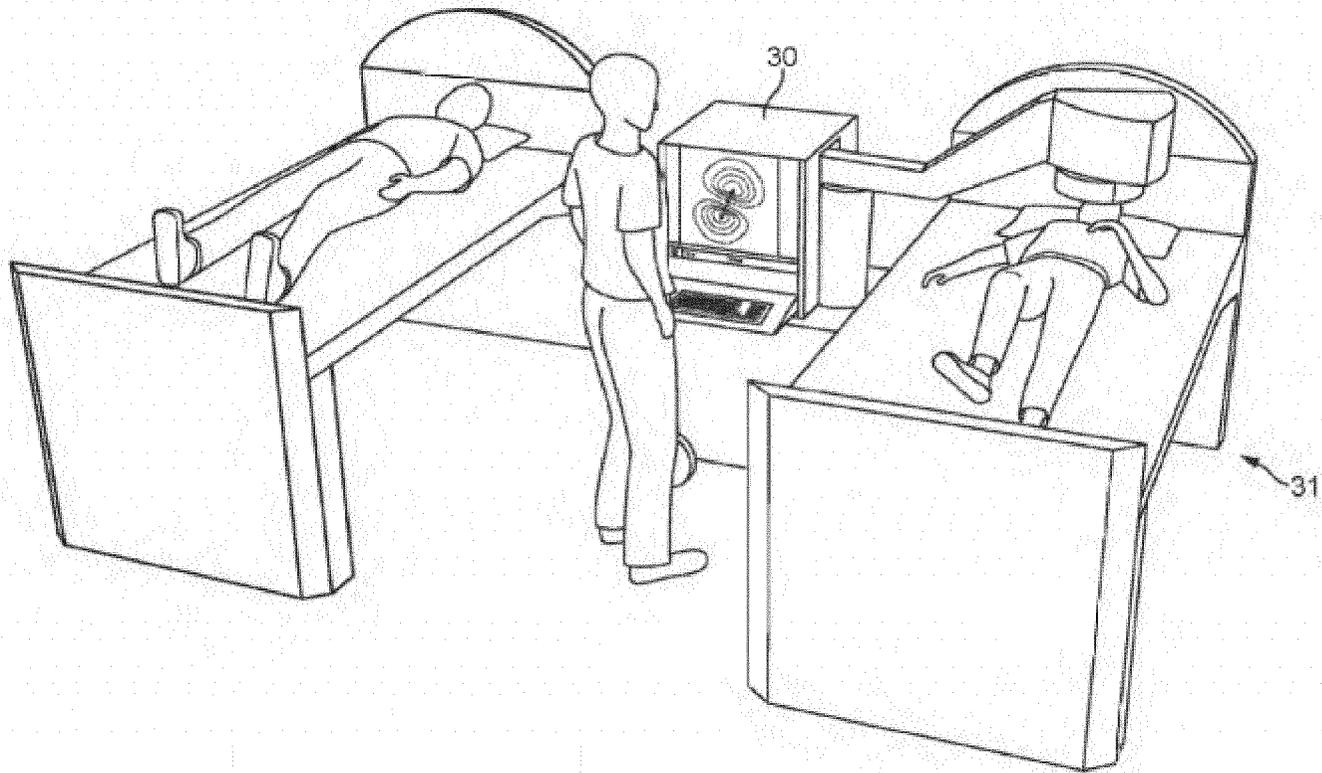
Фиг. 5



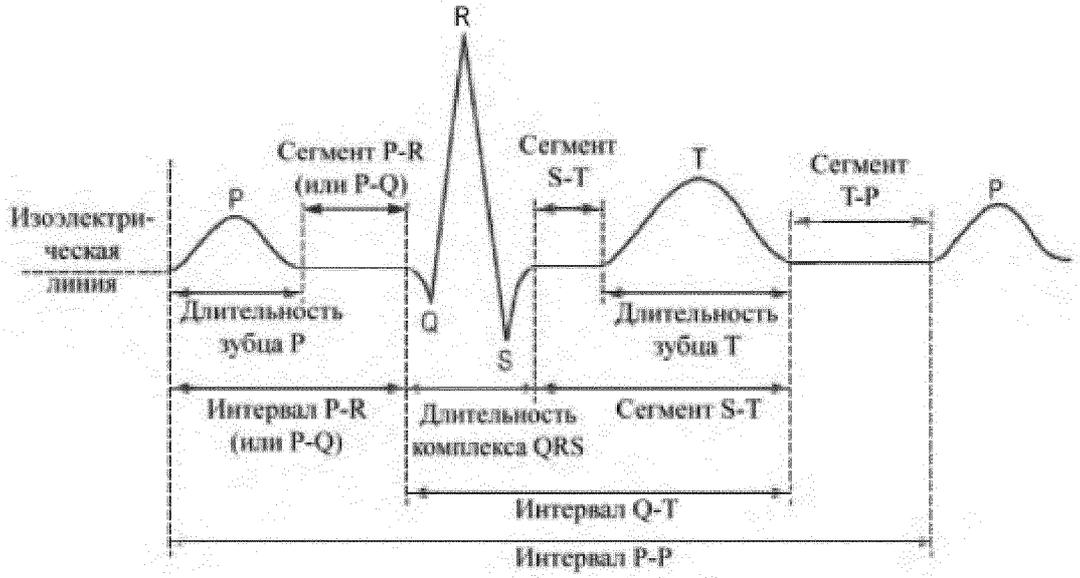
ФИГ. 6А



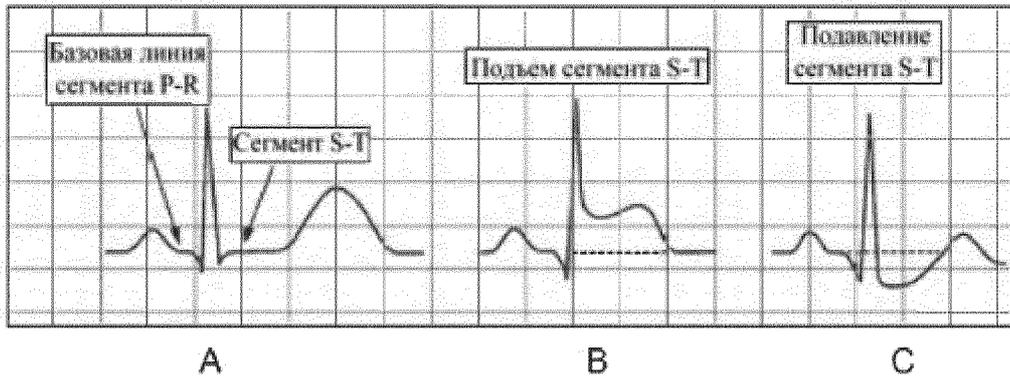
ФИГ. 6В



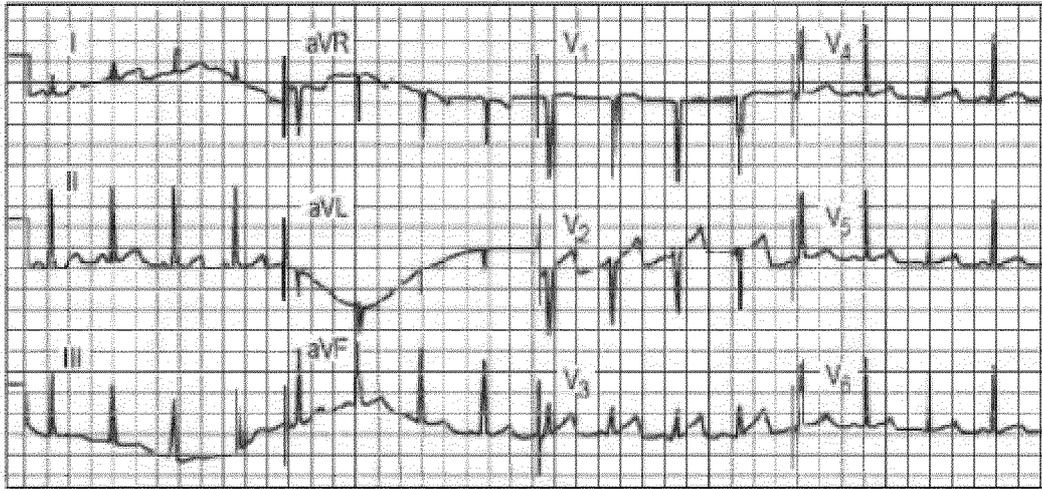
ФИГ. 7



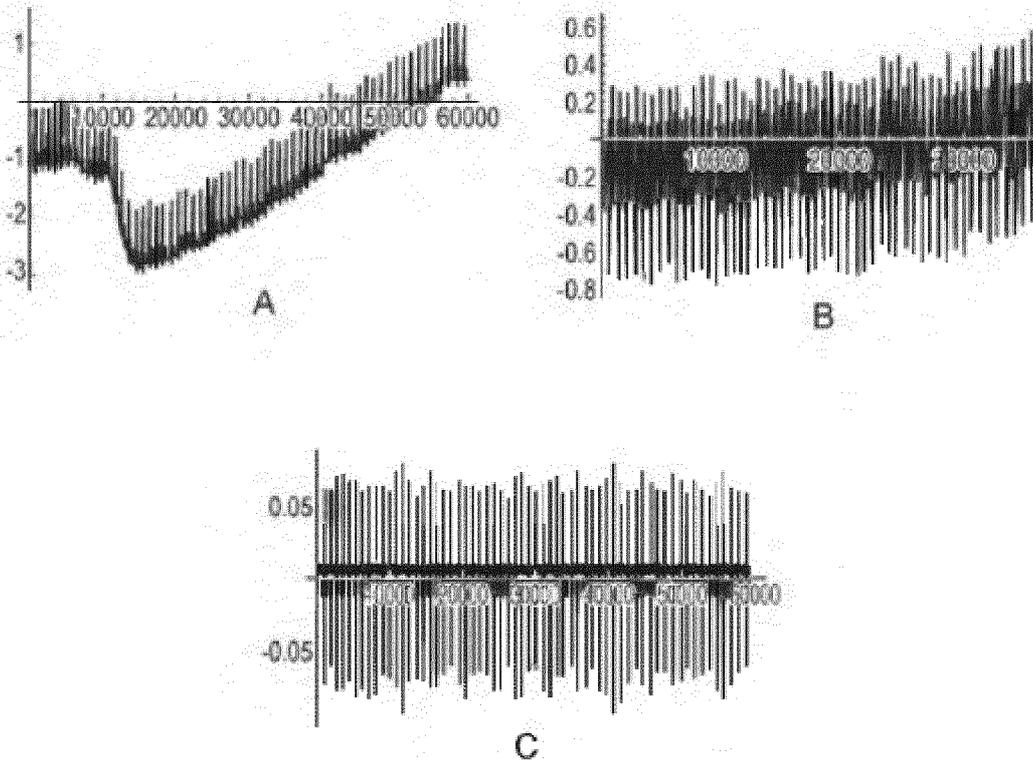
ФИГ. 8



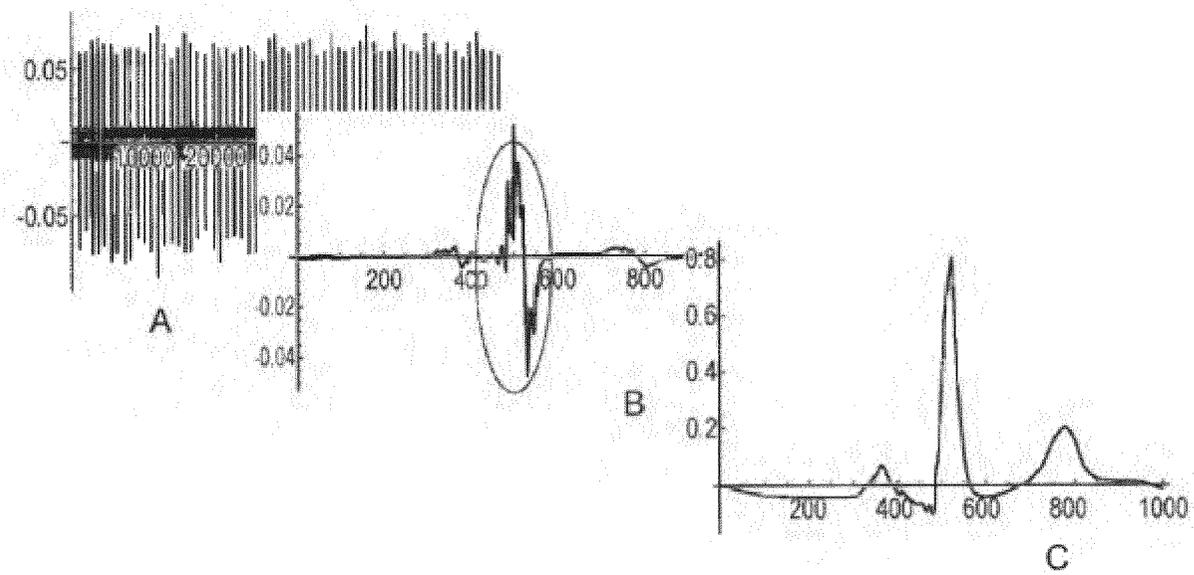
ФИГ. 9



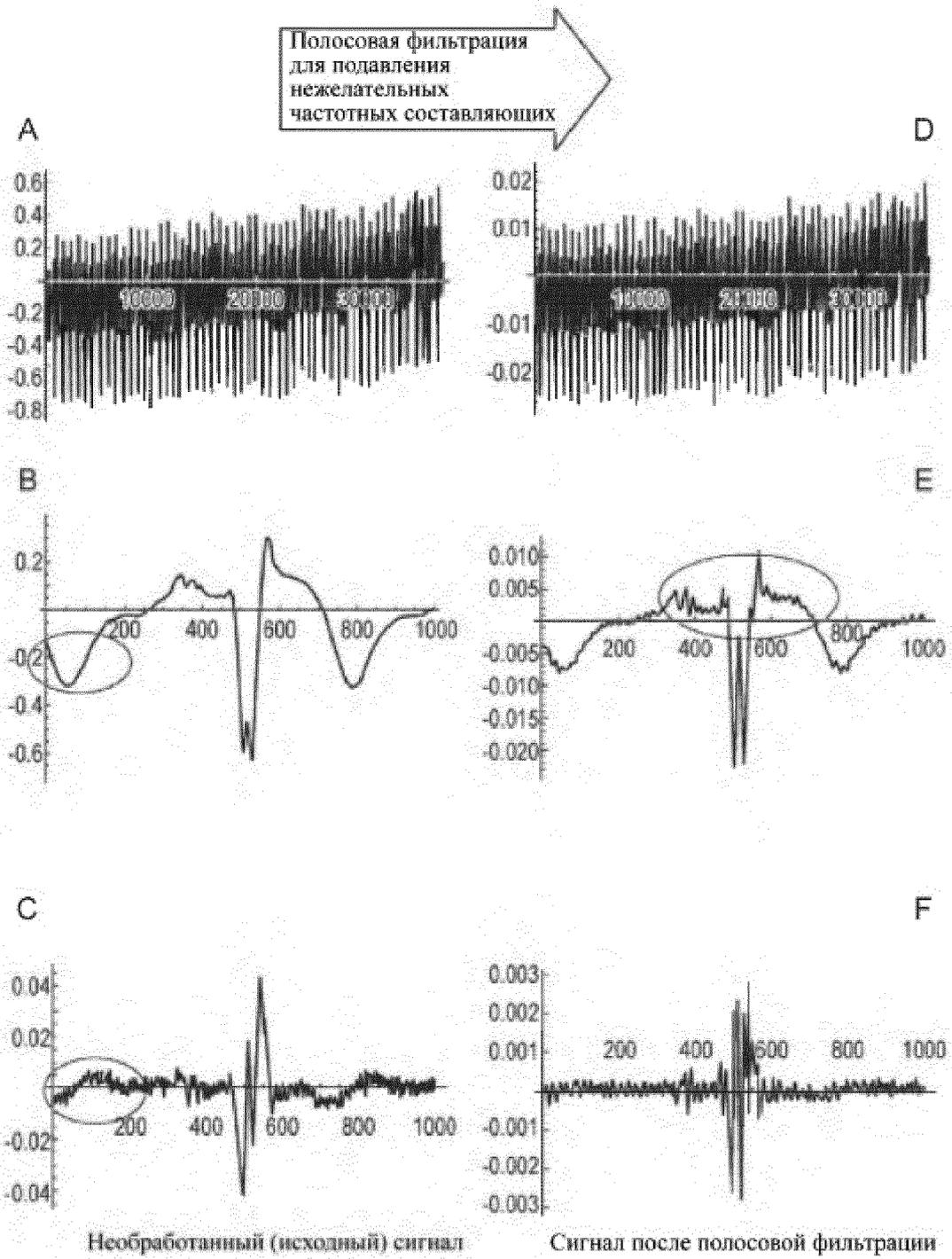
ФИГ. 10



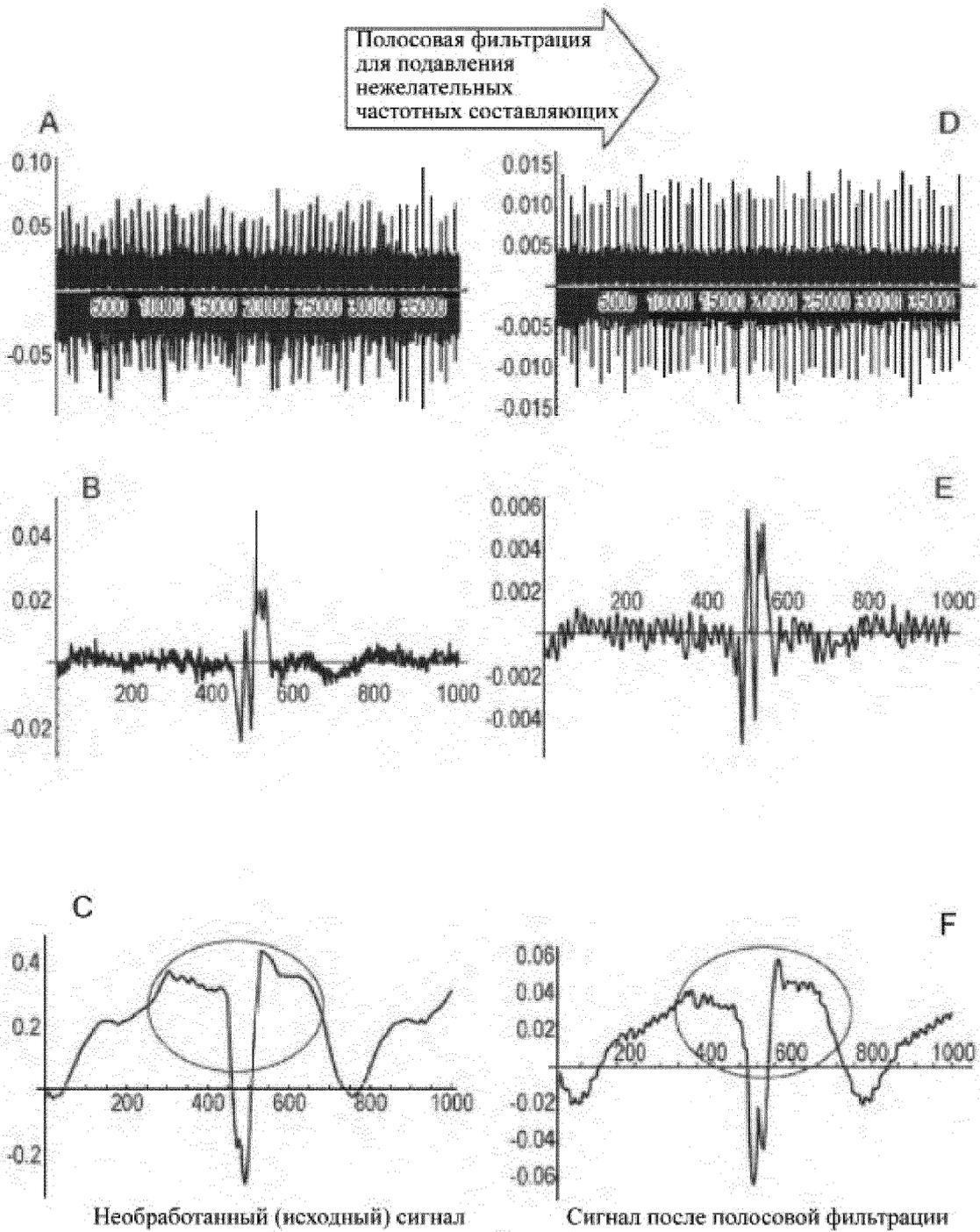
ФИГ. 11



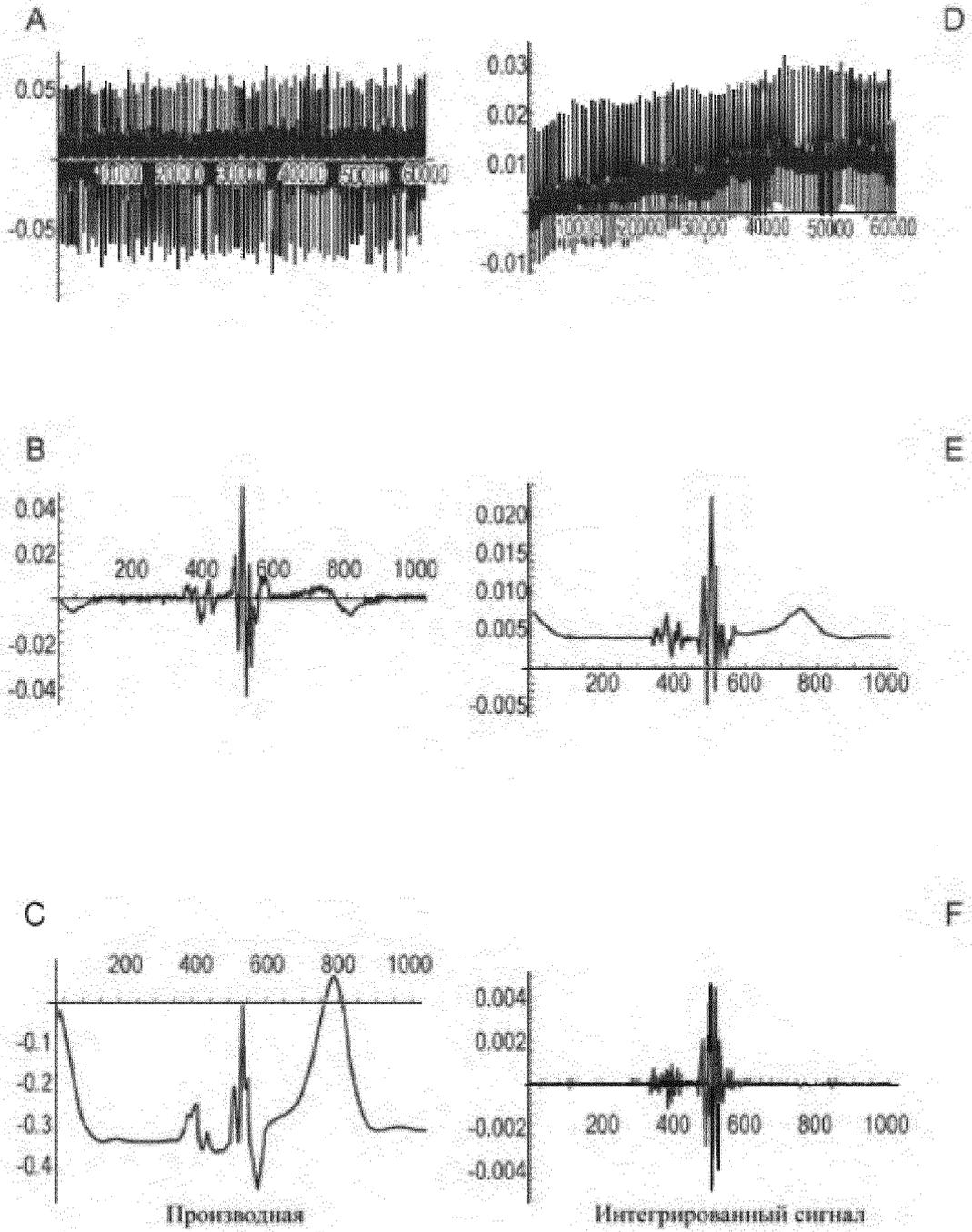
ФИГ. 12



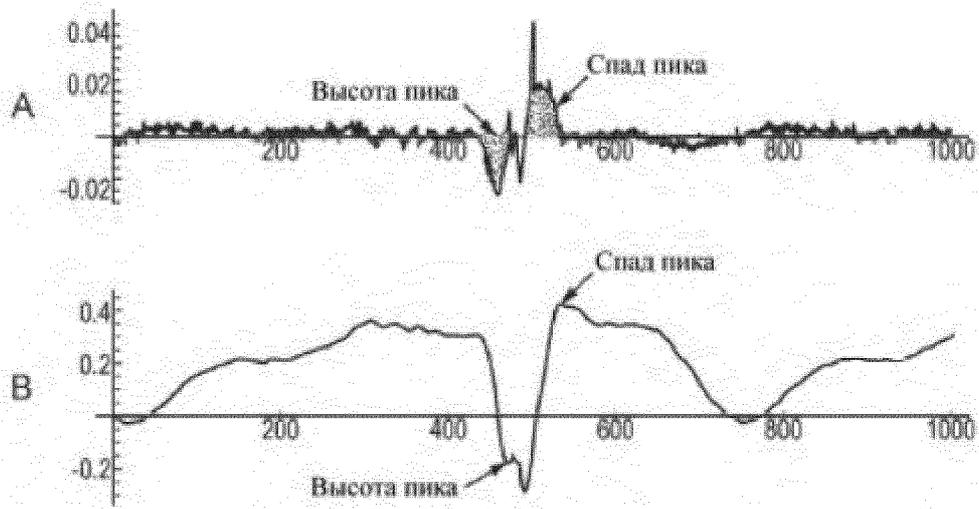
ФИГ. 13



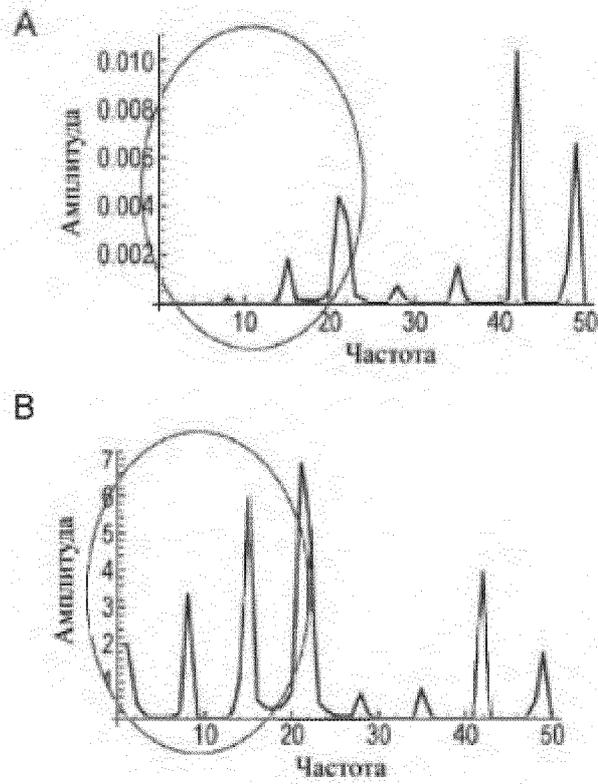
ФИГ. 14



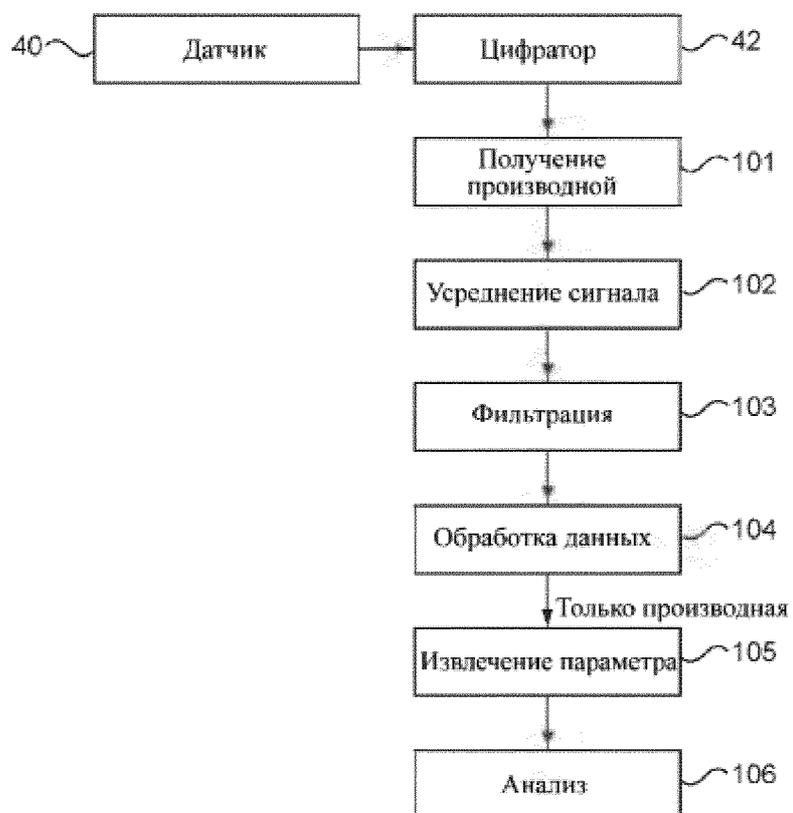
ФИГ. 15



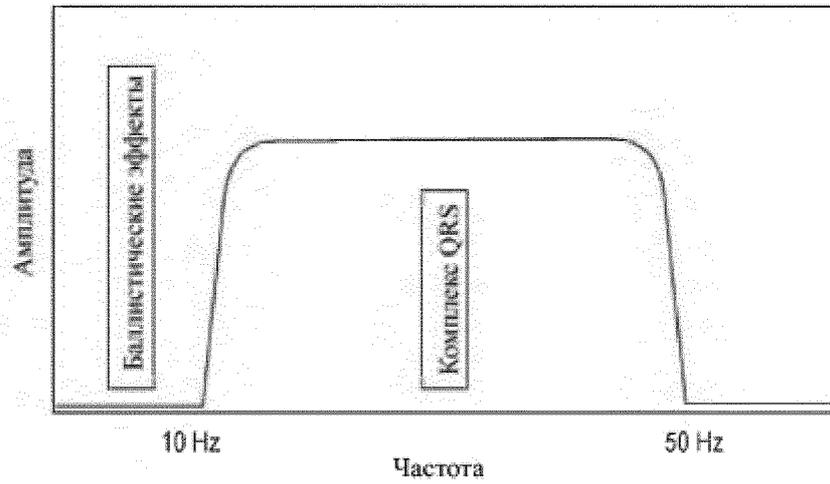
ФИГ. 16



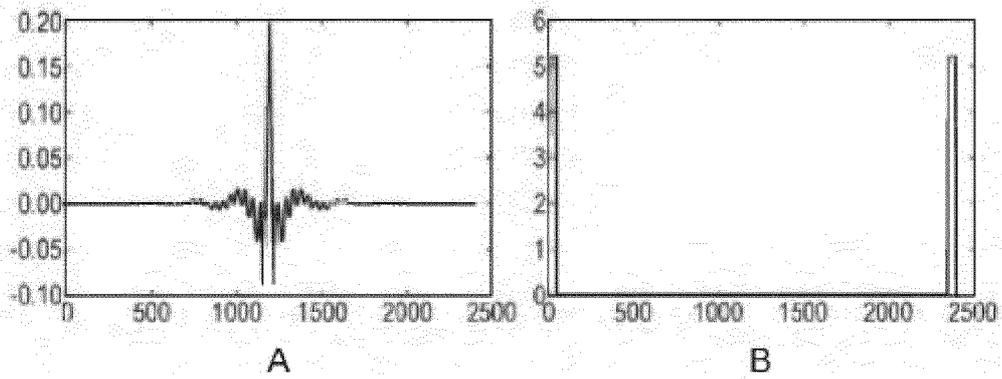
ФИГ. 17



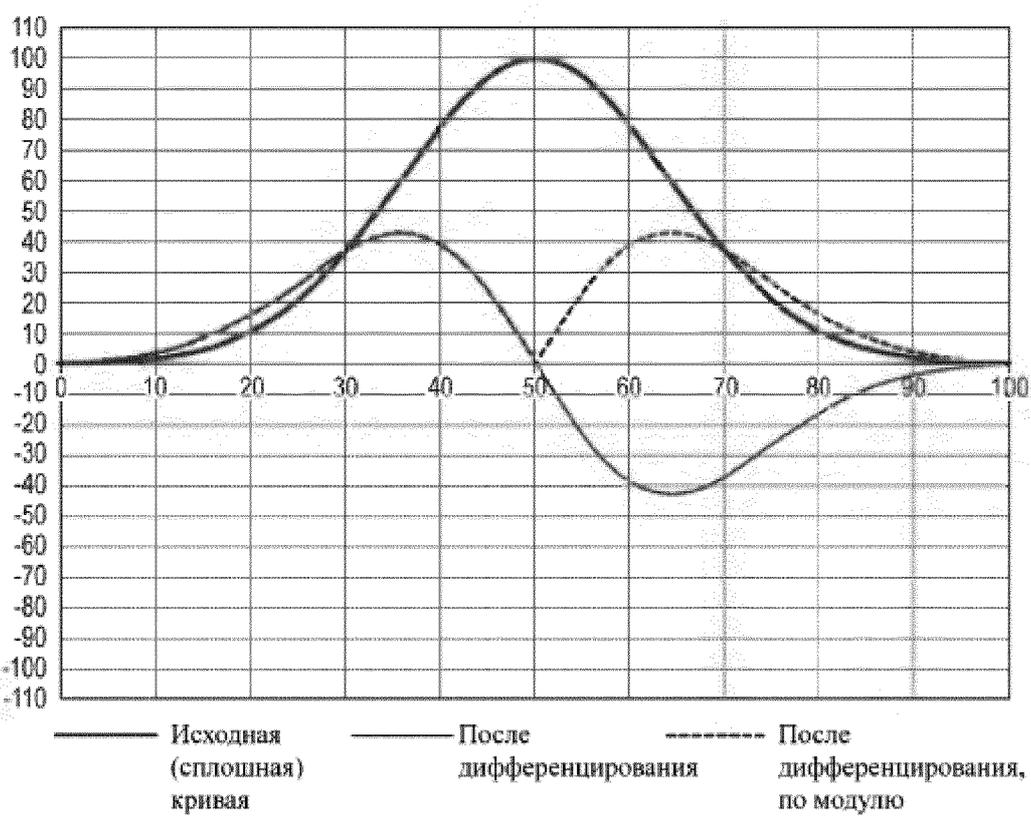
ФИГ. 18



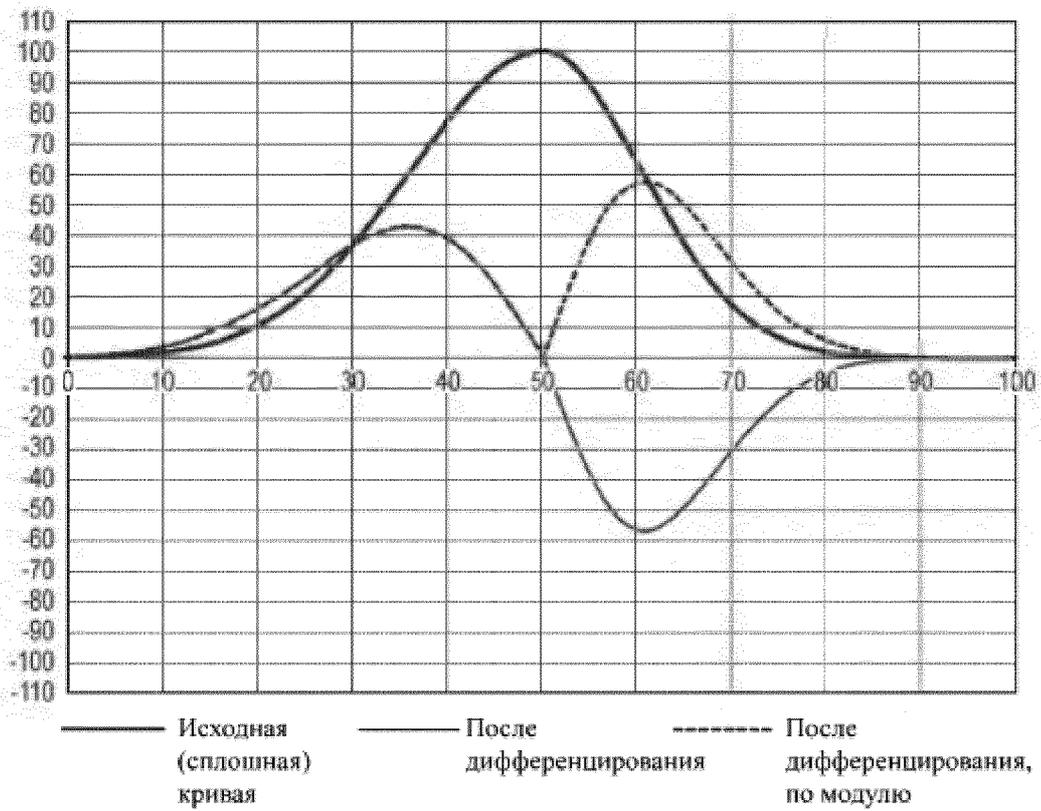
ФИГ. 19



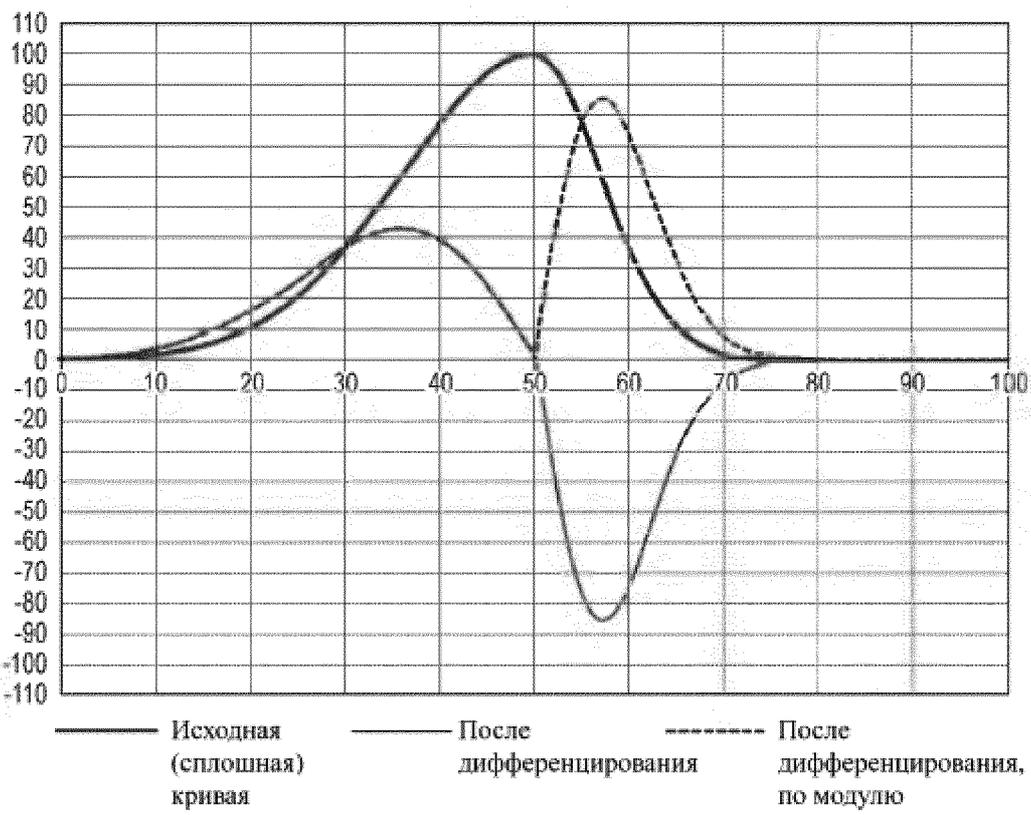
ФИГ. 20



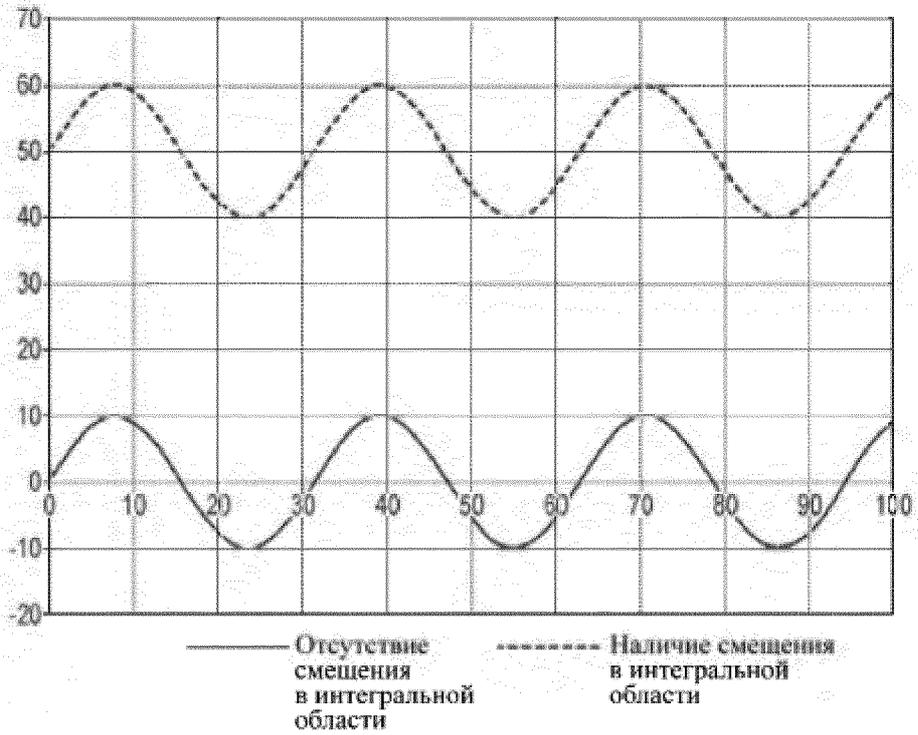
ФИГ. 21А



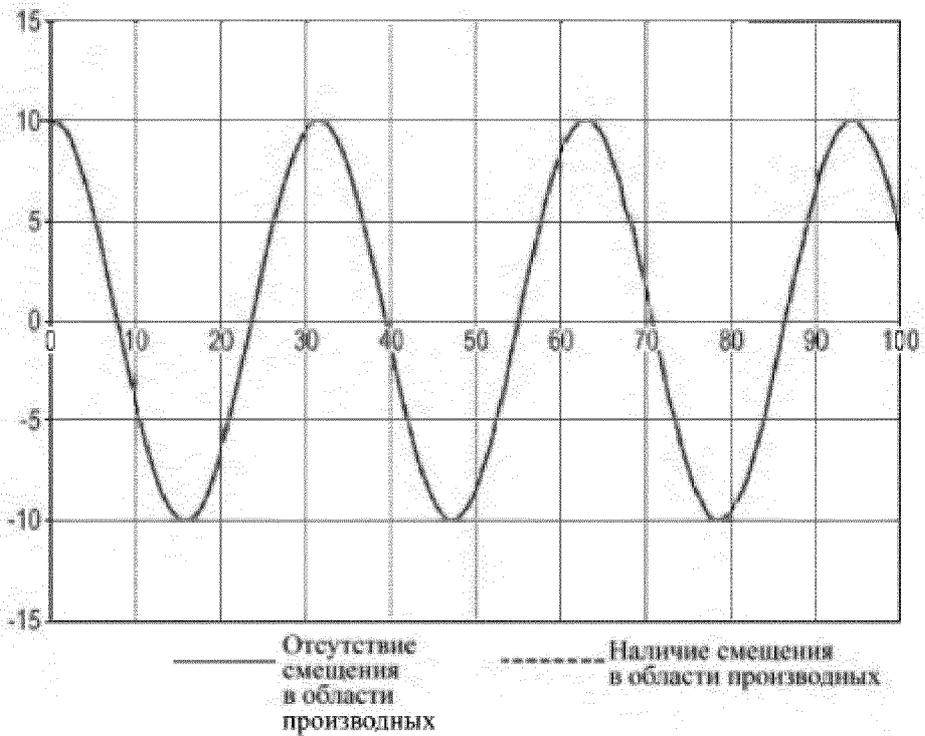
ФИГ. 21В



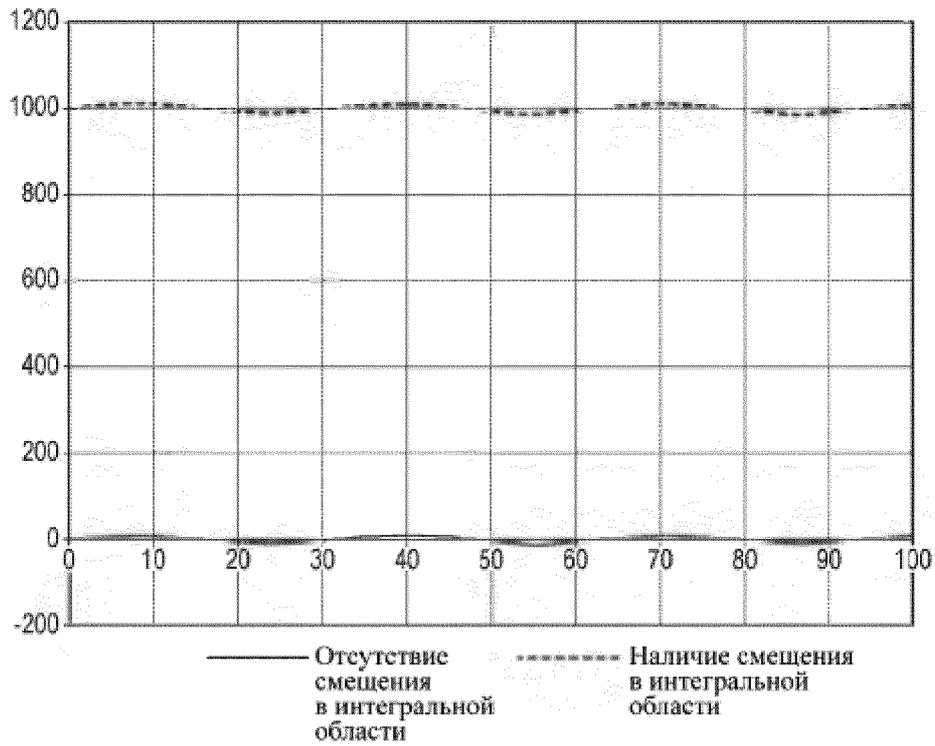
ФИГ. 21С



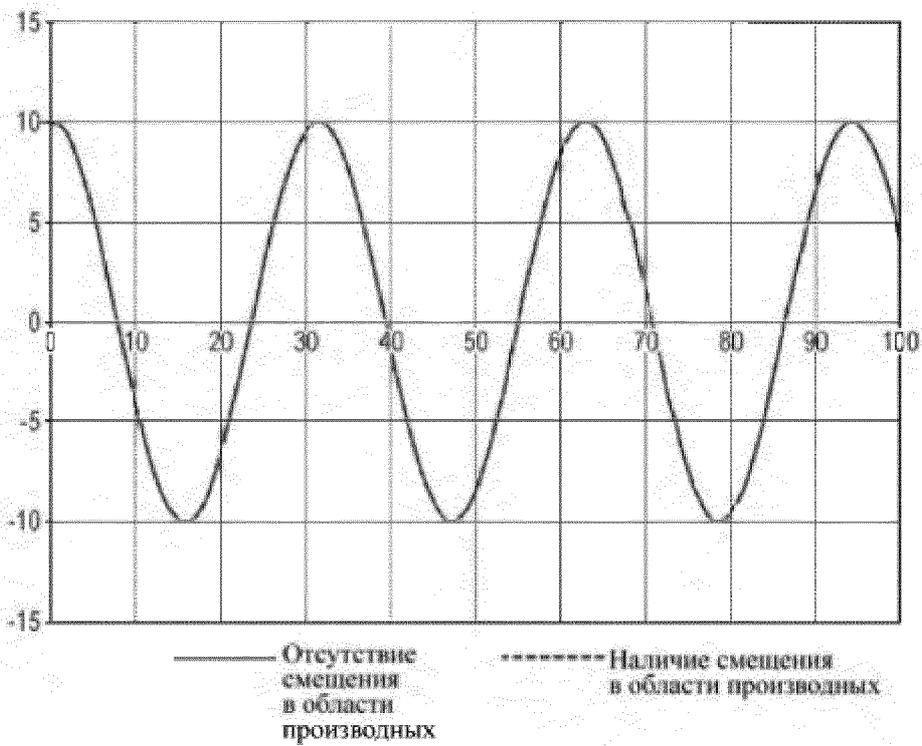
ФИГ. 22А



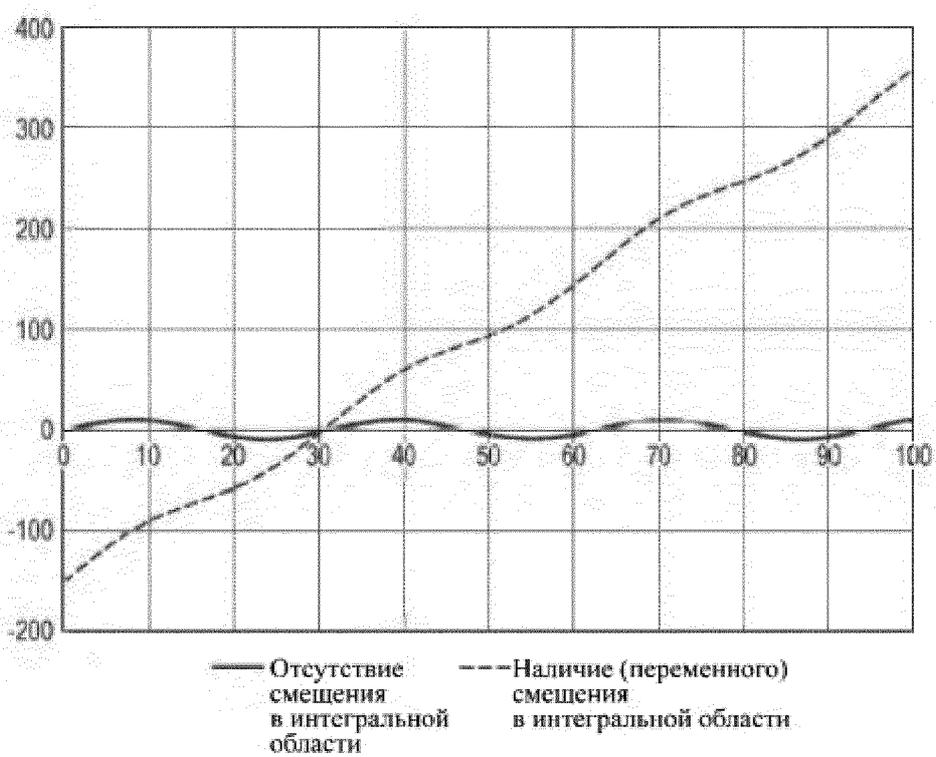
ФИГ. 22В



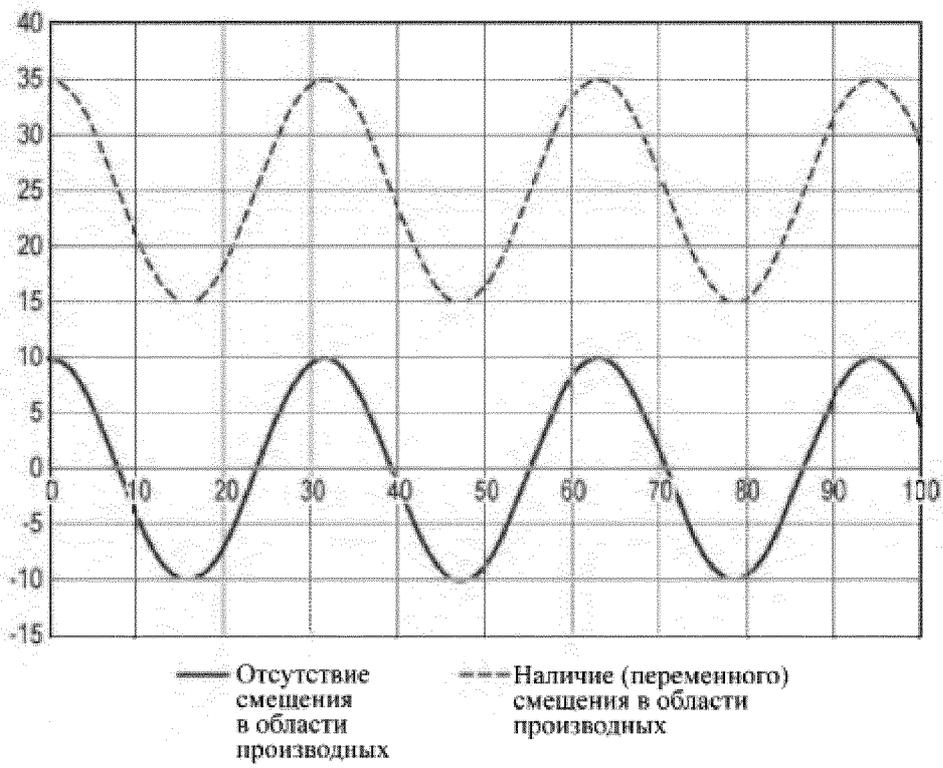
ФИГ. 22С



ФИГ. 22D



ФИГ. 22Е



ФИГ. 22F