

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **201991859** (13) **A1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2020.03.27

(51) Int. Cl. *A61B 5/04* (2006.01)
G01R 33/00 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)

(22) Дата подачи заявки
2018.11.29

(54) КОНФИГУРАЦИЯ ДАТЧИКОВ В МАГНИТОМЕТРЕ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

(31) **1719876.3**

(32) **2017.11.29**

(33) **GB**

(86) **PCT/GB2018/053451**

(87) **WO 2019/106365 2019.06.06**

(71) Заявитель:

КРЕАВО МЕДИКАЛ

ТЕКНОЛОДЖИЗ ЛИМИТЕД (GB)

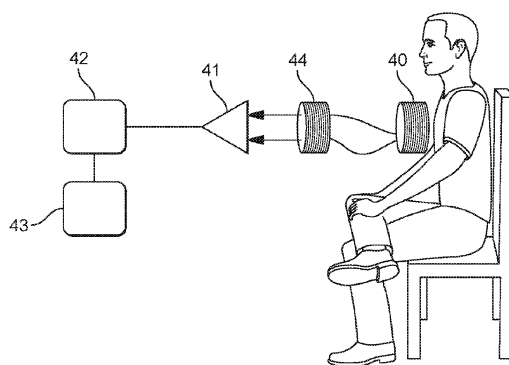
(72) Изобретатель:

Грант Ричард Теодор (GB)

(74) Представитель:

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

(57) Настоящее изобретение относится к магнитометрической системе медицинского назначения, содержащей одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля. Каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или больше. Каждая индукционная катушка содержит магнитный сердечник. Магнитометрическая система также содержит цепь детектирования, соединенную с каждой катушкой и выполненную с возможностью преобразования тока или напряжения, генерируемых в катушке переменным во времени магнитным полем, в выходной сигнал для использования при анализе переменного во времени магнитного поля.



A1

201991859

201991859

A1

КОНФИГУРАЦИЯ ДАТЧИКОВ В МАГНИТОМЕТРЕ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Область техники, к которой относится изобретение

Технология, раскрытая в настоящем документе, относится к способам и устройству для медицинской магнитометрии и, в частности, к способам и устройству для обработки сигнала от магнитометра медицинского назначения, например, для использования в качестве кардиомагнитометра.

Предшествующий уровень техники

Во многих медицинских ситуациях возможность измерения магнитных полей, связанных с человеческим телом или создаваемых им, может оказаться полезной для диагностических целей. Например, магнитное поле сердца содержит информацию, которая не содержится в ЭКГ (электрокардиограмме), поэтому изображение (скан) в виде магнитокардиограммы может обеспечивать иную диагностическую информацию, дополнительную по отношению к традиционной ЭКГ.

Большинство современных кардиомагнитометров конструируют с использованием сверхчувствительных СКВИД-датчиков (на основе сверхпроводящего квантового интерферометра, т.н. СКВИД). Однако СКВИД-магнитометры очень дороги в эксплуатации, так как они требуют криогенного охлаждения. Их вспомогательная аппаратура и вакуумные камеры также представляют собой объемные узлы оборудования. Это ограничивает пригодность СКВИД-магнитометров для использования в лечебных учреждениях, например, в связи с факторами стоимости и транспортабельности.

Другой известный вид магнитометра представляет собой магнитометр с индукционной катушкой. Магнитометры с индукционной катушкой имеют преимущество перед СКВИД-магнитометрами, состоящее в том, что криогенное охлаждение не является обязательно необходимым, они относительно недороги и технологичны, могут быть использованы в широком диапазоне применений и не обладают чувствительностью по постоянному току.

Однако магнитометры с индукционной катушкой не нашли широкого применения в магнитокардиографии, поскольку магнитокардиография требует восприятия слабого поля ($< \text{нТ}$), низкой частоты ($< 100 \text{ Гц}$), при этом обычные конструкции магнитометров с индукционной катушкой, которые могут обеспечивать такие значения чувствительности, слишком велики для практического применения в качестве кардиозонда.

Авторы настоящего изобретения решали эти проблемы в своей более ранней заявке WO2014/006387, где раскрыты способ и устройство детектирования и анализа полезных с точки зрения медицины магнитных полей, в которых использована индукционная катушка (или катушки) особой конфигурации для детектирования магнитного поля пациента (испытуемого).

Несмотря на это, авторы изобретения считают, что остаются возможности для альтернативных конфигураций и усовершенствований конструкции и применения магнитометров в медицинских целях, и, в частности, для кардиомагнитного измерения и/или получения изображений.

Сущность изобретения

Согласно первому аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается магнитометрическая система медицинского назначения, содержащая:

одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или менее и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или более, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка в вариантах осуществления содержит магнитный сердечник; и

цепь детектирования, соединенную с каждой катушкой и выполненную с возможностью преобразования тока или напряжения, генерируемых в катушке переменным во времени магнитным полем, в выходной сигнал для использования при анализе переменного во времени магнитного поля.

Согласно второму аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается способ анализа магнитного поля части тела пациента, включающий в себя следующие этапы:

используют одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля части тела пациента, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или менее и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или более, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка в вариантах осуществления содержит магнитный сердечник;

преобразуют ток или напряжение, генерируемые в каждой катушке переменным во времени магнитным полем части тела пациента, в выходной сигнал; и

используют выходной сигнал или сигналы от катушки или катушек для анализа магнитного поля, генерируемого частью тела пациента.

Согласно третьему аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается катушка, предназначенная для детектирования переменного во времени магнитного поля части тела пациента, содержащая:

индукционную катушку, имеющую максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или больше; и

магнитный сердечник в вариантах осуществления.

Технология, раскрытая в настоящем документе, предлагает способ и устройство для детектирования и анализа медицинских полей, которые полезны с точки зрения медицины или могут быть использованы в качестве вспомогательного средства для проведения медицинской диагностики, например магнитного поля части тела пациента (например, сердца пациента). Однако в отличие от существующих конструкций медицинских магнитометров, например кардиомагнитометров, в технологии, раскрытой в настоящем документе, использована индукционная катушка или катушки (т.е. катушка, оба конца которой соединены с усилителем) специальной конфигурации для детектирования магнитного поля пациента (например, сердца пациента). Как будет подробнее описано ниже, авторы изобретения выяснили, что индукционные катушки, имеющие конкретную конфигурацию согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, могут применяться для обеспечения медицинского магнитометра, который может быть переносным, относительно недорогим, пригодным к эксплуатации при комнатной температуре и без необходимости магнитного экранирования, и тем не менее, может при этом обеспечивать достаточную чувствительность, точность и разрешение, чтобы быть пригодными для медицинского использования.

Благодаря ограничению внешнего диаметра катушки величиной 10 см или менее, обеспечивают катушку, имеющую общий размер, позволяющий достигать пространственного разрешения, подходящего для медицинской магнитометрии (и, в частности, для магнитокардиографии).

Задание отношения длины катушки к ее внешнему диаметру равным 0,9 или более фактически означает, что катушка является довольно длинной (вдоль своей оси) относительно своей ширины, например, по сравнению с конфигурацией катушки Брукса (для катушки Брукса это отношение составляет 0,25) и по сравнению со схемой, раскрытой в WO2014/006387 (для которой это отношение

составляет 0,69). Задание отношения длины катушки к ее внешнему диаметру равным 0,6 или более означает, что обмотки катушки плотно уложены в направлении, перпендикулярном оси катушки (т.е. имеют относительно малый разброс расстояний по радиусу от оси катушки в направлении, перпендикулярном оси катушки), например, по сравнению с конфигурацией катушки Брукса (для которой это отношение составляет 0,5) и по сравнению со схемой, раскрытой в WO2014/006387 (для которой это отношение составляет 0,425).

Как будет подробнее описано ниже, авторами изобретения было обнаружено, что эти требования к конфигурации индукционных катушек делают катушку, технология которой раскрыта в настоящем документе, особенно чувствительной к биологическим магнитным полям, таким как, в частности, магнитное поле сердца. В частности, авторы изобретения обнаружили, что эти требования делают катушку особенно чувствительной, когда индукционная катушка содержит магнитомягкий сердечник. Это отличает ее от схемы, раскрытой в WO2014/006387, которая по существу оптимизирована для индукционных катушек, не включающих в себя магнитный сердечник (например, с воздушным сердечником).

Поэтому следует понимать, что технология, раскрытая в настоящем документе, обеспечивает усовершенствованную магнитометрическую систему медицинского назначения.

Магнитометрическая система согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, может применяться в качестве системы и зонда для детектирования любого желаемого магнитного поля, создаваемого пациентом (телом человека (или животного)). Это имеет место в вариантах осуществления, применяемых для детектирования (или анализа) переменного во времени магнитного поля части тела пациента (или создаваемого этой частью), такой как мочевой пузырь, брюшная полость, грудная клетка или сердце, голова или мозг, мышца (мышцы), матка или один или несколько плодов. Таким образом, это может иметь место и имеет место в вариантах осуществления, применяемых для детектирования магнитных полей, относящихся к мочевому пузырю, беременности, мышечной активности, мозгу или сердцу. В различных вариантах осуществления магнитометр используется для (и выполнен с возможностью) одного или более из: магнитокардиографии, магнитоэнцефалографии, анализа и детектирования состояний мочевого пузыря (например, гиперактивный мочевой пузырь), анализа и детектирования аномалий плода и детектирования и анализа преждевременных родов.

В различных конкретных вариантах осуществления магнитометр используется в качестве кардиомагнитометра и для детектирования и анализа магнитного поля сердца пациента.

Таким образом, согласно другому аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается кардиомагнитометрическая система для анализа магнитного поля сердца пациента, содержащая:

одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или менее и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или более, и отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка в вариантах осуществления содержит магнитный сердечник; и

цепь детектирования, соединенную с каждой катушкой и выполненную с возможностью преобразования тока или напряжения, генерируемых в катушке переменным во времени магнитным полем сердца пациента, в выходной сигнал для использования при анализе магнитного поля, генерируемого сердцем пациента.

Согласно другому аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается способ анализа магнитного поля сердца пациента, включающий в себя следующие этапы:

используют одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля сердца пациента, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или менее и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или более, и отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка в вариантах осуществления содержит магнитный сердечник;

преобразуют ток или напряжение, генерируемые в каждой катушке переменным во времени магнитным полем сердца пациента, в выходной сигнал; и

используют выходной сигнал или сигналы от катушки или катушек для анализа магнитного поля, генерируемого сердцем пациента.

Согласно другому аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается катушка, применяемая для детектирования переменного во времени магнитного поля сердца пациента, содержащая:

индукционную катушку, имеющую максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему

диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или больше; и

магнитный сердечник в вариантах осуществления.

Как будет понятно специалистам в данной области техники, эти аспекты технологии, раскрытой в настоящем документе, могут, и в вариантах осуществления действительно включают в себя, один или более, или все опциональные признаки технологии, раскрытой в настоящем документе, в зависимости от конкретного случая.

Магнитометрическая система согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, может содержать единственную катушку. В этом случае катушка может быть расположена соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой или другой частью тела пациента) для снятия показаний в подходящем (единственном) положении взятия отсчетов для исследуемой части тела пациента. В альтернативном варианте осуществления катушку могут перемещать над пациентом (например, над грудной клеткой пациента) для снятия показаний в нескольких различных положениях взятия отсчетов во время использования.

Однако в некоторых вариантах осуществления система содержит несколько катушек, например в некоторых вариантах осуществления по меньшей мере 7, например 7-500 (или более), в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 16, например 16-500 (или более) катушек.

Когда магнитометрическая система содержит несколько катушек, некоторые или все катушки могут быть расположены в виде двух- или трехмерного массива, например, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 7, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 16 катушек, расположенных в виде двух- или трехмерного массива. В этом случае единственный или каждый массив катушек в вариантах осуществления выполнен таким образом, чтобы при расположении соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой или другой частью тела пациента) массив катушек мог снимать показания из подходящего множества положений взятия отсчетов без необходимости дальнейшего перемещения массива над пациентом.

Единственный или каждый массив может иметь требуемую конфигурацию, например, быть массивом правильной или неправильной формы, шестиугольным, прямоугольным или круговым массивом (например, в форме концентрических окружностей) и т.д.

Количество и/или конфигурацию катушек в единственном или каждом массиве в вариантах осуществления выбирают таким образом, чтобы обеспечить надлежащее количество точек взятия отсчетов и/или надлежащий охват для исследуемого участка тела пациента.

В различных вариантах осуществления массив катушек выполняют с возможностью охвата участка, обследуемого с точки зрения биоманнитных характеристик, такого как туловище или сердце. В вариантах осуществления, где магнитометр используется в качестве кардиоманнитометра для детектирования и анализа магнитного поля сердца пациента, единственный или каждый массив представляет собой, в частности, шестиугольный массив из по меньшей мере 7, например 7-50 (или более), в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 16, например 16-50 (или более) катушек.

Может быть предусмотрено большее количество катушек, например, если требуется измерить переменное во времени магнитное поле сердца пациента с повышенным разрешением и/или если требуется измерить переменное во времени магнитное поле части тела пациента отличного от сердца, такого как, в частности, мозг. В соответствии с различными вариантами осуществления единственный или каждый массив может представлять собой, в частности, шестиугольный массив из 7, 19, 37, 61, 91, 127, 169, 217, 271, 331, 397 (или более) катушек.

Магнитометрическая система может содержать единственный слой катушек, или может содержать несколько слоев из одной или более катушек, например, в вариантах осуществления, 2-10 (или более) слоев, т.е. один над другим.

В одном таком варианте осуществления каждый слой катушек содержит единственную катушку. В этом случае магнитометр также может быть расположен соответствующим образом над пациентом (например, над грудной клеткой или другой частью тела пациента) для снятия показаний в подходящем (единственном) положении взятия отсчетов для исследуемой части тела пациента. В альтернативном варианте осуществления магнитометр могут перемещать над пациентом (например, над грудной клеткой пациента) для снятия показаний в нескольких различных положениях взятия отсчетов во время использования. Однако в различных вариантах осуществления один или более, или все слои катушек содержат множество катушек, например, расположенных в двухмерном массиве, при этом один или более, или каждый массив в вариантах осуществления расположены так, как рассмотрено выше для конфигурации в виде двухмерного массива.

В этих вариантах осуществления одна или более, или каждая катушка в каждом слое катушек может быть выровнена относительно одной или более, или каждой катушки в одном или более, или всех других слоях, или иным образом (например, выровнены в противоположных направлениях), по желанию.

Если магнитометрическая система содержит несколько катушек, некоторые или все катушки могут быть соединены, например, параллельно и/или последовательно. Последовательное соединение нескольких катушек вызовет эффект увеличения наведенного напряжения для данной напряженности магнитного поля. Параллельное соединение нескольких катушек вызовет эффект уменьшения теплового шума (шума Джонсона) в катушках. В некоторых вариантах осуществления используют комбинацию последовательного и параллельного соединений для оптимизации баланса напряжения и шумовой характеристики катушек.

В одном варианте осуществления одна или более, или каждая катушка в магнитометрической системе расположена в градиометрической конфигурации, т.е. где две катушки выровнены соосно (в направлении, перпендикулярном плоскости, в которой расположены обмотки каждой катушки), и где сигнал от каждой из катушек суммируется, например, чтобы обеспечить измерение изменения магнитного поля в пространстве.

Единственная или каждая катушка в магнитометрической системе может представлять собой, в частности, любую подходящую катушку для детектирования переменного во времени магнитного поля.

Единственная или каждая катушка в вариантах осуществления выполнена с возможностью быть чувствительной по меньшей мере к магнитным сигналам в диапазоне между 0,1 Гц и 1 кГц, так как это частотный диапазон (большинства) ожидаемых магнитных сигналов сердца. Единственная или каждая катушка может быть чувствительной к магнитным сигналам за пределами этого диапазона. Единственная или каждая катушка в вариантах осуществления чувствительна к магнитным полям в диапазоне от 10 фТ - 100 пТ.

В технологии, раскрытой в настоящем документе, использована индукционная катушка или катушки (т.е. катушка, оба конца которой соединены с усилителем) для детектирования магнитного поля пациента (например, сердца пациента). Каждая катушка должна (и это предусмотрено в вариантах осуществления) содержать одну или более обмоток (например, проводных (проволочных)), расположенных в конфигурации катушки, например, содержащих множество витков провода.

Для обмотки (обмоток) катушки может применяться любой подходящий проводник, например, медный, алюминиевый, серебряный, золотой, а также сплавы и/или покрытия из них. Однако в различных конкретных вариантах осуществления обмотка (обмотки) катушки содержит (содержат) алюминий, в некоторых вариантах осуществления — плакированный медью алюминий. Возможно также, чтобы обмотка (обмотки) катушки содержала (содержали) плакированный серебром алюминий или плакированный золотом алюминий. Использование алюминия вызывает эффект уменьшения веса катушки и, таким образом, веса всей магнитометрической системы. Кроме того, добавление медного (или серебряного, или золотого) плакирования облегчает изготовление благодаря обеспечению возможности использования традиционных методов пайки без необходимости в использовании агрессивных флюсов, которые, как правило, требуются для чистого алюминиевого провода.

Общее количество витков N на единственной или каждой катушке может быть выбрано по желанию. Конкретное количество витков для единственной или каждой катушки составляет от 1000 до 10 000, в некоторых вариантах осуществления — 5000. Однако было бы возможно, чтобы единственная или каждая катушка имела большее количество витков, например, до 50 000 витков, или до 100 000 витков, и т.д.

В различных вариантах осуществления каждая катушка содержит множество слоев витков (т.е. не только один слой витков). Это вызывает эффект увеличения общего количества витков N и, таким образом, индуктивности L катушки, например, без увеличения длины l катушки. Каждая катушка может содержать любое количество слоев, такое как по меньшей мере 2 слоя, например 2-50 (или более) слоев, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 10 слоев, например 10-50 (или более) слоев, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 20 слоев, например 20-50 (или более) слоев, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере около 30 слоев витков. Таким образом, в различных вариантах осуществления каждая катушка представляет собой, в частности, многослойную катушку.

Каждая катушка может быть выполнена по желанию. Как раскрыто выше, длина l катушки, ее внешний диаметр D и внутренний диаметр D_i тщательно выбирают в рамках технологии, раскрытой в настоящем документе.

Каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр D , составляющий 10 см или менее, в некоторых вариантах осуществления — 7 см или менее, в

некоторых вариантах осуществления — от 1 до 6 см, в некоторых вариантах осуществления — от 2 до 5 см.

Хотя увеличение внешнего диаметра D катушки в целом создает эффект увеличения индуктивности L катушки, благодаря ограничению внешнего диаметра катушки величиной 10 см или меньшей обеспечивают катушку, имеющую общий размер, позволяющий обеспечивать пространственное разрешение, подходящее для медицинской магнитометрии (и, в частности, для магнитокардиографии). В частности, это способствует применимой с медицинской точки зрения диагностике с использованием от 16 до 50 положений взятия отсчетов (каналов детектирования) для формирования изображения. (Как раскрыто выше, данные для каждого положения взятия отсчетов могут, например, быть собраны либо путем использования массива катушек, либо путем использования одной (или нескольких) катушек, которые перемещают вокруг грудной клетки для сбора данных).

Кроме того, ограничение внешнего диаметра катушки величиной 10 см или меньше ограничивает ее вес (и таким образом, общий вес магнитометрической системы) и обеспечивает практическую применимость и удобство управления катушкой при использовании в магнитометрической системе.

В технологии, раскрытой в настоящем документе, отношение длины катушки к ее внешнему диаметру, $l:D$, составляет 0,9 или более, в некоторых вариантах осуществления — 0,95 или более, в некоторых вариантах осуществления — 1 или более. Также было бы возможно, чтобы отношение длины катушки к ее внешнему диаметру, $l:D$, составляло ≥ 2 , ≥ 3 и т.д. В различных вариантах осуществления отношение длины катушки к ее внешнему диаметру, $l:D$, также меньше, чем 3, в некоторых вариантах осуществления — меньше, чем 2,5, в некоторых вариантах осуществления — меньше, чем 2, в некоторых вариантах осуществления — меньше, чем 1,5. Таким образом, в различных вариантах осуществления отношение длины катушки к ее внешнему диаметру, $l:D$, находится в диапазоне от 0,9 до 3.

Задание отношения длины катушки к ее внешнему диаметру равным по меньшей мере 0,9 фактически означает, что катушка является довольно длинной (вдоль своей оси) относительно своей ширины, например, по сравнению с конфигурацией катушки Брукса (для катушки Брукса это отношение составляет 0,25) и по сравнению со схемой, раскрытой в WO2014/006387 (для которой это отношение составляет 0,69). Это означает, что катушка может содержать (и содержит в вариантах осуществления) несколько витков провода для данного внешнего диаметра, вследствие чего увеличивается индуктивность L катушки.

Такая конструкция также является особенно эффективной, когда катушка содержит магнитный сердечник, как будет подробнее описано ниже.

Каждая катушка может иметь подходящую длину l (т.е. длину обмотки (обмоток) катушки). Каждая катушка в вариантах осуществления имеет длину l , составляющую 10 см или менее, в некоторых вариантах осуществления — от 1 до 10 см, в некоторых вариантах осуществления — от 3 до 7 см, в некоторых вариантах осуществления — от 4 до 6 см. В конкретных вариантах осуществления каждая катушка имеет длину l , составляющую по существу 5 см.

В связи с этим, авторами изобретения сделан вывод о том, что хотя увеличение длины l обмотки (обмоток) катушки означает, что катушка может содержать больше витков провода и, соответственно, увеличивать свою индуктивность L , преимущества увеличения длины обмотки (обмоток) катушки не возрастают линейно при увеличении длины обмотки (обмоток) катушки, но, вместо этого, уменьшаются при увеличении длины обмотки (обмоток) катушки. Это вызвано тем, что исследуемые биологические магнитные поля относительно невелики и тем, что напряженность магнитного поля обратно пропорциональна третьей степени расстояния ($1/r^3$), например, от части тела пациента (например, сердца). Это означает, что витки «наверху» катушки будут испытывать напряженность магнитного поля, отличную от ее значения «внизу». В дополнение к этому, меньшие по размеру катушки легче, более практичны в применении и удобны в управлении при использовании в магнитометрической системе.

В связи с этим авторы изобретения выяснили, что путем ограничения длины обмотки (обмоток) катушки величиной 10 см или менее, в некоторых вариантах осуществления — от 1 до 10 см, в некоторых вариантах осуществления — от 3 до 7 см, в некоторых вариантах осуществления — от 4 до 6 см, в некоторых вариантах осуществления — по существу 5 см, обеспечивают катушку, достаточно чувствительную к биологическим магнитным полям и имеющую общий размер и вес, которые могут использоваться в практическом устройстве для медицинской магнитометрии (и, в частности, для магнитокардиографии).

В технологии, раскрытой в настоящем документе, отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру (т.е. отношение внутреннего диаметра обмотки (обмоток) к внешнему диаметра обмотки (обмоток)) $D_i:D$ составляет 0,6 или более. Задание отношения длины катушки к ее внешнему диаметру равным 0,6 или более означает, что обмотка (обмотки) катушки уложена (уложены) относительно плотно в направлении, перпендикулярном оси сердечника (т.е. имеют относительно малый разброс расстояний по радиусу от оси катушки в направлении,

перпендикулярном оси катушки), например, по сравнению с конфигурацией катушки Брукса (для которой это отношение составляет 0,5) и по сравнению со схемой, раскрытой в WO2014/006387 (для которой это отношение составляет 0,425).

В связи с этим авторами изобретения сделан вывод о том, что индуктивность на виток не будет в общем случае постоянной для всех витков (многослойной) катушки. Это обусловлено тем, например, что витки внешнего слоя (многослойной) катушки будут иметь больший диаметр, чем витки внутреннего слоя катушки, и поэтому витки внешнего слоя будут, как правило, обеспечивать более высокую индуктивность на виток. Авторами изобретения, кроме того, сделан вывод о том, что для катушки может оказаться предпочтительным иметь относительно постоянную индуктивность на виток (это может, например, уменьшать искажение), и что это может достигаться путем обеспечения как можно более близкого отношения внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$ (т.е. путем обеспечения того, чтобы витки имели как можно более малый разброс расстояний по радиусу относительно оси катушки в направлении, перпендикулярном оси катушки). Такая конструкция также является особенно эффективной, когда катушка содержит магнитный сердечник, как будет подробнее описано ниже.

С другой стороны, как раскрыто выше, катушка должна содержать несколько слоев витков, при этом увеличение количества слоев витков вызывает эффект увеличения индуктивности катушки (например, без увеличения длины l катушки). Однако увеличение количества слоев витков уменьшит отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$.

В связи с этим авторы изобретения выяснили, что особенно благоприятный баланс между этими разнонаправленными факторами может быть найден путем обеспечения катушки или катушек с отношением внутреннего диаметра к внешнему, $D_i:D$, составляющему 0,6:1 или более, и кроме того, такая конструкция обеспечивает многослойную катушку подходящей чувствительности, для которой индуктивность на виток относительно постоянна.

В различных конкретных вариантах осуществления отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$, составляет 0,625 или более, в некоторых вариантах осуществления — 0,65 или более, 0,675 или более, 0,7 или более, 0,725 или более и/или 0,75 или более. Отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$, может также составлять 0,8 или более, или 0,9 или более.

Отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$, должно также быть (по определению) меньше 1. (Верхний предел для этого

отношения достигается в том случае, когда катушка содержит единственный слой провода). Таким образом, отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$, находится в некоторых вариантах осуществления в диапазоне от 0,6:1 до ~1:1. В различных вариантах осуществления отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$, также меньше, чем 0,9, в некоторых вариантах осуществления — меньше, чем 0,8.

В различных конкретных вариантах осуществления единственная или каждая катушка имеет следующую конфигурацию:

$$4\text{ см} \leq D \leq 5\text{ см} ;$$

$$l \approx 5\text{ см} ; \text{ и}$$

$$\frac{D_i}{D} \approx 0.745$$

где D — внешний диаметр катушки, l — длина катушки, и D_i — внутренний диаметр катушки.

В различных других конкретных вариантах осуществления единственная или каждая катушка имеет следующую конфигурацию:

$$4\text{ см} \leq D \leq 5\text{ см} ;$$

$$l \approx 5\text{ см} ; \text{ и}$$

$$\frac{D_i}{D} \approx 0.625$$

где D — внешний диаметр катушки, l — длина катушки, и D_i — внутренний диаметр катушки.

Было замечено, что катушки, имеющие эти пропорции, обладают особенно высокую индуктивностью L и чувствительностью к исследуемым биологическим магнитным полям.

В различных вариантах осуществления для обмотки (обмоток) катушки используется относительно небольшой радиус провода. Это позволяет располагать больше слоев витков на катушке, сохраняя относительно высокое отношение внутреннего диаметра к внешнему, $D_i:D$. Конкретный радиус провода составляет 1 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,5 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,4 мм или меньше, в некоторых вариантах

осуществления — 0,3 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,25 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,2 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,15 мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — 0,1 мм или меньше.

Следует отметить, что использование провода с относительно небольшим радиусом противоречит традиционной цели увеличения радиуса провода для уменьшения сопротивления и шума катушки. В связи с этим авторы изобретения выяснили, что при измерении относительно небольших биологических магнитных полей, таких как магнитное поле сердца, повышенный шум является допустимым вследствие преимуществ, извлекаемых из использования катушки, имеющей как относительно большое количество витков N , так и относительно высокое отношение внутреннего диаметра к внешнему, $D_i:D$.

В различных вариантах осуществления катушка имеет как можно более плотную укладку, например, как в направлении, перпендикулярном оси сердечника, так и в (осевом) направлении), параллельном оси сердечника. В некоторых вариантах осуществления катушка имеет намотку, как можно более близкую к слоевой (рядовой), т.е. не намотку вразброс. Однако было бы возможно, чтобы катушка представляла собой, в частности, менее плотно намотанную катушку.

Плотность намотки (отношение площади поперечного сечения намотки к площади поперечного сечения провода) катушки в вариантах осуществления находится в диапазоне от 0,5 до 1, в конкретных вариантах осуществления равна 1. Более высокие плотности намотки способствуют как относительно большому количеству витков N , так и относительно высокому отношению внутреннего диаметра к внешнему, $D_i:D$. Иными словами, более плотные обмотки улучшают характеристики катушки (тогда как зазоры могут вызывать потери).

Каждая катушка может иметь магнитный сердечник (т.е. обмотки катушки могут быть намотаны вокруг магнитного сердечника). В различных вариантах осуществления используют магнитомягкий сердечник. Обеспечение каждой катушки магнитным сердечником увеличивает индуктивность L катушки. Таким образом, в различных вариантах осуществления каждая катушка содержит магнитомягкий сердечник.

В связи с этим, авторами изобретения сделан вывод о том, что требования к конфигурации индукционной катушки согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, делают катушку особенно чувствительной, когда индукционная катушка содержит магнитный сердечник. Это отличает ее от схемы, раскрытой в WO2014/006387, которая по существу оптимизирована для индукционных катушек,

не включающих в себя магнитный сердечник (например, с воздушным сердечником).

Для магнитного сердечника может применяться любой подходящий материал, такой как ферромагнитный материал (например, железо), ферритовый или другой магнитный материал. В некоторых вариантах осуществления сердечник содержит магнитомягкий материал, такой как магнитомягкий феррит.

В различных конкретных вариантах осуществления магнитный сердечник выполнен из материала с высокой относительной магнитной проницаемостью μ_r , например по меньшей мере 10, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 1000, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 10000, в некоторых вариантах осуществления — по меньшей мере 100000. Чем выше относительная магнитная проницаемость μ_r материала сердечника, тем выше индуктивность L катушки.

Подходящими материалами с высокой относительной магнитной проницаемостью являются, например, углеродистая сталь ($\mu_r \approx 100$), ферриты, такие как никелево-цинковые ($\mu_r \approx 16 - 640$), марганцево-цинковые ($\mu_r > 640$), чистое железо или сталь. В некоторых вариантах осуществления магнитный сердечник выполнен из материалов с более высокой относительной магнитной проницаемостью, например, аморфные магнитные металлические сплавы, такие как Metglas 2714a ($\mu_r > 80000$ (например, неотожженный) — ~ 1000000 (например, отожженный)), нанокристаллический материал, такой как FINEMET ($\mu_r > 80000$ (например, неотожженный) — ~ 200000 (например, отожженный)), железоникелевые сплавы, такие как мю-металл ($\mu_r \approx 20\,000 - 80000$), железокобальтовые сплавы и т.п. Эти материалы могут демонстрировать очень высокие значения магнитной проницаемости, но могут быть легче, чем другие магнитные материалы, такие как железный порошок. Это может эффективно уменьшать общий вес магнитометрической системы.

Каждый магнитный сердечник в вариантах осуществления содержит цилиндр из магнитного (магнитомягкого) материала, и в вариантах осуществления расположен внутри обмотки (обмоток) катушки. Таким образом, сердечник в некоторых вариантах осуществления имеет внешний диаметр D_o , меньший или равный внутреннему диаметру D_i (обмотки (обмоток)) катушки.

В различных конкретных вариантах осуществления сердечник имеет внешний диаметр D_o , близкий или равный внутреннему диаметру D_i обмоток катушки. Таким образом, отношение внешнего диаметра сердечника к внутреннему диаметру катушки, $D_o:D_i$, в вариантах осуществления равно 1 или величине, как

можно более близкой к 1, например, 0,8 или более, в некоторых вариантах осуществления — 0,9 или более, в некоторых вариантах осуществления — 0,95 или более, в некоторых вариантах осуществления — 0,99 или более. В связи с этим авторы изобретения выяснили, что вызываемый сердечником эффект увеличения индуктивности L катушки больше, когда сердечник расположен ближе к обмотке (обмоткам) катушки.

В конкретных вариантах осуществления внешняя поверхность сердечника расположена с возможностью контактирования с обмоткой (обмотками) катушки, например, по меньшей мере для части (в некоторых вариантах осуществления — большей части или всей) его окружности. Расположение внешней поверхности сердечника с возможностью контактирования с обмоткой (обмотками) катушки означает, что обмотка (обмотки) расположена (расположены) как можно ближе к сердечнику и, соответственно, сердечник вызывает как можно больший эффект увеличения индуктивности L катушки. Следует отметить, что это противоречит традиционной идее обеспечения воздушного зазора между сердечником и обмоткой (обмотками) катушки для уменьшения возможности насыщения в интенсивных магнитных полях. В связи с этим авторами изобретения сделан вывод о том, что риск насыщения в контексте медицинской магнитометрии очень низок, поскольку напряженности биологических магнитных полей относительно невелики.

(Однако сердечник необязательно должен находиться в непосредственном контакте с обмотками. Например, между сердечником и проводом обмотки (обмоток) может находиться одно или несколько из следующего: (воздушный) зазор, изоляционный слой, клеевой или иной слой).

Каждый сердечник может быть сплошным, например, может представлять собой сплошной цилиндр (из магнитного (магнитомягкого) материала). Однако в различных вариантах осуществления каждый сердечник является, по меньшей мере частично, полым, например, содержит полый цилиндр (из магнитного (магнитомягкого) материала). В связи с этим авторы изобретения выяснили, что применение полого сердечника не уменьшает значительно индуктивность L катушки, но может значительно уменьшать вес катушки, а также ее стоимость.

В этих вариантах осуществления процентная величина площади поперечного сечения сердечника, которая является полый (т.е. иными словами, занята отверстием), может быть выбрана по желанию, например, в некоторых вариантах осуществления — 25% или более, в некоторых вариантах осуществления — 50% или более, в некоторых вариантах осуществления — 75% или более, в некоторых вариантах осуществления — 90% или более. Хотя увеличение размера отверстия в

полом сердечнике может повышать риск насыщения, оно эффективно уменьшает общую стоимость и вес катушки. Полый сердечник может иметь любую подходящую толщину, такую как несколько мм или меньше, в некоторых вариантах осуществления — около 1 мм или меньше.

В равной мере, полый сердечник может быть образован любым подходящим способом. В различных конкретных вариантах осуществления сердечник содержит один или более листов магнитного материала, например, преобразуемых в полый цилиндр. Один или более листов могут быть преобразованы в полый цилиндр, например, путем свертывания одного или более листов и/или путем ламинирования (совместного прессования) нескольких листов. В этих вариантах осуществления единственный или каждый лист может иметь любую подходящую толщину, такую как несколько мм или меньше, ≤ 1 мм, ≤ 500 мкм, ≤ 100 мкм, ≤ 75 мкм, ≤ 50 мкм и/или ≤ 25 мкм. В различных конкретных вариантах осуществления сердечник содержит лист материала Метглас 2714а толщиной 35 мкм.

Полый сердечник может содержать единственный слой магнитного материала или несколько слоев магнитного материала (например, когда лист магнитного материала сворачивают вокруг себя несколько раз, и/или когда сердечник содержит несколько ламинированных (спрессованных) слоев магнитного материала). Если полый сердечник содержит несколько слоев, можно использовать любое подходящее количество слоев, такое как 2, 3, 4, 5 или больше слоев магнитного материала.

Таким образом, в различных вариантах осуществления сердечник содержит один или более свернутых слоев магнитного (магнитомягкого) материала. Это представляет собой особенно удобную конструкцию сердечника с низкой стоимостью и малым весом.

Как описано выше, сердечник в некоторых вариантах осуществления выполнен из материала с высокой относительной магнитной проницаемостью μ_r (поскольку увеличение относительной магнитной проницаемости сердечника увеличивает индуктивность катушки). Авторами изобретения, кроме того, сделан вывод о том, что эффективная магнитная проницаемость μ_e сердечника определяется как относительной магнитной проницаемостью μ_r материала сердечника, так и геометрией сердечника. В частности, эффективная магнитная проницаемость μ_e сердечника определяется отношением длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$. Таким образом, в различных вариантах осуществления тщательно выбирают внешний диаметр D_c сердечника и его длину l_c .

В различных конкретных вариантах осуществления отношение длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, > 1 , в вариантах осуществления $> 1,5$, в вариантах осуществления > 2 . Также было бы возможно, чтобы отношение длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, было больше этой величины, например, > 3 . В связи с этим, авторами изобретения сделан вывод о том, что, в общем случае, увеличение отношения длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, вызывает эффект увеличения эффективной магнитной проницаемости μ_e сердечника и, таким образом, индуктивности L катушки. Это в особенности справедливо в случае магнитных материалов с высокой относительной магнитной проницаемостью (например, как описано выше), для которых эти преимущества имеют существенно нелинейный характер. (Материалы с низкой относительной магнитной проницаемостью не приносят существенного преимущества, или совсем не дают преимущества за счет увеличения этого соотношения размеров). Отношение длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, ограничено целесообразностью и соображениями размера. Таким образом, в различных вариантах осуществления отношение длины сердечника к его внешнему диаметру, $l_c:D_c$, также < 3 .

Для увеличения отношения длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, можно увеличить длину l_c сердечника и/или уменьшить его диаметр D_c .

В связи с этим было бы возможно предусмотреть длину l_c сердечника меньшей, чем длина l обмотки (обмоток) катушки. Однако в различных вариантах осуществления сердечник имеет длину l_c , которая больше или равна длине l обмотки (обмоток) катушки.

Выполнение длины l_c сердечника равной длине l обмотки (обмоток) означает, что длина l_c сердечника имеет максимально возможную величину (и что отношение длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, является максимально возможным) для данной длины l обмотки катушки без увеличения общей (полной) длины катушки.

Выполнение длины l_c сердечника большей, чем длина l обмотки (обмоток) может позволить дальнейшее увеличение отношения длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, например, за счет увеличения общей длины катушки. В связи с этим авторами изобретения сделан вывод о том, что общая (полная) длина катушки (т.е. длина, включающая в себя обмотку (обмотки) и сердечник) должна составлять (и составляет в вариантах осуществления) 30 см или менее, в некоторых вариантах осуществления — от 1 до 10 см, в некоторых вариантах осуществления — от 3 до 7 см, в некоторых вариантах осуществления — от 4 до 6 см, в некоторых вариантах осуществления — по существу 5 см. Это позволяет получить практичную и удобную в управлении катушку для использования в магнитометрической системе.

Таким образом, каждый сердечник в вариантах осуществления имеет длину l_c , равную 30 см или менее, в некоторых вариантах осуществления — от 1 до 10 см, в некоторых вариантах осуществления — от 3 до 7 см, в некоторых вариантах осуществления — от 4 до 6 см. В конкретных вариантах осуществления каждый сердечник имеет длину l_c , составляющую по существу 5 см.

Здесь следует отметить, что задание отношения длины катушки к ее внешнему диаметру равным 0,9 или более, т.е. таким, чтобы катушка была довольно длинной (вдоль своей оси) относительно своей ширины (как описано выше) означает, что катушка может содержать (и содержит в вариантах осуществления) магнитный сердечник, который имеет относительно большое отношение длины к диаметру, $l_c:D_c$ (и, соответственно, высокую эффективную магнитную проницаемость μ_e), и, соответственно, что катушка будет иметь относительно высокую индуктивность L .

В отличие от увеличения длины l_c сердечника, и как будет подробнее описано ниже, уменьшение диаметра D_c сердечника (т.е. увеличение отношения длины сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$) может привести к удалению от ряда других конкретных параметров, описанных выше.

В частности, как описано выше, предпочтительно, чтобы отношение внутреннего диаметра катушки к внешнему диаметру, $D_i:D$, было относительно большим (т.е. 0,6 или более, а в вариантах осуществления как можно более близким к 1), и это в особенности справедливо в случае, когда катушка содержит магнитный сердечник. Это объясняется тем, что, как определено авторами изобретения, вызываемый магнитным сердечником эффект увеличения индуктивности катушки не является в общем случае постоянным для всех витков катушки. В частности, витки внутренних слоев катушки, т.е. те, которые расположены ближе к сердечнику, чем витки внешних слоев катушки, будут испытывать значительно большее увеличение индуктивности на виток вследствие наличия сердечника, чем витки внешних слоев. В связи с этим, для максимального увеличения эффекта, вызываемого сердечником, витки всех слоев катушки должны находиться относительно близко к сердечнику (и поэтому отношение внутреннего диаметра катушки к внешнему диаметру, $D_i:D$, должно быть относительно велико). (По той же причине, и как описано выше, предпочтительно, чтобы внешний диаметр D_c сердечника был как можно ближе к внутреннему диаметру D_i катушки).

Однако уменьшение внешнего диаметра D_c сердечника при удержании внешней поверхности сердечника в непосредственной близости к внутренней поверхности обмоток и при сохранении относительно высокого отношения

внутреннего диаметра катушки к внешнему, $D_i:D$ (т.е. так, чтобы все витки катушки находились на относительно близком расстоянии к сердечнику), могло бы привести к уменьшению внешнего диаметра D сердечника. Как описано выше, можно было бы ожидать, что уменьшение внешнего диаметра сердечника D сердечника, в свою очередь, уменьшит общую индуктивность L катушки.

В связи с этим авторы изобретения выяснили, что особенно благоприятный баланс между вышеописанными факторами обнаружен, когда отношение внутреннего диаметра к внешнему, $D_i:D$, равно 0,6 или более, в некоторых вариантах осуществления — в диапазоне от 0,6 до 0,8, в некоторых вариантах осуществления — в диапазоне от 0,6 до 0,7. В конкретных вариантах осуществления отношение внутреннего диаметра катушки к внешнему диаметру, $D_i:D$, равно по существу 0,625. Авторы изобретения выяснили, что для катушек, включающих в себя сердечник, эти пропорции обеспечивают особенно высокую индуктивность.

Таким образом, в различных конкретных вариантах осуществления единственная или каждая катушка имеет следующую конфигурацию:

$$D \approx 4 \text{ см} ;$$

$$l \approx 5 \text{ см} ; \text{ и}$$

$$\frac{D_i}{D} \approx 0.625$$

где D — внешний диаметр катушки, l — длина катушки, и D_i — внутренний диаметр катушки, и содержит магнитный сердечник, имеющий следующую конфигурацию:

$$D_c \approx 2.5 \text{ см} ; \text{ и}$$

$$l_c \approx 5 \text{ см} ;$$

где D_c — внешний диаметр сердечника, а l_c — длина сердечника. Было замечено, что катушки с этими пропорциями имеют особенно высокую индуктивность L и чувствительность к исследуемым биологическим магнитным полям.

Цепь детектирования, с которой соединена катушка, и которая используется для детектирования выходного сигнала катушки, должна, как раскрыто выше, генерировать соответствующий выходной сигнал для анализа на основе напряжения и/или тока, которые наводятся в катушке магнитным полем. Могут

использоваться любая подходящая цепь детектирования и конструкция, позволяющие выполнять это. В вариантах осуществления цепь детектирования преобразует напряжение или ток, генерируемые в катушке магнитным полем, в цифровой сигнал для постобработки и усреднения.

Если система включает в себя несколько катушек, каждая катушка в вариантах осуществления имеет собственную, соответствующую и отдельную цепь детектирования (т.е. цепей детектирования будет столько же, сколько катушек). Выходные сигналы цепей детектирования могут затем произвольно объединяться при постобработке.

В различных вариантах осуществления каждая цепь детектирования работает в режиме измерения напряжения или тока (иными словами, обнаруживает и измеряет сигнал, генерируемый между концами катушки посредством переменного во времени магнитного поля).

В различных вариантах детектирования напряжения, формируемые цепью детектирования, оцифровывают, например, для постобработки, подавления шума и восстановления сигнала. Как можно более ранняя (практически возможная) оцифровка выходного напряжения в цепи детектирования предпочтительна для ограничения шума усилителя. Таким образом, в различных вариантах детектирования, сигнал или сигналы от одной или более катушек оцифровывают, например, при помощи одного или более цифраторов.

Единственный или каждый цифратор может представлять собой любой подходящий цифратор, выполненный с возможностью оцифровки (преобразования) аналогового сигнала, полученного от одной или более катушек, в цифровой сигнал, например, для дальнейшей обработки и усреднения и т.д. Цифратор должен (и в вариантах осуществления выполняет) преобразование напряжения или тока, генерируемого в одной или более катушках магнитным полем, в цифровой сигнал. В различных вариантах осуществления единственный или каждый цифратор представляет собой, в частности, аналого-цифровой преобразователь (АЦП).

В различных вариантах осуществления магнитометрическая система содержит цифратор, соединенный с каждой катушкой и выполненный с возможностью оцифровки сигнала от катушки. Если система включает в себя несколько катушек, каждая катушка имеет собственный, соответствующий и отдельный цифратор (т.е. цифраторов будет столько же, сколько катушек), или цифратор может совместно использоваться некоторыми или всеми катушками.

Единственный или каждый цифратор может быть непосредственно подключен к единственной или каждой соответствующей катушке или, в вариантах

осуществления, единственный или каждый цифратор может быть подключен к единственной или каждой соответствующей катушке через усилитель. Таким образом, в различных вариантах осуществления, магнитометрическая система включает в себя один или более усилителей детектирования, в некоторых вариантах осуществления — в виде микрофонного усилителя (низко-импедансного усилителя), подключенного к одной или более, или каждой катушке, например, к концам каждой катушки. Единственный или каждый усилитель детектирования, в вариантах осуществления подключают затем к цифратору или цифраторам.

Единственный или каждый усилитель может быть выполнен с возможностью обладания любым подходящим и требуемым уровнем усиления. Единственный или каждый усилитель может, например, усиливать сигнал (включая шум), полученный от единственной или каждой катушки приблизительно в 1000 раз (60 дБ) или более.

В различных вариантах осуществления магнитометрическая система выполнена таким образом, чтобы катушка и усилитель (соединенный с катушкой) располагались вместе в головке датчика или зонде, который потом присоединяют проводом к остальным компонентам магнитометрической системы, чтобы обеспечить возможность расположения головки датчика (зонда) на расстоянии от оставшейся части магнитометрической системы в процессе эксплуатации.

В различных вариантах осуществления (в некоторых вариантах осуществления оцифрованный) сигнал или сигналы от одной или более катушек усредняются по нескольким периодам, например, при помощи усредняющей электрической схемы. Оцифрованные сигнал или сигналы могут произвольно усредняться по нескольким периодам, при этом усредняющая электрическая схема может представлять собой, в частности, любую подходящую и желаемую электрическую схему для усреднения оцифрованных сигнала или сигналов по нескольким периодам.

В одном варианте осуществления предусмотрен и применяется триггер для стробирования (применения оконного преобразования) сигнала (т.е. для идентификации и деления периодического или псевдопериодического сигнала на его несколько повторяющихся периодов). Триггер должен быть (и это выполняется в вариантах осуществления) синхронизирован с переменным во времени магнитным полем части тела пациента. Например, когда магнитометр используют для анализа магнитного поля сердца пациента, сигнал в вариантах осуществления усредняют по некоторому количеству сокращений сердца, и триггер ЭКГ или пульсовой оксиметрии от испытуемого/пациента может использоваться в качестве триггера детектирования для процесса сбора сигналов.

Таким образом, в различных вариантах осуществления триггер используют для идентификации каждого периода повторения (периодического или псевдопериодического) сигнала, а затем сигнал усредняют по нескольким идентифицированным периодам.

Возможно, конечно, и другие варианты реализации. Например, каждый период повторения (периодического или псевдопериодического) сигнала может быть идентифицирован без использования триггера, а затем сигнал может быть усреднен по нескольким идентифицированным периодам.

Сигнал или сигналы (в некоторых вариантах осуществления оцифрованные) от одной или более катушек могут быть отфильтрованы, если требуется.

В различных вариантах осуществления предпринимают один или более шагов для устранения и/или компенсации любого шума окружающей среды или электромагнитных помех, которые могут присутствовать в сигнале (сигналах) до оцифровки. Могут применяться любые подходящие подобные методы (например, раскрытые в WO2014/006387), хотя здесь следует отметить, что технология, раскрытая в настоящем документе, не требует использования магнитно-экранированной среды.

Возможны, конечно, и другие варианты реализации.

Следует также отметить, что авторы изобретения выяснили, что чувствительность шкалы сокращений сердца может быть достигнута при помощи технологии, раскрытой в настоящем документе, без использования вычитания градиента или фонового шума (или любого эквивалентного процесса для компенсации фонового шума), хотя использование вычитания градиента или фонового шума (или эквивалентного процесса) позволит быстрее формировать полезный сигнал.

В различных вариантах осуществления любой оставшийся шум окружающей среды (в случае его присутствия) можно уменьшить и/или устранить в ходе постобработки.

Система и способ согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, могут использоваться по желанию для анализа магнитного поля, например сердца пациента. Форма сигнала сокращений сердца и/или информация, такая как временной интервал или интервалы, например, между отдельными сокращениями сердца и/или между конкретными элементами в пределах одного сокращения сердца, и/или форма или формы сокращения (сокращений) сердца может быть получена по выходному сигналу или сигналам. В некоторых вариантах осуществления выполняют специальные измерения, позволяющие генерировать

подходящее изображение магнитного сканирования сердца (или другой исследуемой части тела), после чего это изображение можно, например, сравнивать с эталонными изображениями для постановки диагноза. Технологию, раскрытую в настоящем документе, можно использовать для выполнения любой подходящей процедуры визуализации магнитного поля сердца.

В некоторых вариантах осуществления детектируют несколько (например, от 7 до 500 (или более) (например, как описано выше)) положений взятия отсчетов (каналов детектирования) для генерации требуемого изображения сканирования.

Технология, раскрытая в настоящем документе, соответственно, распространяется на использование магнитометрической системы согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, для анализа, а в некоторых вариантах осуществления для визуализации, магнитного поля, генерируемого сердцем пациента (или другой частью тела), и на способ анализа, а в некоторых вариантах осуществления — визуализации, магнитного поля, генерируемого сердцем пациента (или другой частью тела), включая использование способа или системы согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, для анализа, а в некоторых вариантах осуществления — для визуализации, магнитного поля, генерируемого сердцем пациента (или другой частью тела). Анализ и, в вариантах осуществления, генерируемую информацию и/или изображение, используют в вариантах осуществления для постановки диагноза (диагностирования) медицинского состояния, такого как порок сердца и т.д.

Таким образом, согласно другому аспекту технологии, раскрытой в настоящем документе, предлагается способ диагностирования медицинского состояния, включающий в себя следующие шаги:

используют одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля части тела пациента, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или менее и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или более, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка в вариантах осуществления содержит магнитный сердечник;

используют цепь детектирования, соединенную с катушкой или катушками для преобразования тока или напряжения, генерируемых в каждой катушке переменным во времени магнитным полем данной части тела пациента, в соответствующий выходной сигнал катушки;

используют выходной сигнал или сигналы от катушки или катушек для анализа магнитного поля, генерируемого данной частью тела пациента; и

используют анализ магнитного поля, генерируемого данным участком тела пациента, чтобы диагностировать указанное медицинское состояние.

В этом аспекте технологии, раскрытой в настоящем документе, выходной сигнал или сигналы от катушки или катушек используют в некоторых вариантах осуществления для формирования изображения, представляющего магнитное поле, генерируемое частью тела пациента, а способ в вариантах осуществления включает в себя при этом сравнение полученного изображения с эталонным изображением или изображениями для диагностирования медицинского состояния. Медицинское состояние, как описано выше, в некоторых вариантах осуществления может быть одним из следующих: порок сердца, состояние мочевого пузыря, преждевременные роды, аномалии плода, поражение головы или мозга.

Как будет понятно специалистам в данной области техники, эти аспекты и варианты осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, могут, и в вариантах осуществления действительно включают в себя один или более, или все опциональные признаки технологии, раскрытой в настоящем документе, в зависимости от конкретного случая.

Как понятно из вышеизложенного, особое преимущество технологии, раскрытой в настоящем документе, состоит в том, что ее можно применять в обычной больнице, или хирургическом отделении, или другой среде без необходимости магнитного экранирования. Таким образом, в различных конкретных вариантах осуществления, способы согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, включают в себя использование магнитометрической системы для детектирования магнитного поля сердца пациента (или другой части тела) в магнитно-неэкранированной среде (и без использования магнитного экранирования). (Однако можно было бы использовать магнитометрическую систему для детектирования магнитного поля сердца пациента (или другой части тела) в магнитно-экранированной среде (и с использованием магнитного экранирования) в случае необходимости).

Соответственно, особое преимущество технологии, раскрытой в настоящем документе, состоит в том, что ее можно использовать без необходимости в охлаждении, таком как криогенное охлаждение. Таким образом, в различных конкретных вариантах осуществления, способы согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, включают в себя использование магнитометрической системы для детектирования магнитного поля сердца пациента (или другой части

тела) без использования (например, криогенного) охлаждения. (Однако можно было бы использовать магнитометрическую систему для детектирования магнитного поля сердца пациента (или другой части тела) с использованием (например, криогенного) охлаждения в случае необходимости).

Как будет понятно специалистам в данной области техники, все эти аспекты и варианты осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, могут, и в вариантах осуществления действительно включают в себя один или более, или все опциональные признаки технологии, раскрытой в настоящем документе, в зависимости от конкретного случая.

Способы в соответствии с технологией, раскрытой в настоящем документе, можно реализовать, по меньшей мере частично, при помощи программного обеспечения, например, компьютерных программ. Таким образом, будет показано, что с точки зрения дополнительных аспектов, технология, раскрытая в настоящем документе, обеспечивает компьютерное программное обеспечение, специально выполненное с возможностью реализации способов, раскрытых в настоящем документе, при установке на средствах обработки данных, компьютерный программный элемент, содержащий части компьютерного программного кода для выполнения способов, раскрытых в настоящем документе, при запуске программного элемента на средствах обработки данных, и компьютерную программу, содержащую средства программного кода, выполненные с возможностью реализации всех этапов способа или способов, раскрытых в настоящем документе, при запуске программы в системе обработки данных. Система обработки данных может представлять собой микропроцессор, программируемую пользователем вентильную матрицу ППВМ (FPGA) и т.д.

Технология, раскрытая в настоящем документе, также распространяется на носитель компьютерного программного обеспечения, содержащий такое программное обеспечение, которое при использовании для управления магнитометрической системой, содержащей средства обработки данных, обуславливает, вместе с указанными средствами обработки данных, выполнение указанной системой этапов способов согласно технологии, раскрытой в настоящем документе. Такой носитель компьютерного программного обеспечения может представлять собой физический носитель информации, такой как микросхема ПЗУ (ROM), ПЗУ на компакт-диске (CD-ROM) или диск, или мог бы представлять собой сигнал, такой как электронный сигнал, передаваемый по проводам, оптический сигнал или радиосигнал, например, спутниковый и т. п.

Следует также понимать, что не все этапы способов согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, должны выполняться компьютерным программным обеспечением, и, таким образом, как следует из дополнительного широкого аспекта, технология, раскрытая в настоящем документе, обеспечивает компьютерное программное обеспечение и такое программное обеспечение, установленное на носителе компьютерного программного обеспечения для выполнения по меньшей мере одного из этапов способов, изложенных в настоящем документе.

Технология, раскрытая в настоящем документе, может, соответственно, надлежащим образом быть реализована в виде компьютерного программного продукта для использования с компьютерной системой. Такой вариант реализации может включать в себя последовательность машиночитаемых команд, зафиксированных на материальном носителе информации, таком как долговременный машиночитаемый носитель, например, дискета, ПЗУ на компакт-диске, ПЗУ (CD-ROM) или жесткий диск. Он также может включать в себя последовательность машиночитаемых команд, передаваемых компьютерной системе через модем или другое интерфейсное устройство, по материальному носителю, включая, без ограничений, оптические или аналоговые линии связи, или используя в нематериальной форме беспроводные технологии, включая, без ограничений, микроволновые, инфракрасные или другие методы передачи. Последовательность машиночитаемых команд реализует все или часть функциональных возможностей, раскрытых выше в настоящем документе.

Специалистам в данной области техники понятно, что такие машиночитаемые команды могут быть записаны на ряде языков программирования для использования со многими компьютерными архитектурами или операционными системами. Кроме того, такие команды могут храниться с использованием любой технологии памяти, настоящей или будущей, включая, без ограничений, полупроводниковую, магнитную или оптическую, или передаваться при помощи любой технологии связи, включая, без ограничений, оптическую, инфракрасную или микроволновую. Предполагается, что такой компьютерный программный продукт может распространяться в качестве съемного носителя данных с сопровождающей печатной или электронной документацией, например, закрытые программные средства, предварительно загруженные при помощи компьютерной системы, например, на системную ПЗУ или несъемный диск, или распределяться с сервера или электронного информационного бюллетеня по сети, например, Интернет, или Всемирной паутине.

Перечень фигур

Некоторые варианты осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, ниже описаны только в качестве примера со ссылкой на прилагаемые чертежи.

На Фиг. 1 схематически показано использование варианта осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, для детектирования магнитного поля сердца пациента.

На Фиг. 2-5 показаны дополнительные примеры схем использования варианта осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, для детектирования магнитного поля сердца пациента.

На Фиг. 6А схематически показано устройство катушки в соответствии с вариантом осуществления согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, а на Фиг. 6В схематически показано другое устройство катушки в соответствии с вариантом осуществления согласно технологии, раскрытой в настоящем документе.

На Фиг. 7 показан дополнительный пример схемы использования варианта осуществления согласно технологии, раскрытой в настоящем документе, для детектирования магнитного поля сердца пациента.

На Фиг. 8 схематически показана конфигурация катушки для катушки Брукса.

На Фиг. 9 изображено влияние внешнего диаметра катушки на индуктивность катушки.

На Фиг. 10 изображено влияние соотношения размеров сердечника на его эффективную магнитную проницаемость.

На Фиг. 11 изображено влияние соотношения размеров сердечника на его эффективную магнитную проницаемость.

На Фиг. 12 схематически показаны однослойная катушка и многослойная катушка.

На Фиг. 13А схематически показана катушка в соответствии с вариантом осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, а на Фиг. 13В схематически показана другая катушка в соответствии с вариантом осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе.

На Фиг. 14 схематически показана катушка в соответствии с вариантом осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе.

Одинаковые ссылочные обозначения используются для одинаковых компонентов там, где это необходимо на фигурах.

Сведения, подтверждающие возможность осуществления изобретения

На Фиг. 1 схематически показана основная схема различных вариантов осуществления магнитометрической системы, которая может работать в соответствии с технологией, раскрытой в настоящем документе. Эта магнитометрическая система специально предназначена для использования в качестве кардиомагнитометра (для использования с целью детектирования магнитного поля сердца пациента). Однако такая же конструкция магнитометра может применяться для детектирования магнитного поля, формируемого другими частями тела, например, для детектирования и диагностирования функций мочевого пузыря, преждевременных родов, аномалий плода, и для магнитоэнцефалографии. Таким образом, хотя настоящий вариант осуществления раскрыт с конкретной ссылкой на кардиомагнитометрию, следует отметить, что настоящий вариант осуществления (и технология, раскрытая в настоящем документе) распространяется также на другие медицинские применения.

Магнитометрическая система содержит индукционную катушку 40, соединенную с цепью 41 детектирования, которая может содержать несколько компонентов.

Цепь 41 детектирования может содержать низко-импедансный предварительный усилитель, такой как микрофонный усилитель, подключенный к катушке 40, и один или более фильтров, например, один или более фильтров нижних частот, один или более фильтров верхних частот, один или более полосовых фильтров и/или один или более узкополосных режекторных фильтров, например, для устранения шума в линии передачи (например, 50 или 60 Гц и гармоники).

Выходной сигнал тока от катушки 40 обрабатывают и преобразуют в напряжение при помощи цепи 41 детектирования, и подают на аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 42, который оцифровывает аналоговый сигнал от катушки 40 и подает его к системе 43 сбора данных.

Биологический сигнал, коррелирующий с сокращениями сердца, например, триггер ЭКГ или пульсовой оксиметрии от испытуемого/пациента, может использоваться в качестве триггера детектирования для сбора цифровых сигналов, при этом оцифрованный сигнал по количеству импульсов триггера группируют затем в соответствующие бины сигналов, а бины сигналов накладывают или усредняют при помощи блока 43 сбора данных. Возможны, однако, и другие варианты схемы.

Катушка 40 и цепь 41 детектирования могут быть расположены таким образом, чтобы катушка 40 и предварительный усилитель цепи 41 детектирования располагались вместе в головке датчика или зонде, который затем присоединяют проводом к схеме обработки, содержащей остальные компоненты цепи 41 детектирования. Подключение головки датчика (зонда) и схемы обработки при помощи провода позволяет располагать схему обработки на расстоянии от головки датчика (зонда) в процессе эксплуатации.

При использовании такого магнитометра головка датчика (зонда) будет использоваться в качестве магнитного зонда благодаря помещению ее вблизи от исследуемых магнитных полей.

На Фиг. 2 показано усовершенствование по сравнению со схемой на Фиг. 1, в котором используется, в частности, метод вычитания градиента, чтобы попытаться компенсировать фоновый шум. (Могут однако применяться и другие методы). В этом случае инверсная катушка 44 применяется, чтобы попытаться вычесть эффект магнитного поля фонового шума из сигнала, обнаруживаемого зондовой катушкой 40. Инверсная катушка 44 будет одинаково чувствительна к любому фоновому магнитному полю, но обладать лишь слабой чувствительностью к магнитному полю пациента. Инверсная катушка 44 может быть точно согласована с измерительной катушкой 40 за счет, например, использования слоистого сердечника, выполненного с возможностью перемещения, для настройки эксплуатационных характеристик инверсной катушки в соответствии с характеристиками измерительной катушки 40.

На Фиг. 3 показана альтернативная схема вычитания градиента. В этом случае обе катушки 40, 44 имеют одинаковую ориентацию, но их соответствующие сигналы вычитают при помощи дифференциального усилителя 45. Как и в предыдущем случае, наилучший режим работы достигается путем точного согласования катушек и эксплуатационных характеристик цепей 41 детектирования. Как и в предыдущем случае, слоистый сердечник, выполненный с возможностью перемещения, можно использовать для настройки эксплуатационных характеристик одной катушки в соответствии с характеристиками другой.

На Фиг. 4 показан дополнительный вариант осуществления. Эта схема работает по тому же принципу, что и конструкция на Фиг. 3, но использует более сложный способ гашения поля и пассивное согласование катушек. В частности, известное глобальное магнитное поле 44 вводят в обе катушки 40, 44, чтобы попытаться устранить фоновые электромагнитные помехи.

В этой схеме выходы цепей 41 детектирования проходят через соответствующие усилители 47, 48, соответственно, перед подачей на

дифференциальный усилитель 45. По меньшей мере один из усилителей 47, 48 является перестраиваемым. В процессе эксплуатации известное глобальное поле 46, такое как шум в линии передачи частотой 50 или 60 Гц (и гармоники), или сигнал, такой как сигнал частотой 1 кГц, прикладываемый генератором 49 сигналов, вводят в обе катушки 40, 44. Присутствие сигнала этой частоты на выходе дифференциального усилителя 45, которое можно наблюдать, например, при помощи осциллографа 50, будет в результате указывать на то, что катушки 40, 44 не согласованы. Устройство 51 управления усилителем можно затем использовать для настройки перестраиваемого усилителя 48, управляемого напряжением, для устранения глобального шума на выходе дифференциального усилителя 45, тем самым, согласовывая выходы двух катушек надлежащим образом.

В конкретных вариантах осуществления, в этой конструкции, известное глобальное поле частотой 1 кГц или около этого, прикладывают к обеим катушкам, чтобы достичь надлежащего согласования катушек для вычитания градиента, а также прикладывают к выходному сигналу фильтр для устранения шума 50 или 60 Гц (и гармоник).

На Фиг. 5 показан дополнительный вариант схемы (конструкции), представленной на Фиг. 4, но в этом случае используется активное согласование катушек. Таким образом, в этой конструкции выходы катушек 40, 44 снова направляют к соответствующим цепям 41 детектирования, а затем к соответствующим усилителям 47, 48, по меньшей мере один из которых является перестраиваемым. Однако перестраиваемый усилитель 48 перестраивают в этой схеме для устранения синфазных помех при помощи захвата в усилителе 52 или аналогичном регуляторе напряжения, который надлежащим образом соединен с выходами дифференциального усилителя 45 и генератора 49 сигналов.

В вышеприведенных вариантах осуществления технологии, раскрытой в настоящей документе, показаны схемы, включающие в себя единственную измерительную катушку, которую можно использовать для детектирования магнитного поля сердца пациента. В этих схемах, для выполнения диагностического сканирования магнитных полей, генерируемых сердцем пациента, единственную измерительную катушку можно перемещать надлежащим образом над грудной клеткой пациента для снятия показаний в надлежащих пространственных положениях над грудной клеткой пациента. Показания могут затем быть собраны и использованы для формирования надлежащих сканов магнитного поля сердца пациента.

Также было бы возможно расположить множество конструкций катушек и цепей детектирования, например, в форме, показанной на Фиг. 1, в виде массива, а затем использовать такой массив для выполнения измерений магнитного поля, генерируемого сердцем пациента. В этом случае массив катушек мог бы использоваться для одновременного снятия показаний в нескольких положениях по всей поверхности грудной клетки пациента, тем самым, устраняя или уменьшая необходимость в снятии показаний при помощи одной и той же катушки в различных положениях по всей поверхности грудной клетки пациента.

На Фиг. 6А и 6В показаны подходящие конфигурации массива 60 из 16 катушек 61 детектирования, который может затем быть помещен над грудной клеткой пациента для измерения магнитного поля сердца пациента в 16 положениях взятия отсчетов над грудной клеткой пациента. На Фиг. 6А показан правильный прямоугольный массив, а на Фиг. 6В показан правильный шестиугольный массив. В этих случаях каждая катушка 61 массива 60 должна быть выполнена как описано выше и подключена к собственной соответствующей цепи детектирования (т.е. каждая отдельная катушка 61 будет расположена и снабжена подключенной к ней цепью детектирования, как показано на Фиг. 1). Выходные сигналы от соответствующих катушек 61 могут затем объединяться и применяться соответствующим образом для генерации скана магнитного поля сердца пациента.

При необходимости могут применяться и другие конфигурации массивов, такие как круговые массивы, массивы неправильной формы и т.д.

В массиве может предусматриваться большее (или меньшее) количество катушек, например, до 50 катушек или более 50 катушек. Например, когда требуется измерить магнитное поле другой части тела пациента (т.е. отличного от сердца), может быть предусмотрено большее количество катушек, чтобы обеспечить надлежащее количество точек взятия отсчетов и надлежащий пространственный охват исследуемой части тела пациента.

В этой конфигурации также возможно использовать некоторые из катушек 61 для детектирования фоновое магнитное поле в целях вычитания фонового шума, а не детектирования требуемого поля сердца пациента. Например, внешние катушки 62 массива могут использоваться в качестве детекторов фонового электромагнитного поля с сигналами, обнаруживаемыми этими катушками, а не вычитаемыми надлежащим образом из сигналов, обнаруживаемых остальными катушками массива. Конечно, возможны и другие варианты схем для вычитания фонового шума.

При необходимости также возможны несколько слоев массивов формы, показанной на Фиг. 6. В этом случае могло бы быть два таких массива, один поверх другого, где массив, находящийся ближе к грудной клетке пациента, используется для детектирования магнитного поля, генерируемого сердцем пациента, а массив, находящийся дальше, используется в целях детектирования фонового шума.

Чтобы измерять магнитные поля, генерируемые сердцем, вышеописанные варианты схем можно использовать для формирования сканов магнитного поля сердца пациента путем сбора результатов измерения магнитного поля с интервалами по всей поверхности грудной клетки пациента. Изображения в условных цветах, например, могут затем быть сформированы для любого участка сердечного сокращения, а сканы затем используются, например, путем сравнения с известными эталонными изображениями для диагностирования различных состояний сердца. Кроме того, это может быть сделано при значительно более низких затратах на установку и текущих эксплуатационных затратах, чем у существующих устройств кардиомагнитометрии.

На Фиг. 7 показана иллюстративная конфигурация магнитометра, которая, как предусматривается, может использоваться в больнице, например. Магнитометр 30 представляет собой переносное устройство, которое можно подвозить на колесиках к постели 31 пациента, где оно затем используется для сканирования сердца пациента (например). Отсутствует необходимость в каком-либо магнитном экранировании, криогенном охлаждении и т.д. Магнитометр 30 можно использовать в условиях обычной больничной палаты. (Однако экранирование и/или охлаждение можно использовать при необходимости).

В технологии, раскрытой в настоящем документе, длина l каждой катушки 61, ее внешний диаметр D и внутренний диаметр D_i тщательно выбирают для улучшения чувствительности катушки 61 к биомagnetным полям.

В своем простейшем виде индукционная катушка представляет собой электронный компонент, реагирующий на изменения магнитного поля путем формирования электродвижущей силы (ЭДС, или разности потенциалов (напряжения)), направленной противоположно (вследствие закона Ленца) полю, вызывающему эту силу. Под действием этой наведенной разности потенциалов (напряжения) через катушку будет протекать ток.

Математически было показано, что максимальная возможная индуктивность катушки с воздушным зазором (без сердечника) для данной длины провода представляет собой катушку Брукса.

На Фиг. 8 изображена конструкция традиционной катушки Брукса. Здесь поперечное сечение обмотки является квадратным, а общий диаметр катушки имеет ширину в 4 раза большую, чем одна из сторон квадрата. Индуктивность L для катушек Брукса задана следующим уравнением:

$$L \cong 0.02591 h N^2 \mu_0 H$$

где h — высота или длина одной стороны квадратного поперечного сечения обмотки, N — общее количество витков, μ_0 — магнитная проницаемость свободного пространства, а H — напряженность магнитного поля. Это можно также выразить, исходя из среднего радиуса обмотки (r_{mean}) катушки следующим образом:

$$L \cong 0.016994 r_{mean}^2 N^2 \mu_0 H$$

H можно также выразить как BA , что представляет собой плотность B магнитного потока, умноженную на площадь A поперечного сечения катушки:

$$H = BA = B \pi r_{mean}^2$$

Из этих уравнений видно, что для увеличения индуктивности L катушки с воздушным сердечником необходимо увеличить либо радиус r_{mean} катушки, либо количество витков N . Однако обе из этих величин повышают электрическое сопротивление катушки.

На Фиг. 9 изображено влияние внешнего диаметра D катушки на индуктивность L катушки. На Фиг. 9 сплошная (нижняя) линия показывает изменение измеренной индуктивности L с изменением диаметра D катушки, не имеющей магнитного сердечника, тогда как пунктирная (верхняя) линия показывает изменение измеренной индуктивности L с изменением диаметра D катушки, имеющей магнитомягкий сердечник. Каждая катушка, измеренная на Фиг. 9, имеет фиксированное количество (30) витков. На Фиг. 9 показано, что наличие магнитомягкого сердечника улучшает индуктивность катушки. Кроме того, на Фиг. 9 показано, что при фиксированном количестве витков индуктивность L (однослойной) катушки возрастает с ее диаметром (и площадью поперечного сечения), позволяя ей пересекать больше линий магнитной индукции.

Большинство традиционных конструкций катушки основаны на катушке Брукса и поперечных сечениях обмоток. Широко используемыми являются катушки

без сердечника, поскольку они не насыщаются легко и испытывают небольшие потери, особенно на высоких частотах. Воздушные зазоры часто намеренно вводят в некоторые индукционные катушки, чтобы уменьшить насыщение сердечника. Отношения внутреннего диаметра к внешнему как правило невелики. Для уменьшения отношения сопротивление/шум выбирают большие диаметры провода, что приводит к получению физически больших и тяжелых катушек.

Другой способ повышения чувствительности индукционной катушки без увеличения сопротивления состоит во введении магнитомягкого (ферромагнитного) материала (сердечника) в центр катушки.

Ферромагнитные сердечники представляют собой материалы, обладающие высокой магнитной проницаемостью, и могут использоваться для направления и локализации магнитных полей. При введении в индукционную катушку они значительно усиливают напряженность магнитного поля. Ферромагнитные сердечники действуют в качестве концентраторов потока внутри катушки, которые замыкают линии магнитного поля на себя, значительно увеличивая индуктивность катушки.

Индуктивность однослойной катушки с ферромагнитным сердечником задана следующей формулой:

$$L = \mu_e \mu_0 N^2 B A$$

Здесь μ_e относится к эффективной магнитной проницаемости ферромагнитного материала в центре (которая равна 1 в случае воздуха).

На Фиг. 9 показано увеличение индуктивности для каждой катушки при введении сердечника из магнитомягкого материала. Видно, что катушка диаметром 10 мм с сердечником имеет магнитную индукцию, равную по величине индукции катушки диаметром 50 мм без сердечника, несмотря на то, что ее площадь поперечного сечения меньше в 25 раз (и сопротивление значительно ниже).

Однако магнитные сердечники не лишены недостатков, так как они приносят потери, прежде всего, за счет гистерезиса и вихревых токов. Одной высокой магнитной проницаемости недостаточно, чтобы выбрать материал в качестве магнитного сердечника. Вообще говоря, предпочтительными являются материалы с низкой коэрцитивностью, так как она позволяет им реагировать на изменение полей (переменного тока) с меньшими потерями (материалы с высокой коэрцитивностью могут рассматриваться в качестве постоянных магнитов).

Далее рассмотрены ряд катушек, использующих магнитный сердечник, которые выполнены в соответствии с вариантами осуществления.

Увеличение индуктивности катушки вызывает ряд положительных эффектов, включая увеличение чувствительности катушки к магнитным полям и увеличение постоянной времени нарастания напряжения, тем самым, сдвигая частотную характеристику катушки к более низким частотам (которые более типичны для биологических сигналов) и действуя в качестве дросселя для более высокочастотных источников шума.

В соответствии с различными вариантами осуществления сердечники из аморфных металлических сплавов (иногда называемых метгласами или стекловидными металлами) используют, например, вместо традиционных сердечников из прессованного железного порошка. Эти материалы отличаются от традиционных металлических материалов и сплавов тем, что они имеют сильно разупорядоченные атомные структуры вместо традиционных кристаллических или поликристаллических решеток, и по этой причине обладают рядом уникальных свойств.

Благодаря легированию магнитными материалами, такими как железо, кобальт и никель, можно получить материалы с очень высокой магнитной проницаемостью и восприимчивостью, такие как Metglas 2714a или FINEMET. Их высокое сопротивление уменьшает потери на вихревые токи, когда их подвергают воздействию переменных магнитных полей; их низкая коэрцитивность также уменьшает потери.

В связи с этим можно использовать сердечник из, например, Metglas 2714a, нанокристаллических материалов (т.е. поликристаллических материалов с очень малыми размерами зерен, пространство между которыми заполнено аморфным материалом), или мю-металла.

Авторами изобретения сделан вывод о том, что эффективная магнитная проницаемость (μ_e) магнитного сердечника зависит как от относительной магнитной проницаемости (μ_r) магнитного материала, так и от геометрии сердечника. В частности, эффективная магнитная проницаемость (μ_e) зависит от зависящего от геометрии сердечника размагничивающего фактора N_{demag} :

$$\mu_e = \frac{\mu_r}{1 + N_{demag} \cdot (\mu_r - 1)},$$

где

$$N_{demag} \cong \frac{D_C^2}{l_C^2} \cdot \left(\ln \frac{2l_C}{D_C} - 1 \right).$$

Здесь D_c и l_c представляют собой диаметр и длину сердечника.

При достаточно больших значениях магнитной проницаемости эффективная магнитная проницаемость сердечника почти не зависит от свойств материала, так как эта формула упрощается до:

$$\mu_e \approx \frac{1}{N_{demag}}$$

На Фиг. 10 изображено влияние соотношения размеров сердечника на его эффективную магнитную проницаемость μ_e . Как видно из Фиг. 10, материал с относительной магнитной проницаемостью 10000 может иметь эффективную магнитную проницаемость, составляющую 4, при равных длине или диаметре сердечника, или эффективную магнитную проницаемость >1000 , когда длина сердечника в 100 раз больше, чем его ширина.

Это легче увидеть, если повторно построить график с использованием данных по катушкам с воздушным сердечником (показанных на Фиг. 9) и масштабировать индуктивность по отношению к индуктивности катушки без сердечника. Это показано на Фиг. 11. Здесь, при добавлении фиксированной длины сердечника (50,8 мм), но с изменяемым диаметром сердечника (ось x), для катушки с одинаковым электрическим сопротивлением можно видеть существенно различающиеся значения индуктивности. Катушки с диаметром сердечника, составляющим 5 мм (соотношение размеров 10:1) демонстрируют ~17-кратное увеличение измеряемой индуктивности по сравнению только с ~2,5-кратным увеличением для катушек с диаметром сердечника, составляющим 50 мм (соотношение размеров ~1:1).

Доводя эти выводы из анализа данных до логического предела, укажем, что наиболее чувствительные катушки имеют сердечник с высокой магнитной проницаемостью, много витков, представляют большую площадь поперечного сечения и сохраняют высокое соотношение размеров. К сожалению, физические ограничения означают, что было бы непрактичным производить катушку больше определенной длины, поэтому необходимо найти оптимальное сочетание.

В связи с этим внешний диаметр D катушки должен быть ограничен величиной 10 см или меньшей, чтобы обеспечить катушку, имеющую общий размер, который позволяет обеспечивать пространственное разрешение, подходящее для медицинской магнитометрии (и, в частности, для магнитокардиографии).

Отношение длины катушки к ее внешнему диаметру должно быть относительно большим (т.е. 0,9 или более), чтобы катушка была довольно длинной (вдоль своей оси) относительно своей ширины. Это означает, что катушка может содержать магнитный сердечник, имеющий относительно большое отношение длины к диаметру, $l_c:D_c$ (и, соответственно, высокую эффективную магнитную проницаемость μ_e), и, соответственно, что катушка будет иметь относительно высокую индуктивность L .

Однако напряженность магнитного поля спадает пропорционально величине $1/r^3$, поэтому витки, отстоящие на двойное расстояние от источника магнитного поля, испытывают напряженность поля, уменьшенную в 8 раз. Так, например, витки на расстоянии 10 см от источника магнитного поля (например, верхняя часть сердца, или средняя и т.д.) будут испытывать напряженность магнитного поля, составляющую 12,5% напряженности, испытываемой на расстоянии 5 см от источника; витки на расстоянии 15 см от источника будут испытывать напряженность магнитного поля, составляющую 3,7% напряженности, испытываемой на расстоянии 5 см, и 29% напряженности, испытываемой на расстоянии 10 см; и витки на расстоянии 20 см от источника будут испытывать напряженность магнитного поля, составляющую 1,56% напряженности, испытываемой на расстоянии 5 см, 12,5% напряженности, испытываемой на расстоянии 10 см и 42% напряженности, испытываемой на расстоянии 15 см.

Это означает, что витки сверху и снизу катушки испытывают совершенно различные напряженности поля. Это, в свою очередь, означает, что проектирование очень длинной катушки не дает преимуществ, несмотря на улучшения, обусловленные соотношением размеров. Исходя из этих соображений, было определено, что оптимальная длина l катушки составляет ~50 мм. За пределами этой длины поле сердца значительно ослабевает и расходится, и магнитометрическое устройство становится менее практичным и неудобным в управлении.

Кроме того, авторами изобретения сделан вывод о том, что отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру (т.е. отношение внутреннего диаметра обмотки (обмоток) к внешнему диаметра обмотки (обмоток)), $D_i:D$, должно быть относительно большим, т.е. 0,6 или более. Это означает что обмотку (обмотки) катушки уложены относительно плотно в направлении, перпендикулярном оси сердечника (т.е. имеют относительно малый разброс расстояний по радиусу от оси катушки в направлении, перпендикулярном оси

катушки). Это, в свою очередь, означает что витки каждого слоя катушки будут расположены относительно близко к сердечнику.

Кроме того, расположение внешней поверхности сердечника с возможностью контактирования с обмоткой (обмотками) катушки означает, что обмотка (обмотки) расположена (расположены) как можно ближе к сердечнику. Витки катушки, находящиеся в непосредственном контакте или в непосредственной близости к сердечнику, испытывают большой прирост измеренных значений индуктивности, но для внешних витков эффект может оказаться почти пренебрежимо малым.

С другой стороны, каждая катушка должна содержать несколько слоев витков, при этом увеличение количества слоев витков вызывает эффект увеличения индуктивности катушки (например, без увеличения длины l катушки). Однако увеличение количества слоев витков уменьшит отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру, $D_i:D$.

Эту проблему можно до некоторой степени устранить, используя провод с меньшим диаметром (сортаментом) и, следовательно, площадью поперечного сечения, и поэтому в тот же объем можно добавить больше витков (и, таким образом, увеличенную длину провода), или в непосредственной близости от сердечника можно поместить одинаковое количество витков. Это показано на Фиг. 12.

Это изменение происходит за счет повышенного сопротивления, так как оно пропорционально площади (A) поперечного сечения:

$$R = \frac{\rho l}{A}$$

Однако если сопротивление становится слишком большим, проблемой может стать шум Джонсона-Найквиста (это может увеличить количество необходимых средних данных за цикл и продлить время сканирования, или увеличить размер наименьшего обнаруживаемого признака), при этом усилительные электронные схемы необходимо надлежащим образом модифицировать для обеспечения достаточного протекания электрического тока. Хотя температуру можно уменьшить, чтобы минимизировать уровни шума, применять криогенные холодильные агенты (такие как жидкий азот или гелий) практически невозможно, например, вследствие стоимости и необходимости надежной изоляции.

Вышеназванные факторы необходимо тщательно сбалансировать при проектировании катушек для использования в медицинской магнитометрии. В связи с этим авторы изобретения выяснили, что особенно благоприятный баланс между вышеназванными разнонаправленными факторами может быть найден путем обеспечения катушки или катушек со следующей конфигурацией:

$$D \approx 4,7 \text{ см};$$

$$l \approx 5 \text{ см}; \text{ и}$$

$$\frac{D_i}{D} \approx 0,745$$

где D — внешний диаметр катушки, l — длина катушки, и D_i — внутренний диаметр катушки. Такая конструкция показана на Фиг. 13В. Было замечено, что катушки, имеющие такие пропорции, обладают относительно высокой индуктивностью L .

В различных других конкретных вариантах осуществления единственная или каждая катушка имеет следующую конфигурацию:

$$D \approx 4 \text{ см};$$

$$l \approx 5 \text{ см}; \text{ и}$$

$$\frac{D_i}{D} \approx 0,625$$

где D — внешний диаметр катушки, l — длина катушки, и D_i — внутренний диаметр катушки. Такая конструкция показана на Фиг. 13А. Было замечено, что катушки, имеющие такие пропорции, обладают еще более высокой индуктивностью L .

Авторы изобретения также выяснили, что нет необходимости в наличии полностью сплошного сердечника при условии, что сохраняются общие размеры сердечника. Действительно, тонкая полоска или лента (например, толщиной < 35 мкм) фольги Metglas 2714а, свернутая в полый цилиндр (или, например, ламинированный (спрессованный) пакет слоев, из которого образован полый цилиндр) и помещенная в катушку, может давать увеличение индуктивности катушки, сопоставимое (или даже большее) с ферритовым стержнем таких же габаритных размеров вследствие своей высокой относительной магнитной проницаемости (μ_r). Это приводит к значительному уменьшению как затрат на

материалы, так и веса катушки. Аналогичные преимущества могут быть получены при помощи нескольких ламинированных слоев фольги.

Авторы изобретения также выяснили, что для этих форм сердечников с высоким соотношением размеров важно поместить материал сердечника в непосредственном контакте с обмотками (или близко к ним). Это минимизирует возможность возникновения индуктивности рассеивания и частично служит в качестве дросселя, чтобы отфильтровывать нежелательный высокочастотный шум. В связи с этим катушки могут представлять собой, в частности, самоподдерживающиеся скрепленные катушки (т.е. вместо наматывания на бобину и введения «воздушного» зазора между сердечником и проводом).

Используемый провод представляет собой медь или плакированный медью алюминий диаметром 0,25 мм. Уменьшение сортамента провода и увеличение длины катушки позволяет наматывать намного больше витков, значительно увеличивая индуктивность катушки. Благодаря использованию плакированного медью алюминия вес катушки значительно уменьшается (например, по сравнению с медью). Если вес катушки возрастает слишком сильно, то ее стоимость и технические проблемы, связанные с безопасной фиксацией катушек над пациентом, увеличиваются. Плакированный медью алюминий может обеспечивать значительное (>50%) снижение веса за счет повышенного сопротивления.

Катушки в соответствии с различными вариантами осуществления имеют приблизительно в 10 раз большее сопротивление, поэтому демонстрируют в приблизительно 3 раза больший тепловой шум по сравнению с раскрытым в WO2014/006387. Однако индуктивность приблизительно в 11 раз выше, поэтому отношение сигнала к шуму улучшается более чем в 3 раза.

Хотя, как показано на Фиг. 13, сердечник 70 катушки 61 может иметь такую же длину, как у обмотки 71, и, как показано на Фиг. 14, также возможно, чтобы сердечник 70 имел большую длину, чем обмотка 71. Это может увеличивать соотношение размеров сердечника 70, и, тем самым, увеличивать эффективную магнитную проницаемость. (Следует отметить, что Фиг. 14 предназначена только для целей иллюстрации и показан не в масштабе).

Наличие магнитного сердечника значительно увеличивает индуктивность катушек. Применение катушек с воздушным сердечником, имеющих конфигурацию, раскрытую в настоящем документе, для детектирования исследуемых биологических магнитных полей вызвало бы необходимость значительного увеличения времен сканирования для получения такого же отношения сигнал-шум.

Из вышеизложенного видно, что технология, раскрытая в настоящем документе, по меньшей мере в своих вариантах осуществления, обеспечивает устройство визуализации магнитного поля, которое может быть эффективно задействовано с точки зрения как медицинского применения, так и затрат, в широком диапазоне клинических сред, например, для применения при детектировании магнитных полей, генерируемых сердцем. Магнитометр, в частности, является предпочтительным с точки зрения целесообразности его использования в клинических средах и возможности быстрого развертывания для экспресс-диагностики и для широкого диапазона применений. Он является бесконтактным, действующим через одежду, быстрым, компактным, переносным и доступным по цене. Изображение может быть восстановлено с высоким разрешением спустя минуту после записи сигнала, при этом потенциально возможна абсолютная чувствительность к «единственному сокращению». При надлежащей обработке данных небольшие движения пациента не будут значительно ухудшать изображение.

Это достигается в вариантах осуществления технологии, раскрытой в настоящем документе, по меньшей мере за счет использования улучшенной конструкции катушки детектирования, имеющей конкретную конфигурацию и выполненной с возможностью детектирования переменного во времени магнитного поля (например) сердца.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Магнитометрическая система медицинского назначения, содержащая:
одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или более, причем каждая индукционная катушка содержит магнитный сердечник; и
цепь детектирования, соединенную с каждой катушкой и выполненную с возможностью преобразования тока или напряжения, генерируемых в катушке переменным во времени магнитным полем, в выходной сигнал для использования при анализе переменного во времени магнитного поля.
2. Магнитометрическая система по п. 1, содержащая несколько индукционных катушек, расположенных в виде одного или нескольких двух- или трехмерных массивов.
3. Магнитометрическая система по п. 1 или п. 2, в которой каждая индукционная катушка содержит несколько слоев витков.
4. Магнитометрическая система по п.п. 1, 2 или 3, в которой каждая индукционная катушка имеет длину обмотки, равную 10 см или меньше.
5. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждая индукционная катушка имеет такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру находится в диапазоне от 0,9 до 3, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру находится в диапазоне от 0,6 до 1.
6. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждая индукционная катушка имеет такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру находится в диапазоне от 1 до 1,5.

7. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждая индукционная катушка содержит провод радиусом меньше, чем 0,2 мм.

8. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждый магнитный сердечник содержит материал с относительной магнитной проницаемостью μ_r , составляющей по меньшей мере 1000.

9. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждый магнитный сердечник содержит магнитный аморфный металлический сплав, нанокристаллический материал, железоникелевый сплав или железокобальтовый сплав.

10. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой отношение внешнего диаметра каждого сердечника к внутреннему диаметру катушки, $D_c:D_i$, составляет 0,8 или больше.

11. Магнитометрическая система по п. 10, в которой отношение внешнего диаметра сердечника к внутреннему диаметру катушки, $D_c:D_i$, составляет 0,9 или больше.

12. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой отношение длины каждого сердечника к его диаметру, $l_c:D_c$, составляет по меньшей мере 1.

13. Магнитометрическая система по любому из предшествующих пунктов, в которой каждый сердечник является полым.

14. Кардиомагнитометрическая система для анализа магнитного поля части тела пациента, содержащая магнитометрическую систему по любому из предшествующих пунктов.

15. Катушка, предназначенная для детектирования переменного во времени магнитного поля части тела пациента, содержащая:

индукционную катушку, имеющую максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему

диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или больше; и

магнитный сердечник.

16. Способ анализа магнитного поля части тела пациента, включающий в себя следующие этапы:

используют одну или более индукционных катушек для детектирования переменного во времени магнитного поля части тела пациента, при этом каждая катушка имеет максимальный внешний диаметр 10 см или меньше и такую конфигурацию, что отношение длины катушки к ее внешнему диаметру равно 0,9 или больше, а отношение внутреннего диаметра катушки к ее внешнему диаметру равно 0,6 или больше, причем каждая индукционная катушка содержит магнитный сердечник;

преобразуют ток или напряжение, генерируемые в каждой катушке переменным во времени магнитным полем части тела пациента, в выходной сигнал; и

используют выходной сигнал или сигналы от катушки или катушек для анализа магнитного поля, генерируемого данной частью тела пациента.

17. Способ по п. 16, включающий в себя использование индукционных катушек для детектирования магнитного поля части тела пациента в магнитно-неэкранированной среде.

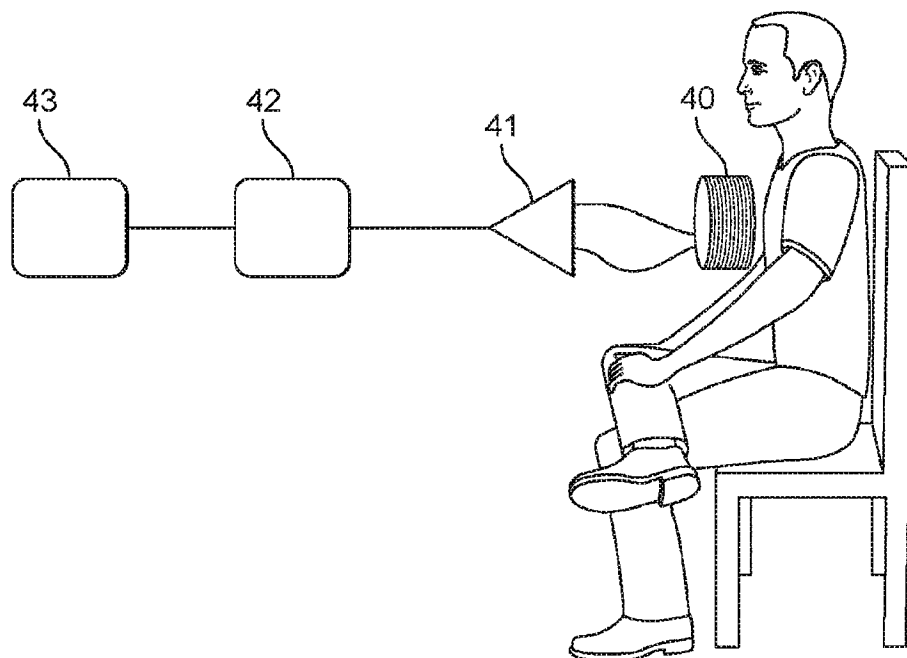
18. Способ по п. 16 или п. 17, в котором часть тела пациента, магнитное поле которого анализируют, включает в себя одно из следующего: брюшная полость, мочевой пузырь, сердце, голова, мозг, грудная клетка, матка или один или несколько плодов, или мышца.

19. Способ анализа магнитного поля сердца пациента, включающий в себя следующий этап:

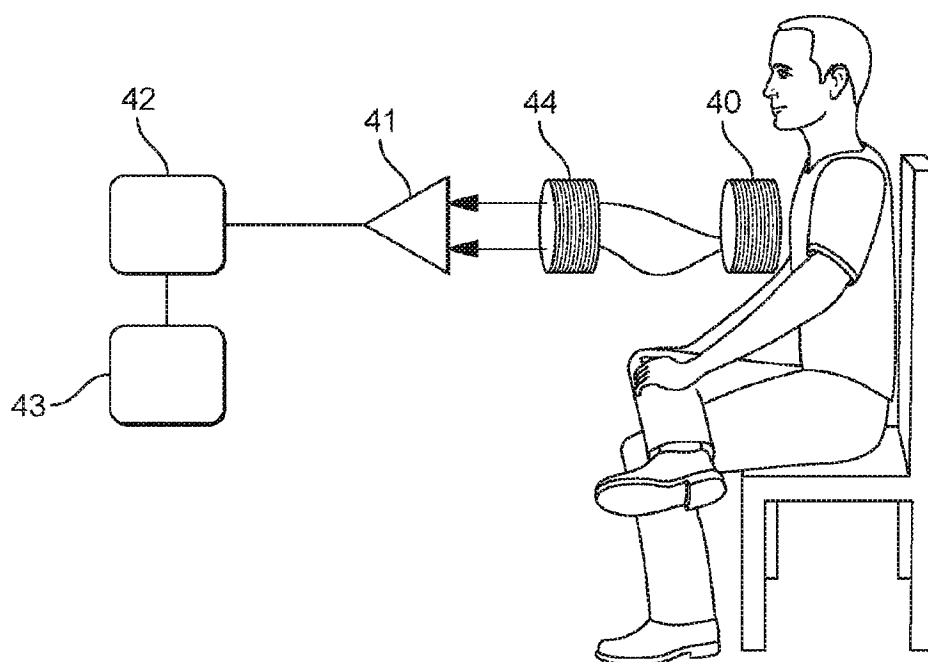
используют способ по любому из п.п. 16–18 для анализа переменного во времени магнитного поля сердца пациента.

20. Применение магнитометрической системы по любому из п.п. 1–13 для анализа магнитного поля, генерируемого частью тела пациента.

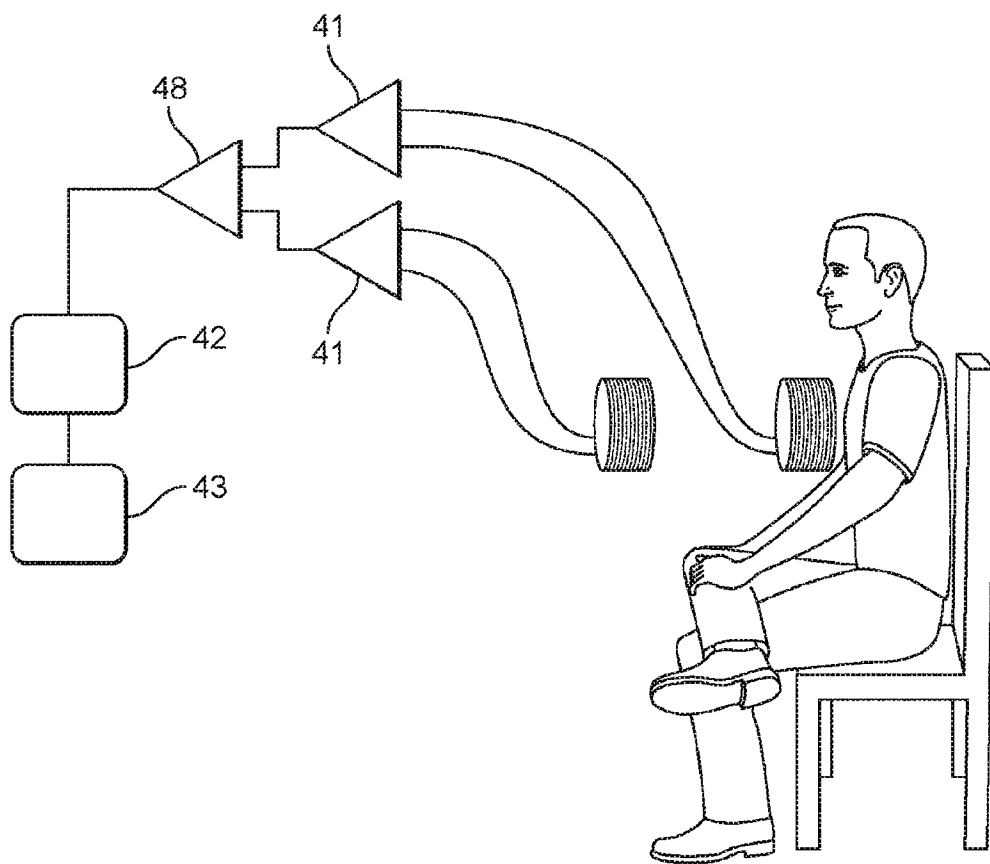
1

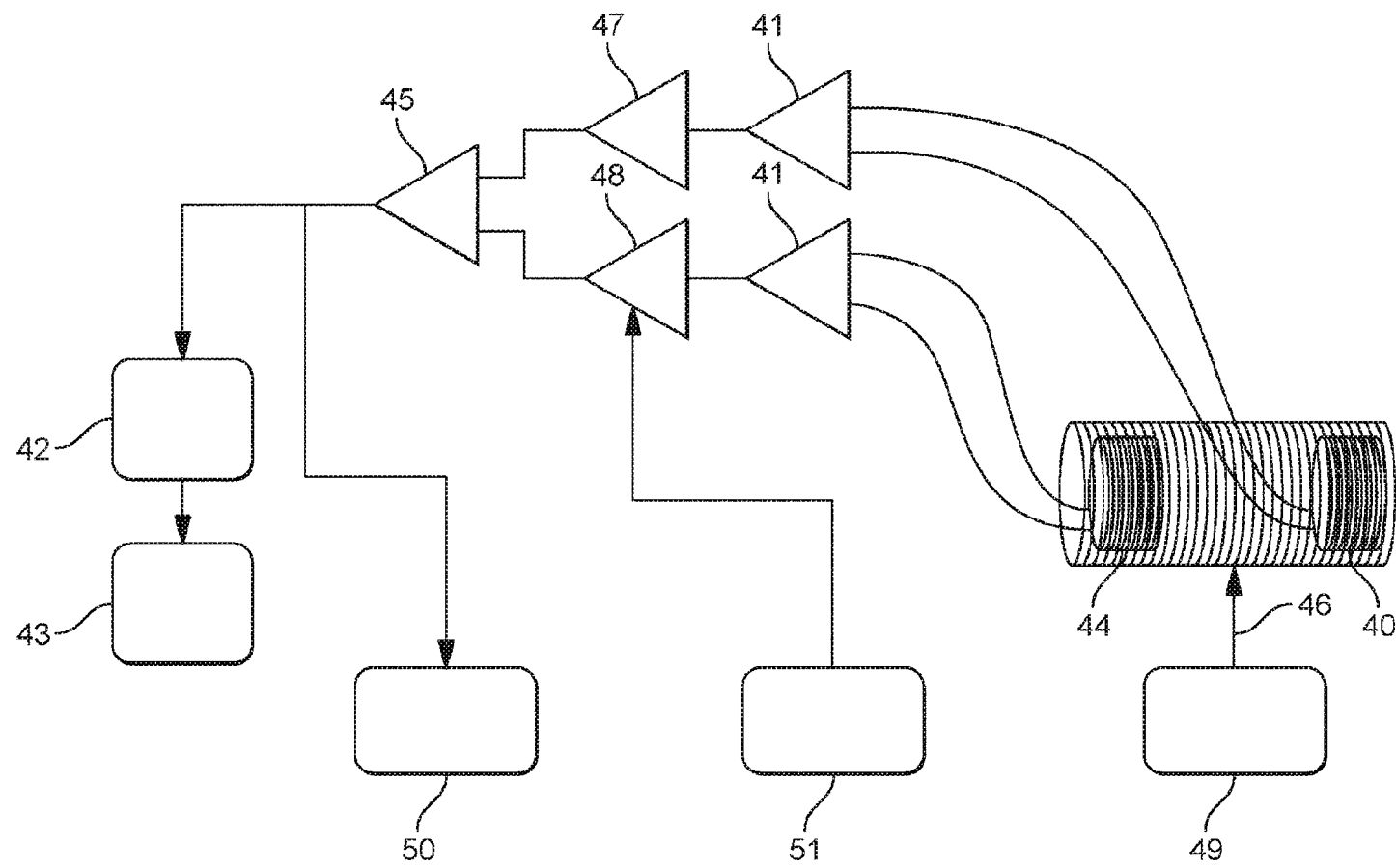


ФИГ. 1

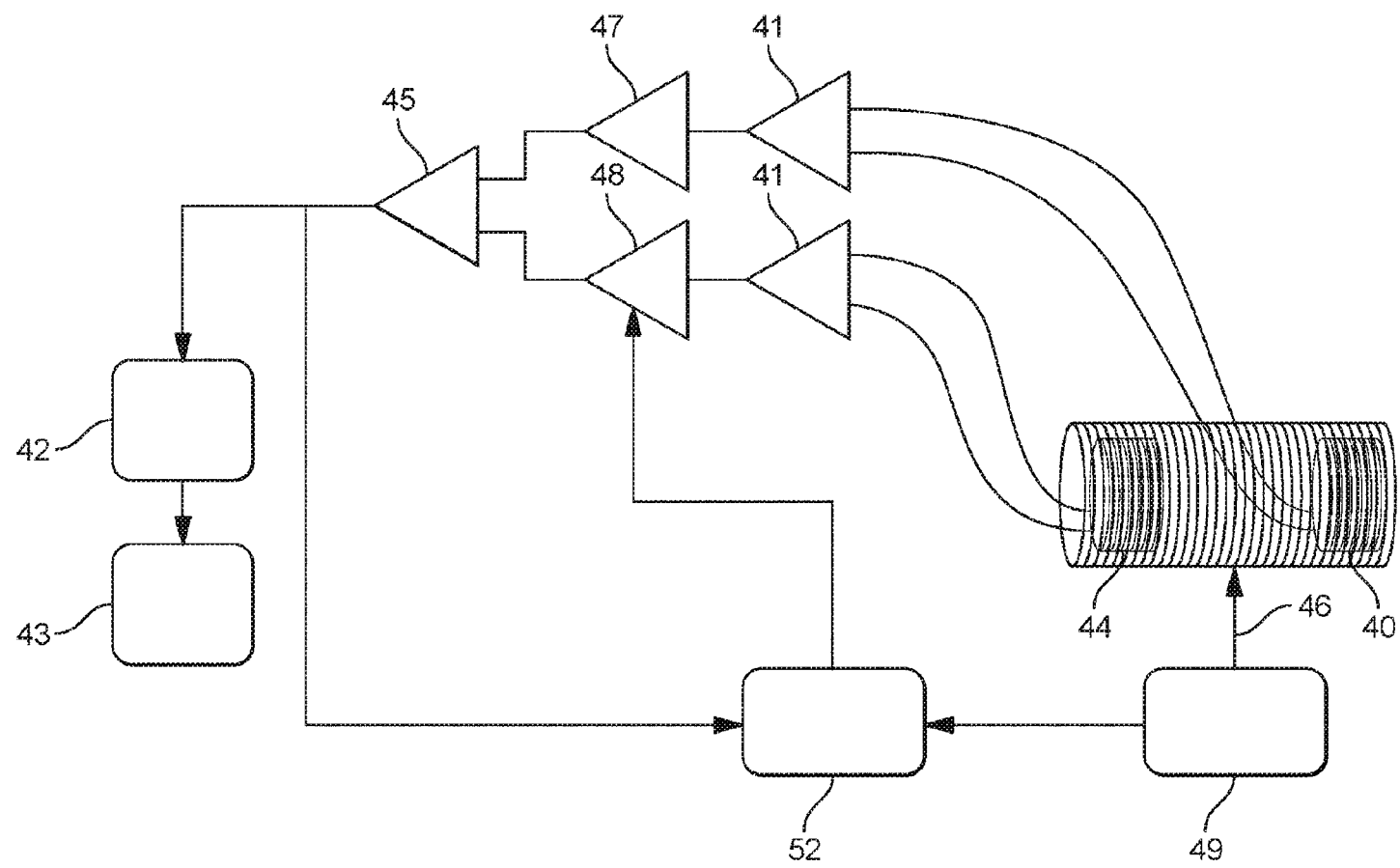


ФИГ. 2

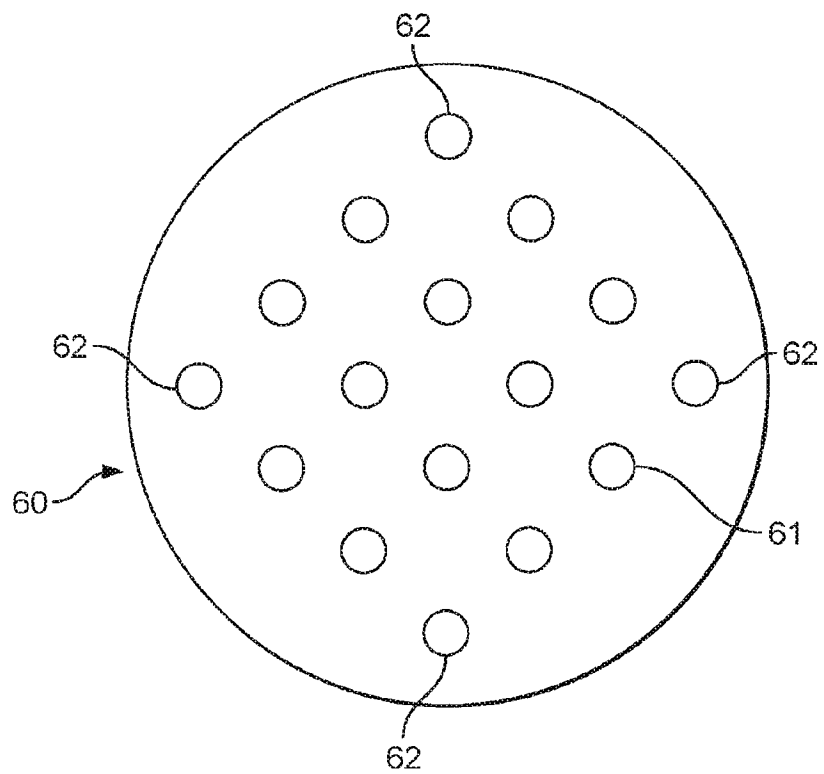
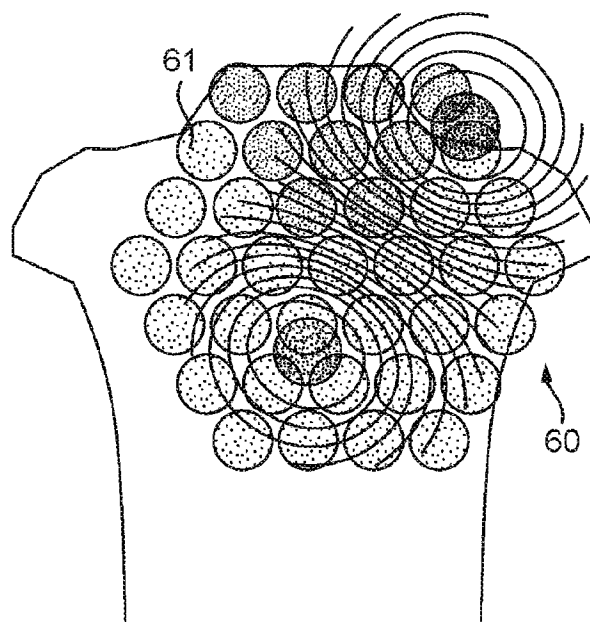
**ФИГ. 3**

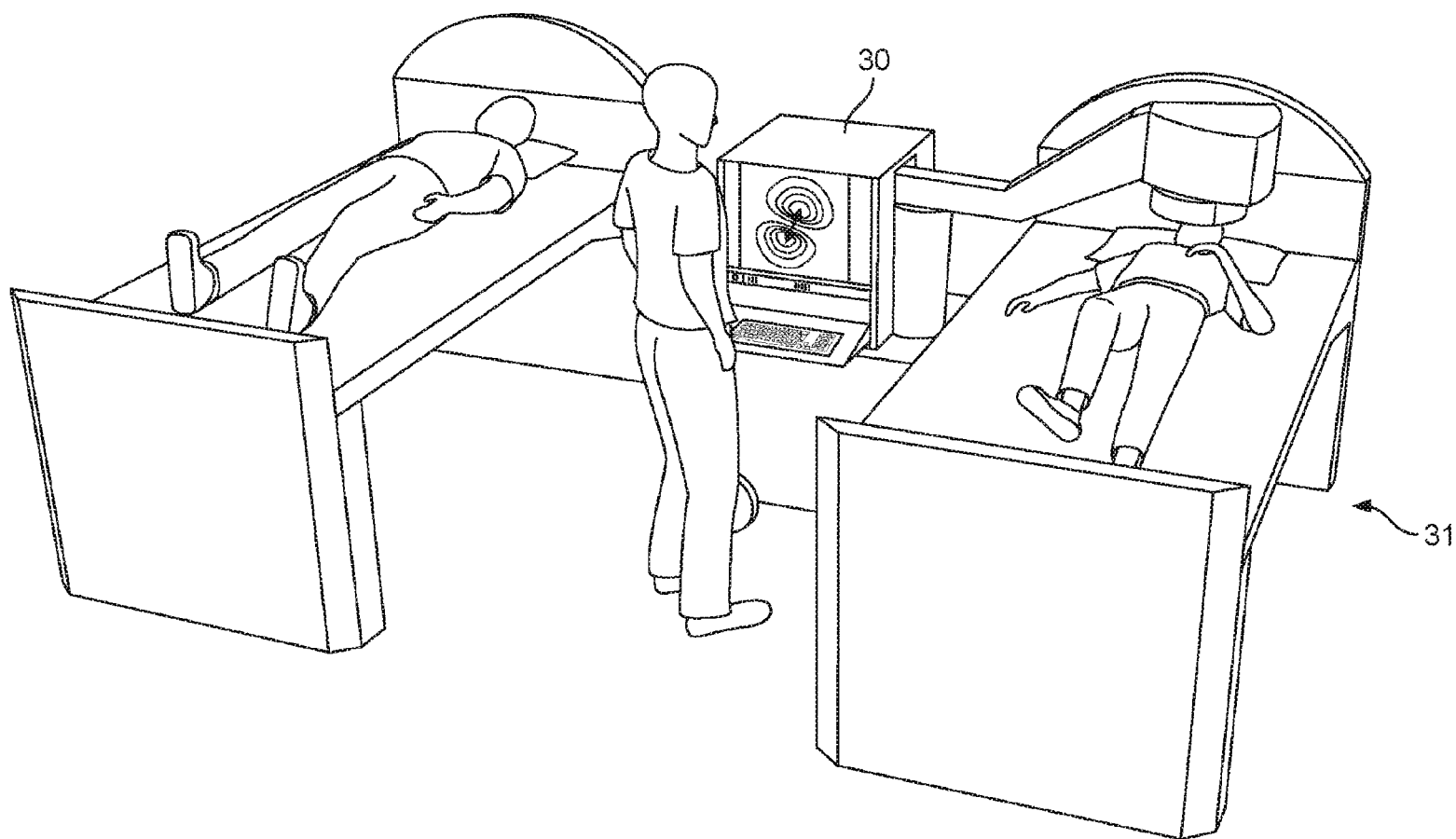


ФИГ. 4

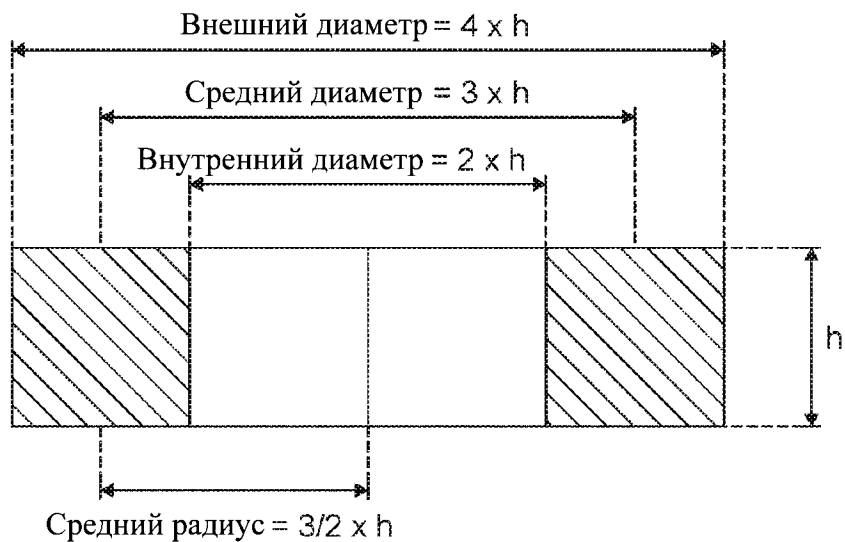


ФИГ. 5

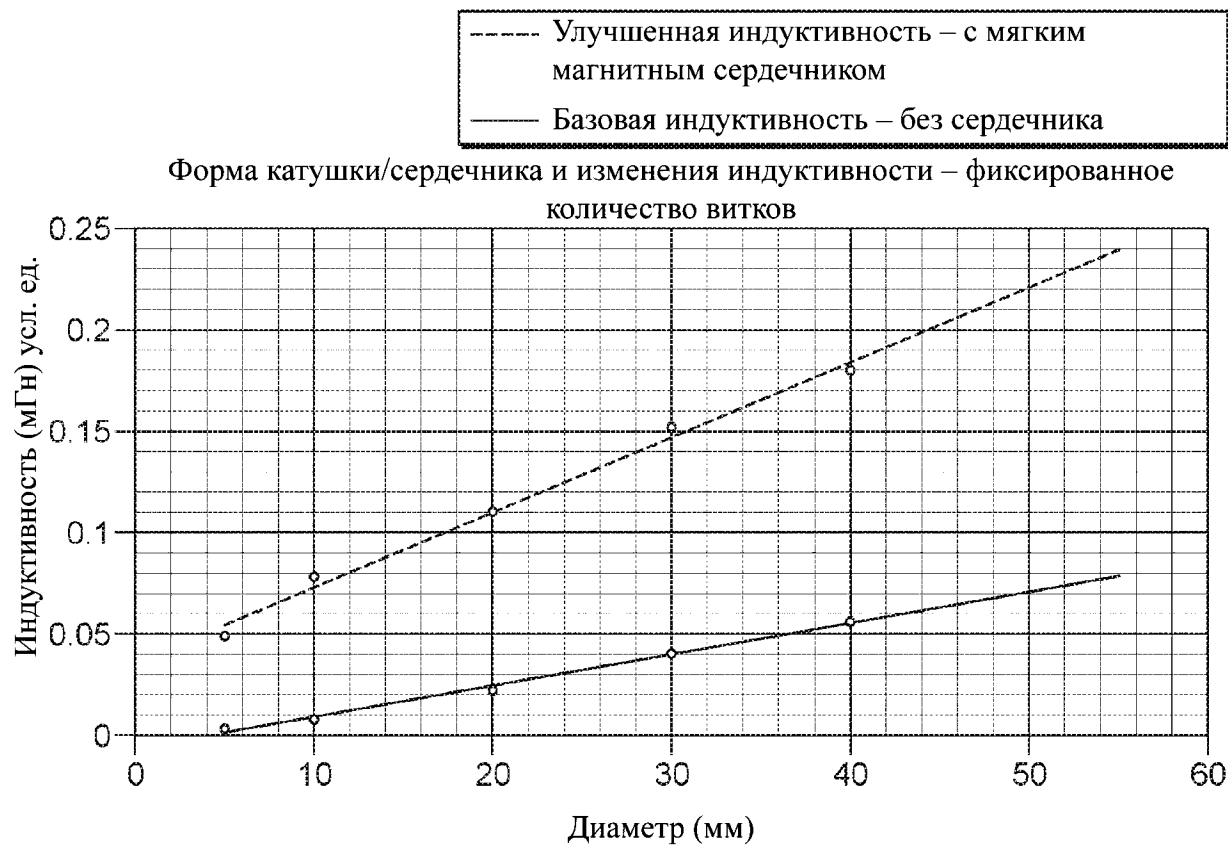
**ФИГ. 6А****ФИГ. 6В**



ФИГ. 7



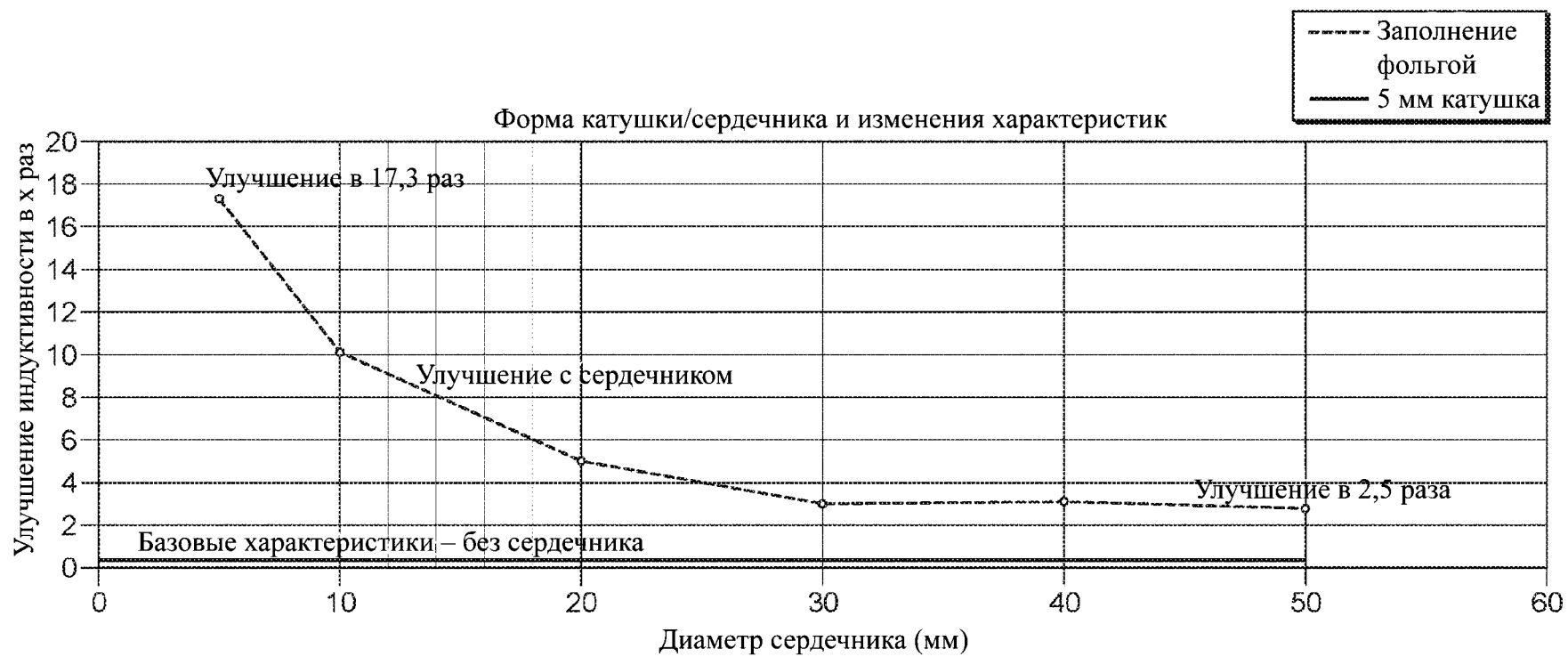
ФИГ. 8



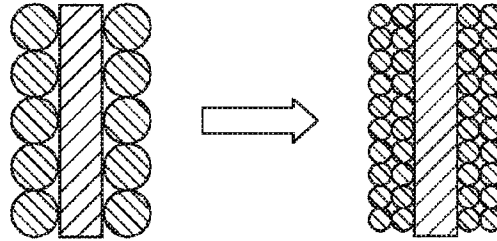
ФИГ. 9



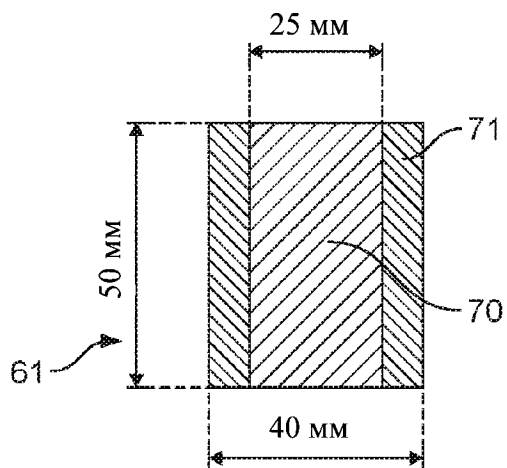
ФИГ. 10



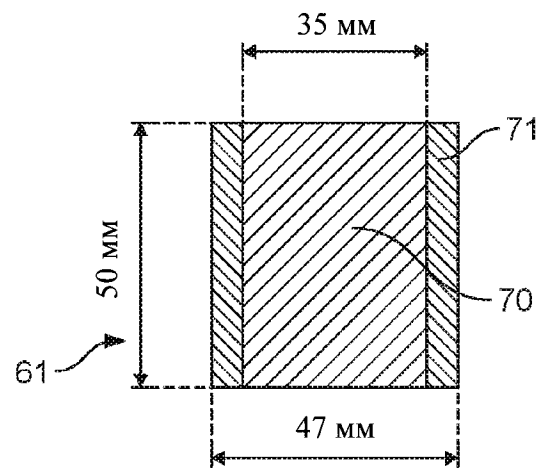
ФИГ. 11



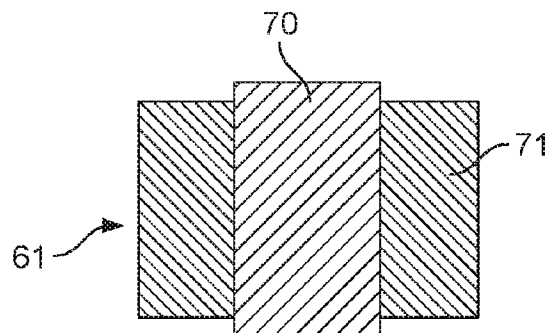
ФИГ. 12



ФИГ. 13А



ФИГ. 13В



ФИГ. 14