

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2010153388/14, 26.05.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
26.05.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
29.05.2008 US 61/071,992

(43) Дата публикации заявки: 10.07.2012 Бюл. № 19

(45) Опубликовано: 27.02.2014 Бюл. № 6

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: US 5853005 A, 29.12.1998. US 6213955 B1,
10.04.2001. US 20040039295 A1, 26.02.2004. RU
2005103835 A, 10.08.2005.(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 29.12.2010(86) Заявка РСТ:
IL 2009/000528 (26.05.2009)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2009/144721 (03.12.2009)

Адрес для переписки:

119019, Москва, Гоголевский б-р, 11, 3-й
этаж, "Гоулингз Интернэшнл Инк."

(72) Автор(ы):

ГЕРШКОВИЧИ-КОЭН Сара (IL),
ШНАЛЛ Роберт П. (IL)

(73) Патентообладатель(и):

ИТАМАР МЕДИКАЛ ЛТД. (IL)

(54) СПОСОБ И УСТРОЙСТВО ОБСЛЕДОВАНИЯ ПАЦИЕНТОВ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ
ОПРЕДЕЛЕННОГО ФИЗИОЛОГИЧЕСКОГО СОСТОЯНИЯ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Варианты способа и работа устройства по обследованию пациента для выявления определенного физиологического состояния с использованием методики, использующей звуки, исходящие из тела пациента и измеряемые на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, основаны на размещении первого акустического датчика, например измерителя уровня звука, на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего уровню звука;

модификации выходного сигнала первого акустического датчика с помощью предварительно вычисленной передаточной функции, приводящей выходной сигнал первого акустического датчика к выходному сигналу второго акустического датчика, установленного на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; и использовании модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для определения наличия определенного физиологического состояния в организме пациента. Группа изобретений позволяет повысить информативность

RU 2 5 0 8 0 4 4 C 2

RU 2 5 0 8 0 4 4 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION(21)(22) Application: **2010153388/14, 26.05.2009**(24) Effective date for property rights:
26.05.2009

Priority:

(30) Convention priority:
29.05.2008 US 61/071,992(43) Application published: **10.07.2012 Bull. 19**(45) Date of publication: **27.02.2014 Bull. 6**(85) Commencement of national phase: **29.12.2010**(86) PCT application:
IL 2009/000528 (26.05.2009)(87) PCT publication:
WO 2009/144721 (03.12.2009)

Mail address:

**119019, Moskva, Gogolevskij b-r, 11, 3-j ehtazh,
"Goulingz Internehsnl Ink."**

(72) Inventor(s):

**GERShKOVICH I-KOEhN Sara (IL),
ShNALL Robert P. (IL)**

(73) Proprietor(s):

ITAMAR MEDIKAL LTD. (IL)**(54) METHOD AND DEVICE FOR EXAMINING PATIENTS AIMED AT IDENTIFICATION OF PARTICULAR PHYSIOLOGICAL STATE**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. Versions of method and work of device for examination of patient intended for identification of a particular physiological state with application of methods which use sounds, produced by patient's body and measured at specified distance from patient's body area, which produces sounds, are based on placement of first acoustic sensor, for instance, device which measures sound level, on particular section of patient's body to form outlet signal, which corresponds to sound level; modification of

outlet signal of first acoustic sensor by means of preliminarily calculated transfer function, bringing outlet signal of first acoustic sensor to outlet signal of second acoustic sensor, installed at specified distance from patient's body area, which produces sounds; and application of modified outlet signal of first acoustic sensor in order to determine presence of a particular physiological state in patient's organism.

EFFECT: group of inventions makes it possible to increase self-descriptiveness of obtained data in course of patient's examination.

25 cl, 10 dwg

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ И ПРЕДПОСЫЛКИ СОЗДАНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Настоящее изобретение относится к способам и устройствам для обследования пациентов с целью выявления определенных физиологических состояний в организме с использованием акустической информации. Изобретение особенно полезно для применения в известных методиках, которые используют звуки, исходящие из организма пациента, измеряемые на определенном расстоянии от области тела пациента, испускающей звуки, например, одним измерительным устройством, и поэтому изобретение описывается в отношении таких методик.

Измерение акустических характеристик некоторых функций организма, особенно относящихся к дыхательной системе, или к остановке дыхания, или к частичной остановке дыхания, обеспечивает ценную медицинскую информацию. В частности изобретение может применяться, например, для измерения интенсивности храпа, которая является важным медицинским параметром, особенно в области медицины сна. Другие примеры, относящиеся к дыхательной системе организма, включают измерение интенсивности хрипов и свистов при дыхании (высокие звуки), кашля, частоты дыхания и т.п., которые являются клинически важными при диагностике различных заболеваний дыхательной системы. Кроме того, имеют значение звуки, относящиеся к сердечно-сосудистой системе, такие как хорошо известные "тоны сердца", звуки, относящиеся к скелетно-мышечной системе, звуки, относящиеся к желудочно-кишечной системе, а также звуки, связанные с определенными способами измерений, такими как, например, измерения кровяного давления.

Измерение интенсивности храпа важно для определения дыхательной активности пациента и состояния его дыхательных путей во время сна. На интенсивность храпа оказывают влияние, среди прочих физиологических факторов: степень открытости дыхательных путей, мышечный тонус верхних дыхательных путей, опухоли слизистых оболочек и степень активности дыхательного центра, особенно во время сна. Измерение частотного спектра звуков храпения может также дать полезные клинические данные, например, в определении местонахождения источника храпов в дыхательной системе пациента.

Количественные характеристики такой акустической активности существенны, поскольку они дают возможность практикующим врачам оценивать клиническую значимость, например, характера и интенсивности храпа для осуществления диагностики. Традиционно, интенсивность звуков храпа определялась в децибелах на некотором расстоянии, обычно один метр, от источника звука. Установленные клинические критерии количественной оценки интенсивности храпа определяются следующим образом.

В медицине, связанной с лабораторными измерениями, и в частности в медицине сна, запись акустической активности пациента традиционно выполняется путем установки датчика уровня звука, такого как микрофон, на определенном расстоянии (например, один метр) от пациента. Обеспечение такой среды акустических измерений требует хороших технических знаний и опыта, и, соответственно, такая методика не подходит для выполнения измерений за пределами специализированных лабораторий. Вышеуказанные измерения очень чувствительны к посторонней акустической активности, такой как, например, храп других спящих пациентов, что может существенно ухудшить точность измерений дыхательной активности обследуемого пациента.

Как показывает практика, измерения за пределами специализированных лабораторий получают все большее распространение. В частности, такие измерения

включают использование систем амбулаторных измерений, которые играют все более важную роль в клинической медицине и особенно важны в медицине сна.

Амбулаторные обследования имеют массу хорошо известных достоинств, среди которых повышение удобства для пациентов, доступность, а также существенная экономия средств.

Можно выделить основное достоинство (среди многих), которое заключается в записи акустической активности дыхательной системы непосредственно с поверхности тела пациента, что существенно снижает проблему влияния внешних шумов, которая присуща измерениям на фиксированном расстоянии от пациента.

На качество акустических измерений, относящихся к различным системам организма, могут также влиять движения тела пациента, а также положение, поза или ориентация тела пациента в месте обследования относительно вертикального направления. Кроме того, при диагностике многих патологических состояний используется не только акустическая информация, но также информация о таком положении и/или движении.

Определение различных физиологических сигналов, включая положение тела, его перемещения и акустические измерения, относящиеся к различным системам организма, описано в публикациях патентов US 4784162, US 5275159, US 6171258 и заявки US 2005/0113646 A1. В этих патентах и заявке описываются измерения положения тела, его движений и/или акустической активности, которые осуществляются с использованием отдельных датчиков на поверхности тела пациента. Эти датчики не были предназначены для обеспечения измерений из одного общего места, и они не подходили для размещения их таким образом, чтобы обеспечивались измерения из одного места.

Можно указать также и другие публикации, относящиеся к этому вопросу: например, патенты US 6468234, US 7077810 и международная заявка WO 2005/120167. Однако в технических решениях, описанных в указанных публикациях, не используются акустические датчики, а только датчики вибрации, измеряющие вибрации тела пациента.

Имеется несколько причин, по которым получение информации, относящейся к положению тела и его движениям, а также информации акустических измерений из одного места, когда все средства получения указанной информации размещаются в одном общем корпусе, является предпочтительным для оценки различных физиологических и патологических состояний, и эти причины иллюстрируются нижеприведенными примерами.

Применение для дыхательной системы

Возникновение ухудшенного прохождения верхних дыхательных путей или даже полное непрохождение является признаком хорошо известного синдрома обструктивного апноэ сна. Возникновению обструктивного апноэ сна у пациента обычно предшествует серьезная акустическая активность или храпение, однако оно прекращается, когда поток воздуха уменьшается в достаточной степени из-за прогрессирующего суживания дыхательных путей.

С другой стороны, прекращение храпения может происходить из-за прекращения частичного непрохождения дыхательных путей, вызвавшего храпение. Различение между этими двумя крайними случаями можно облегчить путем измерения движения поверхности в месте измерения. В случае ухудшения непрохождения повышенные движения поверхности, которые по своему характеру имеют частоту ниже акустической, возникают в результате вибрации тканей, вызываемой большими

изменениями давления в месте непрохождения в результате безуспешных попыток дыхания. Эти движения могут быть измерены с помощью подходящего датчика движения.

5 Хотя на поверхности тела человека имеется достаточно мест, подходящих для измерения акустической и/или вибрационной активности, связанной с храпением и состояниями нарушения дыхания во сне, авторы изобретения обнаружили, что наилучшим местом для таких измерений является область груди от подбородка до
10 грудинной кости и область груди, окружающая надгрудинную ямку. Указанные места лучше всего подходят для измерения акустических сигналов и сигналов движения благодаря их близости к источнику возмущений и благодаря тому, что в этих местах между поверхностью тела и просветом дыхательных путей находятся в основном мягкие ткани.

15 Для эффективного измерения указанных параметров в этой области крайне необходимо получать полный набор измерений положения тела, движений тела и акустических характеристик из одного места. Настоящее изобретение специально направлено на решение этой задачи.

Применение для измерений кровяного давления

20 Существует несколько хорошо известных способов неинвазивного измерения кровяного давления. Двумя наиболее широко используемыми способами является аускультативный (прослушивание) и осцилляторный.

В аускультативном способе воспринимается акустическая информация, которую получают с помощью стетоскопа и которая связана с изменяющимися степенями
25 открытия артерии при постепенном выходе воздуха из манжеты для измерения кровяного давления, и по изменяющемуся звуку определяют соответствующее систолическое и диастолическое артериальные давления. Это наиболее широко используемый способ в клинической практике, и так называемые "тоны Короткова"
30 используются для определения величин кровяного давления. Имеются также автоматические приборы, которые анализируют акустическую информацию.

Вторым наиболее широко используемым способом измерения кровяного давления является так называемый "осцилляторный" способ, который основан на измерении
35 флуктуаций объема измеряемого сегмента конечности, связанных с изменениями степени открытия артерии в процессе постепенного выхода воздуха из манжеты для измерения кровяного давления. В зависимости от амплитуды возникающих при этом изменений объема можно определить соответствующее систолическое, среднее и расчетное диастолическое давление. Измерение изменений объема обычно
40 осуществляется по изменениям давления в манжете для измерения кровяного давления или по амплитуде движений кожи возле измеряемой артерии.

Предлагаемое в настоящем изобретении устройство имеет ощутимые преимущества по сравнению с каждым из вышеуказанных способов, поскольку оно может
45 обеспечивать получение информации, необходимой для определения кровяного давления в соответствии с обоими способами.

Кроме того, добавление измерителя положения тела, например, при традиционном измерении кровяного давления в плечевой артерии, обеспечивает важную
информацию, касающуюся ориентации места измерения, которая может быть
50 использована, например, для определения гидростатического увеличения давления у сидящего пациента по углу руки относительно продольной оси тела.

Наконец, в вышеуказанном применении точное позиционирование датчика существенно влияет на точность измерения, поскольку зона пульсаций очень мала.

Только прибор, содержащий все датчики, расположенные точно в нужном месте, обеспечивает достаточно надежные данные.

Кардиология

5 Осушествление акустических измерений и измерений движения поверхности, а также определение положения тела из одного общего места, когда средства для получения указанной информации размещены в общем корпусе, может обеспечить полезную информацию о работе сердца, как это иллюстрируется в нижеприведенном примере.

10 Прослушивание тонов сердца является широко используемой клинической практикой, что особенно полезно, среди прочего, для определения состояний порока сердца.

На интерпретацию врачом тонов сердца могут влиять шумы, создаваемые дыханием пациента. Например, в так называемом втором тоне сердца (который вызывается реверберациями внутри крови и окружающих ее тканей, связанными с 15 внезапным перекрытием обратного кровотока в результате закрытия клапанов аорты и легочной артерии в конце систолы желудочков) распознавание дыхания пациента может помочь в установлении диагноза, когда необходимо определять, чем вызвано "расщепление" тона сердца: патологическим состоянием или нормальными физиологическими причинами.

20 По существу это относится к влиянию внутригрудного давления на обратный кровоток в правую сторону сердца. При вдохе возникает повышенное отрицательное внутригрудное давление, повышающее объем крови в правом желудочке. Это продолжается все время, пока клапан легочной артерии остается открытым 25 относительно клапана аорты.

Эта ситуация создает физиологическое "расщепление" второго тона сердца.

Однако, если такое расщепление не изменяется в процессе вдоха, то это может указывать на патологическое состояние, возможно, из-за сброса крови слева направо 30 внутри самого сердца. В этом случае могут появляться подозрения на дефект межпредсердной или межжелудочковой перегородки.

Некоторые действия инвазивного характера могут быть предприняты для увеличения венозного возврата в правую сторону сердца, включая принятие пациентом положения лежа на спине, в результате чего может быть повышена 35 точность вышеуказанного диагноза.

В вышеприведенном примере был бы полезен комбинированный прибор, обеспечивающий измерения положения тела и его движений, а также акустические измерения, поскольку он будет помогать более точно регистрировать тоны сердца с 40 помощью акустического датчика, модель дыхания на основе сигналов положения тела и его движений, а также позы пациента, измеряемой соответствующим датчиком, когда такой прибор расположен в соответствующем месте стенки грудной клетки.

Кроме того, таким прибором могут быть получены вибрации неакустического характера, связанные с механическими возмущениями, вызванными закрытием 45 сердечного клапана, и его патологическими состояниями. Эти вибрации могут быть измерены с помощью подходящего датчика движения.

Как уже указывалось в вышеуказанных примерах, и это справедливо также и для рассматриваемого примера, точное позиционирование датчика является критическим 50 фактором для успешного измерения, поскольку участок, на котором прослушиваются тоны сердца, и особенно расщепление второго тона сердца, имеет очень небольшие размеры. Только прибор, содержащий все датчики, расположенные точно в нужном месте, обеспечивает достаточно надежные данные.

Ревматология

Комбинированный прибор, обеспечивающий определение положения тела, измерение его движений и акустических сигналов, может быть также полезен для количественного измерения и анализа патологий суставов путем измерения движений
5 суставов, которым соответствуют определенные акустические модели.

Поскольку прибор может использоваться для обеспечения информации о положении конечности в трехмерном пространстве в зависимости от времени, а также может использоваться для получения динамических характеристик движений
10 конечности, то соответствующая акустическая информация может обеспечить количественную оценку степени поражения сустава. Как уже указывалось в вышеуказанных примерах, и это справедливо также и для рассматриваемого примера, точное позиционирование датчика является критическим фактором для успешного измерения. Понятно, что при условии ограниченного места для установки прибора у
15 сустава, только прибор со всеми датчиками, расположенными точно в нужном месте, позволит выполнить измерения надлежащим образом для обеспечения получения достаточно надежных данных.

Гастроэнтерология

Оценка нескольких физиологических процессов, относящихся к желудочно-кишечной системе, может быть выполнена с использованием комбинированного прибора, обеспечивающего определение положения тела, измерение его движений и акустических сигналов, с соответствующим анализом полученной информации. Таким образом, может быть выполнен анализ таких процессов, как проглатывание пищи,
25 перистальтика, кишечный шум, прохождение пищи по кишечнику. Кроме того, для повышения эффективности оценки в подходящих местах тела может быть размещено несколько блоков. Например, размещение нескольких блоков на поверхности живота, перекрывающей кишечник, может быть полезным для определения времени
30 прохождения пищи через кишечник, а также кинетики работы кишечника и его нарушений. Аналогичным образом, применение таких блоков в области горла/шеи и грудного отдела может быть полезным в оценке процессов проглатывания пищи и связанных с ними нарушений.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Одной из целей настоящего изобретения является создание способа, а также устройства для обследования пациента с целью выявления определенного физиологического состояния с помощью методики, использующей акустическую активность пациента, проявляемую в определенной области тела пациента, и поэтому
40 обладающей определенными достоинствами и преимуществами. Другой целью настоящего изобретения является создание способа и устройства для измерения большого количества физиологических состояний пациента за счет использования не только измерений акустической активности, но также и измерений положения и/или движения пациента на месте обследования.

В настоящем изобретении предлагается способ обследования пациента для выявления определенного физиологического состояния в его организме с помощью методики, использующей звуки, исходящие из тела пациента и измеряемые на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки,
50 включающий: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим первым акустическим датчиком; модификацию выходного сигнала первого акустического датчика с помощью предварительно вычисленной

передаточной функции (TF), приводящей этот выходной сигнал к выходному сигналу второго акустического датчика, установленного на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; и использование модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для определения наличия

5 определенного физиологического состояния в организме пациента.

В описанных предпочтительных вариантах осуществления изобретения предварительное вычисление передаточной функции включает: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента; размещение второго

10 акустического датчика на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; одновременное измерение звуков первым и вторым акустическими датчиками для формирования соответствующих выходных сигналов; и обработку выходных сигналов первого и второго акустических датчиков для вычисления передаточной функции, которая обеспечивает приведение выходного сигнала первого

15 акустического датчика к выходному сигналу второго акустического датчика.

Первый акустический датчик, расположенный на определенном участке тела пациента, может быть предварительно откалиброван для компенсации внешнего шума в определенное время, когда он используется для обследования пациента с

20 целью выявления определенного физиологического состояния в его организме, для чего выполняют: установку генератора эталонных звуковых частот в месте расположения первого акустического датчика; включение генератора эталонных звуковых частот одновременно с включением первого и второго акустических датчиков; обработку выходных сигналов первого и второго акустических датчиков

25 для определения разницы между ними, которая представляет собой показатель внешнего шума; и модификацию вычисленной передаточной функции с использованием показателя внешнего шума.

В настоящем изобретении предлагается еще один вариант способа обследования

30 пациента для выявления определенного физиологического состояния в его организме с помощью методики, использующей звуки, исходящие из тела пациента и измеряемые на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, включающий: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам,

35 измеряемым этим первым акустическим датчиком; модификацию выходного сигнала первого акустического датчика с помощью предварительно вычисленного показателя внешнего шума, приводящего этот выходной сигнал к выходному сигналу второго акустического датчика, установленного на заданном расстоянии от области тела

40 пациента, из которой исходят звуки; и использование модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для определения наличия определенного физиологического состояния в организме пациента.

В соответствии с другими особенностями изобретения положение и/или движение тела пациента, на котором расположен первый акустический датчик, измеряется

45 датчиком положения и/или движения, который размещен на определенном участке тела пациента и формирует выходной сигнал, также используемый для определения наличия определенного физиологического состояния в организме пациента.

Использование дополнительного датчика положения и/или движения, размещенного

50 на теле пациента в том же месте, в котором расположен акустический датчик, делает предлагаемый в настоящем изобретении способ особенно полезным для определения нарушений дыхания, патологических состояний сердечно-сосудистой системы, например, связанных с кровяным давлением, нарушений работы суставов, включая

движения суставов, связанные с определенными акустическими моделями, или патологических состояний желудочно-кишечного тракта пациента, как это уже указывалось выше.

В настоящем изобретении предлагается также устройство для обследования пациента с целью выявления определенного физиологического состояния в его организме с помощью методики, использующей звуки, исходящие из пациента и измеряемые на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, содержащее: первый акустический датчик, выполненный с возможностью размещения на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим первым акустическим датчиком; второй акустический датчик, выполненный с возможностью установки на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, и формирования выходного сигнала соответствующего звукам, измеряемым этим вторым акустическим датчиком; и процессор, обеспечивающий одновременный прием выходных сигналов первого и второго акустических датчиков, вычисление по этим принятым сигналам передаточной функции (ТФ), приводящей выходной сигнал первого акустического датчика к выходному сигналу второго акустического датчика, с целью использования вычисленной передаточной функции для модификации выходного сигнала первого акустического датчика и использование модифицированного выходного сигнала первого звукового датчика для получения информации, полезной для определения наличия определенного физиологического состояния в организме пациента.

Другие особенности, достоинства и преимущества изобретения станут очевидными из нижеприведенного описания.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Изобретение рассматривается в настоящем описании на примере и со ссылками на прилагаемые чертежи, на которых показано:

фигура 1 - схематический вид, на котором иллюстрируются основные компоненты одного из вариантов предлагаемого в настоящем изобретении устройства;

фигура 2 - блок-схема алгоритма, содержащая основные стадии предварительной калибровки устройства для определения передаточной функции, приводящей выходной сигнал акустического датчика, помещенного на тело пациента, к сигналу акустического датчика, установленного на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходит звук;

фигура 3 - блок-схема, содержащая основные компоненты предлагаемого в настоящем изобретении устройства, для использования передаточной функции для преобразования выходного сигнала датчика, помещенного на тело пациента, чтобы использовать принятые в настоящее время методики определения наличия определенного физиологического состояния по акустической активности;

фигура 4 - график выходного сигнала системы, выполненной в соответствии со схемой, представленной на фигуре 3, в которой используется акустический датчик, помещенный на тело пациента, в сравнении с графиком выходного сигнала акустического датчика, расположенного на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходит звук;

фигура 5 - блок-схема алгоритма, иллюстрирующая способ определения показателя внешнего шума в соответствии с настоящим изобретением для компенсации выходного сигнала акустического датчика, помещенного на тело пациента, обеспечивающий учет условий внешних шумов, присутствующих во время проведения

обследования;

фигура 6 - схематический вид устройства, выполненного в соответствии с настоящим изобретением, которое содержит акустический датчик микрофонного типа, датчик положения или позы пациента и датчик движения, которые помещают на один
5 обследуемый участок тела пациента, причем все вышеуказанные элементы размещены в общем корпусе;

фигура 7 - блок-схема, иллюстрирующая использование устройства, показанного на фигуре 6, для определения наличия определенного физиологического состояния
10 пациента;

фигура 8 - схематический вид устройства в соответствии со схемой фигуры 8, однако модифицированного таким образом, чтобы его можно было использовать также для вычисления показателя внешних шумов, используемого для компенсации шумов, имевшихся во время проведения обследования;

фигура 9 - блок-схема, иллюстрирующая применение устройства, показанного на фигуре 8;

фигура 10 - блок-схема, иллюстрирующая устройство в соответствии с фигурами 8 и 9, в котором акустическую активность, обеспечиваемую средствами калибровки, получают из датчика движений тела.
20

Необходимо понимать, что вышеуказанные чертежи и нижеприведенное описание прежде всего предназначены для облегчения понимания существа изобретения и возможных вариантов его осуществления, включая предпочтительный вариант осуществления изобретения. В целях наглядности и краткости в описании не дается
25 больше деталей, чем это необходимо для специалиста в данной области техники, использующего стандартные приемы и навыки конструирования, чтобы понять и осуществить описанное изобретение.

Необходимо также понимать, что описанные варианты осуществления изобретения приведены лишь в качестве примера, и изобретение может быть осуществлено в
30 других формах и в других применениях, отличающихся от рассмотренных в настоящем описании.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

На фигурах 1-4 иллюстрируется предпочтительный вариант осуществления изобретения для обследования пациента с целью выявления определенного физиологического состояния путем наблюдения за акустическими сигналами, исходящими из тела пациента.
35

Так, на фигуре 1 показан обследуемый пациент 2, лежащий на кровати 4, например, во время сна. Как показано на фигуре 1, акустический датчик SS₁ расположен на
40 определенном участке тела пациента, в данном случае на груди, для формирования выходных сигналов, соответствующих звукам, измеряемым датчиком SS₁. Выходные сигналы датчика SS₁ поступают в процессор 6 для обработки, которая будет описана ниже.

На фигуре 1 показан также второй датчик SS₂, расположенный на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки (как показано пунктирной дугой), например на расстоянии 1 метр, в соответствии с действующей в
45 настоящее время методикой "Gold Standard" анализа акустической информации.

Процессор 6 обрабатывает выходные сигналы, одновременно получаемые от двух датчиков SS₁ и SS₂, и вырабатывает выходную информацию, представляющую собой передаточную функцию, которая должна использоваться для приведения выходной информации акустического датчика SS₁, помещенного на тело пациента, к выходной
50

информации, которую передавал бы второй акустический датчик SS_2 , расположенный на заданном расстоянии от области тела пациента, испускающей звуки, как это используется в принятом способе анализа акустической информации, полученной от пациента, для выявления определенного физиологического состояния.

На фигуре 2 представлена блок-схема алгоритма, содержащая основные стадии получения передаточной функции. Как показано на фигуре 2, первый датчик SS_1 располагают на теле пациента, в то время как второй датчик SS_2 располагают на заданном расстоянии (например, на расстоянии 1 м) от области тела пациента, из которой исходят звуки, как показано в блоках 10 и 11. Выходные сигналы двух акустических датчиков SS_1 и SS_2 одновременно принимаются (блок 12) и подаются в процессор 6, который обрабатывает выходные сигналы датчиков для определения передаточной функции, приводящей выходную информацию акустического датчика SS_1 к выходной информации акустического датчика SS_2 (блок 13).

Предпочтительно две стадии, указанные блоками 12 и 13, повторяют неоднократно (блок 14), и при этом процессор 6 вычисляет усредненную передаточную функцию, которая используется для получения из выходной информации акустического датчика SS_1 , помещенного на тело пациента, выходной информации акустического датчика SS_2 , если бы этот датчик был установлен на заданном расстоянии от тела пациента для измерения звуков, исходящих из тела пациента.

При последующих обследованиях пациента можно будет использовать только первый акустический датчик, помещенный на тело пациента, поскольку его выходные сигналы могут быть преобразованы с помощью предварительно полученной передаточной функции для получения выходных сигналов, которые были бы получены датчиком, расположенным на заданном расстоянии (на расстоянии 1 м) от области тела пациента, звуки которой измеряются.

В большинстве случаев первый SS_1 и второй SS_2 акустические датчики являются измерителями уровня звука, измеряющими уровень звука в децибелах. Однако в некоторых применениях также может оказаться необходимым анализ выходных сигналов обоих акустических датчиков, используя другие измеренные параметры, например, измеренные ими частотные спектры.

Следует добавить, что первый акустический датчик SS_1 , при его первом использовании для определения передаточной функции и при последующем использовании для проведения действительных обследований пациентов, прикрепляют к телу пациента в определенном месте. В примере, показанном на фигуре 1, таким местом является грудь пациента. Однако для измерений могут использоваться самые разные места, например надгрудная ямка, подбородочная область, верхняя губа, а также стороны шеи. Выходная информация обоих датчиков SS_1 и SS_2 при проведении предварительной калибровки или выходная информация одного датчика SS_1 при проведении действительных обследований может быть передана в процессор 6 по проводной или беспроводной линии связи.

Акустические датчики могут быть всенаправленными или узконаправленными микрофонами. Предпочтительно их прикрепляют к телу пациента у обследуемой области, например, с использованием клеящего состава между датчиком и поверхностью тела, с помощью клеящей ленты или с помощью ремня.

На фигуре 3 приведена блок-схема устройства, в котором используется один датчик SS_1 , прикрепляемый к телу пациента, после выполнения предварительной калибровки для определения передаточной функции, для измерения акустических

сигналов, исходящих из тела пациента, для обеспечения информации, которая будет полезной для выявления определенного физиологического состояния. На фигуре 3 в качестве акустического датчика указан микрофон 20, который помещают на тело пациента для получения выходных сигналов, передаваемых в процессор 6 (см. фигуру 1). Процессор 6 выполняет аппаратную фильтрацию и обработку получаемых сигналов (блок 21), а также преобразование аналог-цифра (блок 22). Процессор 6 преобразует информацию, выходящую из преобразователя 22, с помощью передаточной функции, полученной предварительно в соответствии с алгоритмом, схема которого приведена на фигуре 2, для получения из выходной информации микрофона 20 выходную информацию, которая была бы получена акустическим датчиком (например, микрофоном SS₂, фигура 1), расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, в соответствии с действующими в настоящее время методиками анализа акустической активности. Выходная информация микрофона 20 модифицируется с помощью передаточной функции и затем преобразуется с помощью преобразователя цифра-аналог в аналоговую информацию (блок 24), которая отображается в форме уровня звука в децибелах (блок 25).

На фигуре приведены графики изменений амплитуды акустических сигналов, измеренных одновременно на теле пациента (верхний график), и на некотором расстоянии от тела пациента (нижний график). Сходство форм графиков совершенно очевидно.

Вышеописанный способ преобразования акустических сигналов, полученных на поверхности тела пациента, в эквивалентные уровни звука в децибелах с использованием предварительно полученной передаточной функции, был подтвержден сравнением расчетных величин в децибелах с измеренными величинами на группе из 19 пациентов. Сравнения показали, что средняя величина средней разницы в каждом испытании составила 0,7 дБ со среднеквадратическим отклонением 2 дБ из среднеквадратических отклонений в испытаниях.

Как уже указывалось, основное достоинство в амбулаторных условиях заключается в помещении акустического измерительного устройства на поверхность тела пациента, а не на некотором расстоянии от него, поскольку в противном случае на результаты измерений будут влиять шумы окружающей среды, которые отсутствуют при измерениях, проводимых в лабораториях медицины сна. Таким образом, помещение акустического датчика на тело пациента помогает улучшить возможности различения между звуками, исходящими из тела пациента, и мешающими звуками окружающей среды, поскольку на некотором расстоянии от области тела пациента, испускающей звуки, удаленный датчик подвергается действию всех источников звука. На акустический датчик, находящийся на теле пациента, все-таки могут действовать шумы окружающей среды либо непосредственно, либо после прохождения в теле пациента, причем уровень шумов может существенно различаться для разных окружающих сред, в которых проводятся измерения. Это особенно важно, когда необходимы точные количественные измерения для выполнения стандартизованных оценок, как, например, в случае измерения характеристик храпения.

Поэтому другой особенностью настоящего изобретения является включение в состав устройства средства внутренней калибровки, обеспечивающего стандартизованный акустический сигнал между датчиком и поверхностью тела пациента. В этом случае обеспечивается точное определение доли внешних шумов в измеренном акустическом сигнале и более точное измерение акустической активности

внутри организма пациента. Также обеспечивается возможность использования различных типов микрофонов в устройстве, которые потребуются для выполнения специфических требований задачи выполнения измерений. Уровень внешних шумов может быть определен путем измерения акустической активности с сигналом внутренней калибровки для получения передаточной функции и без такого сигнала до проведения действительного обследования пациента, в то время как устройство прикреплено к пациенту. Определяя разницу между полным уровнем акустических сигналов с сигналом внутренней калибровки для получения передаточной функции и без такого сигнала, можно определить уровень внешних шумов и выполнить соответствующую корректировку получаемой информации.

На фигуре 5 приведена блок-схема алгоритма осуществления внутренней калибровки акустического датчика (SS_1), который должен быть помещен на тело пациента для определения функции внешнего шума для соответствующего датчика в определенное время, когда пациент должен пройти обследование с целью выявления интересующего физиологического состояния.

Как указано на блок-схеме, приведенной на фигуре 5, сначала определяется передаточная функция в соответствии с алгоритмом, блок-схема которого приведена на фигуре 2 (блок 30). Выходные сигналы датчика SS_1 , расположенного на теле пациента, принимаются (блок 31), затем модифицируются с использованием передаточной функции (блок 32) и записываются в процессоре 6 (блок 33).

Затем включают генератор звуковых частот, расположенный в месте нахождения акустического датчика SS_1 (блок 34). Над выходными сигналами датчика SS_1 выполняются следующие операции: получение сигналов при включенном генераторе (блок 35) звуковых частот, модификация полученных сигналов с использованием передаточной функции (блок 36) и запись в процессоре (блок 37). Затем процессор обрабатывает две последовательности сигналов, одна из которых получена до включения генератора звуковых частот и другая получена после включения генератора, для определения показателей внешнего шума. Затем полученные показатели могут использоваться для корректировки выходных сигналов датчика SS_1 , находящегося на теле пациента, для определения наличия определенного физиологического состояния.

Введенный в состав устройства генератор звуковых частот, используемый для внутренней калибровки акустического датчика SS_1 , чтобы определить показатели внешнего шума, может быть отдельным элементом устройства, таким как соответствующим образом сконструированная пьезоэлектрическая пленка, генерирующая звук (например, пленка из майлара), или же готовым громкоговорителем, имеющим подходящие малые размеры.

Как уже указывалось, особенно важной особенностью настоящего изобретения является то, что обеспечивается информация о положении тела или о позе, а также о движениях тела, которые измеряются в момент времени и в месте выполнения акустических измерений. Такая дополнительная информация очень полезна для определения различных вышеуказанных физиологических состояний.

Известно много датчиков, которые могут измерять положение тела или позу и движения тела. Например, датчики положения тела обычно представляют собой устройства, чувствительные к наклону, которые содержат электропроводный шарик, некоторое количество ртути, пузырек воздуха и т.д., которые занимают определенное положение в зависимости от угла наклона устройства. Датчики движения обычно представляют собой устройства типа акселерометра, которые вырабатывают

выходные сигналы в зависимости от изменений их скорости.

В качестве альтернативы может использоваться устройство с трехкоординатным акселерометром для измерения угла датчика относительно направления силы тяжести при условии, что ускорением пациента по вертикали во время измерений можно пренебречь. Также могут использоваться два двухкоординатных акселерометра, когда имеется общая координата, измеряемая дважды для определения положения датчиков относительно направления силы тяжести, или три взаимно ортогональных однокоординатных акселерометра. Предпочтительно использование акселерометров, поскольку они принципиально не ограничиваются измерением только определенного небольшого набора направлений, а могут обеспечивать плавное измерение направлений во всем диапазоне по всем трем координатам, и, соответственно, обеспечивают динамику непрерывного изменения направления в течение всего процесса обследования.

Использование многокоординатных акселерометров одновременно в качестве датчиков положения тела и датчиков движения пациента хорошо известно в технике и описано, например, в патентах US 5593431, US 6477421 и US 7054687.

Разделение информации о положении и движении осуществляется путем соответствующей фильтрации высоких и низких частотных компонентов сигналов. Так, низкочастотная компонента сигнала используется для определения положения тела, а высокочастотная компонента используется для определения движения тела (помогает, например, в идентификации типа дыхательной модели). Такой датчик может использоваться как для измерения движения пациента, так и для измерения положения его тела,

На фигуре 6 схематично показан один из вариантов предлагаемого в настоящем изобретении устройства, в котором используется датчик 40 положения и движения, размещенный на микрофоне 41, используемом в качестве акустического датчика, расположенного на теле пациента (датчик SS₁, фигура 1). Относительное расположение микрофона 41 и датчика 40 положения и движения может быть инвертировано, или же эти элементы могут быть расположены в ряд, друг возле друга. Как показано на фигуре 6, выходной сигнал микрофона 41 передается по кабелю 42 в процессор 43, соответствующий процессору 6 на фигуре 1, который обрабатывает информацию, как это уже было описано и передает обработанную информацию по кабелю 44 на выходной соединитель 45.

На фигуре 7 приведена блок-схема всего устройства, на которой иллюстрируются прежде всего функции, выполняемые процессором 43 (см. фигуру 6). Как показано на фигуре 7, процессор 43 выполняет следующие функции: осуществляет фильтрацию принятых сигналов (блок 46); преобразует обработанный сигнал в цифровую форму (блок 47); вычисляет передаточную функцию (блок 48); преобразует полученный сигнал обратно в аналоговую форму (блок 49); и обеспечивает различные виды выходной информации, включая выходную информацию о положении (49a), о движении (49b) и об уровне измеряемых звуков, в децибелах (49c).

Важной особенностью настоящего изобретения является возможность воспроизведения акустической информации, информации о положении тела и его движении для последующего просмотра и анализа после выполнения обследования.

В случае акустической информации данные, записанные в процессе обследования пациента, могут воспроизводиться в звуковой форме с использованием любых средств, известных в технике, или могут быть представлены на графическом дисплее, на котором отображается интенсивность звука и его частотный состав. Как уже

указывалось, эта информация, среди прочего, может быть полезной для распознавания состояния дыхательных путей дыхательной системы пациента и определения типов и степени проблем, связанных с непрохождением дыхательных путей.

Аналогичным образом, информация о положении может отображаться в визуальной форме самыми различными способами. Одним из наиболее эффективных способов визуализации информации о положении тела является отображение манекена, который показан в тех положениях, в которых находится тело пациента в процессе обследования. Информация о движении поверхности тела также может отображаться в визуальной форме с использованием самых различных способов, включая графическое отображение, содержащее амплитуду движения и его частотный спектр.

Вся полученная информация, в любых сочетаниях, может отображаться последовательно во времени, и это может оказывать неоценимую помощь в клинических оценках и выводах по результатам обследования. Все полученные сигналы могут быть также представлены как выходные данные вместе с любыми другими данными, полученными во время обследования.

На фигуре 8 схематично показан один из вариантов предлагаемого в настоящем изобретении устройства, которое обеспечивает возможность внутренней калибровки для получения показателя внешнего шума, как уже описывалось выше, в частности, со ссылками на блок-схему фигуры 5. Устройство, показанное на фигуре 8, в целом аналогично устройству, показанному на фигуре 6, за исключением того, что в последнем случае в состав устройства в дополнение к датчикам 40 и 41 введен генератор SG звуковых частот, и поэтому для обозначения одинаковых частей используются одинаковые ссылочные номера. Как уже указывалось, в частности, со ссылками на блок-схему фигуры 5, генератор SG звуковых частот используется для выполнения внутренней калибровки датчиков 40, 41 путем определения показателя внешнего шума для конкретных используемых датчиков и для конкретных условий внешней среды во время проведения обследования.

На фигуре 9 приведена блок-схема алгоритма, соответствующая блок-схеме, приведенной на фигуре 7, отличающаяся введением генератора SG звуковых частот. Во всех остальных отношениях блок-схема фигуры 9 аналогична блок-схеме фигуры 7, и поэтому для указания одинаковых частей используются одинаковые ссылочные номера (за исключением генератора SG звуковых частот).

На фигуре 10 иллюстрируется альтернативный вариант предлагаемого в настоящем изобретении устройства (вместо устройства фигуры 9), в котором акустические сигналы, обеспечиваемые средствами калибровки, получают из акселерометра, используемого для определения положения и движений тела.

Таким образом, в устройстве, блок-схема которого показана на фигуре 10, генератор SG звуковых частот отсутствует, и вместо него используется линия 50 обратной связи от преобразователя 49 цифра-аналог для подачи аналогового выходного сигнала процессора на датчик 40 положения и движения тела.

Настоящее изобретение может использоваться вместе с любым известным медицинским прибором, в котором дополнительное использование всех или некоторых измеряемых сигналов может быть полезным. Предлагаемое в изобретении устройство может использоваться как независимая измерительная система путем подсоединения ее к соответствующей системе сбора данных, использующей всю имеющуюся информацию. Одновременно могут использоваться несколько устройств,

осуществляющих измерения в разных местах тела пациента, для дальнейшего улучшения получения полезной информации. Примеры таких полезных сочетаний измерений в разных местах могут включать сравнение одинаковых суставов для

5 установления проблем на основе сравнительного анализа, измерение акустической информации, относящейся к дыхательной системе, в разных местах для улучшения возможностей идентификации области, являющейся источником звуков, измерение тонов сердца в разных местах для улучшения возможности идентификации природы ненормальных тонов и т.п.

10 Таким образом, хотя изобретение было описано в отношении нескольких предпочтительных вариантов его осуществления, необходимо понимать, что эти варианты были рассмотрены лишь в качестве примеров, и что могут быть осуществлены многие другие изменения, модификации и применения изобретения.

15 Формула изобретения

1. Способ обследования пациента для выявления определенного физиологического состояния с использованием по меньшей мере одного определенного параметра звука, передаваемого областью тела пациента, из которой исходят звуки, для заданного

20 расстояния от указанной области, включающий: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим первым акустическим датчиком; модификацию выходного сигнала первого акустического датчика с помощью

25 предварительно вычисленной передаточной функции для получения по меньшей мере одного выходного акустического параметра, соответствующего по значению соответствующему параметру выходного сигнала второго акустического датчика, по которому откалиброван первый датчик, переданного вторым акустическим датчиком, расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой

30 исходят звуки; указанный по меньшей мере один выходной акустический параметр включает по меньшей мере один параметр звука, определенный для заданного расстояния от области тела пациента, из которой исходят звуки; и использование модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для определения наличия указанного определенного физиологического состояния.

35 2. Способ по п.1, в котором предварительное вычисление передаточной функции включает: размещение первого акустического датчика на указанном определенном участке тела пациента; размещение второго акустического датчика на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; одновременное

40 измерение звуков первым и вторым акустическими датчиками для формирования соответствующих выходных сигналов; и обработку выходных сигналов первого и второго акустических датчиков для вычисления предварительно вычисленной передаточной функции для модификации выходного сигнала первого акустического датчика для получения по меньшей мере одного выходного акустического параметра,

45 соответствующего по значению соответствующему параметру выходного сигнала второго акустического датчика, переданного вторым акустическим датчиком, расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки.

50 3. Способ по п.1, в котором первый и второй акустические датчики являются измерителями уровня звука, причем первый акустический датчик прикрепляют на указанном определенном участке тела пациента.

4. Способ по п.1, в котором осуществляют предварительную калибровку первого

акустического датчика для компенсации внешних шумов в определенное время, когда осуществляется обследование пациента для выявления определенного физиологического состояния, при этом предварительная калибровка включает:

5 размещение генератора эталонных звуковых частот в месте расположения первого акустического датчика; включение генератора эталонных звуковых частот одновременно с включением первого и второго акустических датчиков; обработку выходных сигналов первого и второго акустических датчиков для определения разницы между ними, которая представляет собой показатель внешнего шума; и

10 модификацию вычисленной передаточной функции с использованием показателя внешнего шума.

5. Способ по п.1, в котором указанное определенное физиологическое состояние представляет собой храп или нарушение дыхания.

15 6. Способ по п.1, в котором указанное определенное физиологическое состояние представляет собой кровяное давление, состояние закрытия клапана сердца или другое состояние сердечно-сосудистой системы пациента.

7. Способ по п.1, в котором определенное физиологическое состояние представляет собой нарушение работы сустава пациента, выявляемое путем измерения движения сустава, связанного с определенными акустическими моделями.

20

8. Способ по п.1, в котором определенное физиологическое состояние относится к желудочно-кишечной системе пациента.

9. Способ по п.1, в котором указанный параметр звука представляет собой эквивалентный уровень звука в децибелах.

25

10. Способ обследования пациента для выявления определенного физиологического состояния с использованием по меньшей мере одного определенного параметра звука, передаваемого областью тела пациента, из которой исходят звуки, и определенного для заданного расстояния от указанной области, включающий: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим первым акустическим датчиком; модификацию выходного сигнала первого акустического датчика с помощью предварительно вычисленной функции внешнего шума для получения по меньшей мере одного выходного акустического параметра, соответствующего по значению соответствующему параметру выходного сигнала второго акустического датчика, по которому откалиброван первый датчик, переданного вторым акустическим датчиком, расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, скорректированного для внешнего шума; указанный по меньшей мере один выходной акустический параметр включает по меньшей мере один параметр звука, определенный для заданного расстояния от области тела пациента, из которой исходят звуки; и использование модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для определения наличия определенного физиологического состояния.

30

35

40

11. Способ по п.10, в котором предварительное вычисление функции внешнего шума включает: размещение первого акустического датчика на определенном участке тела пациента; размещение второго акустического датчика на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; одновременное измерение звуков первым и вторым акустическими датчиками для формирования соответствующих выходных сигналов; обработку указанных выходных сигналов первого и второго акустических датчиков для расчета передаточной функции, модифицирующей выходной сигнал первого акустического датчика для получения по меньшей мере

45

50

одного выходного акустического параметра, соответствующего по значению соответствующему параметру выходного сигнала указанного второго акустического датчика, переданного указанным вторым акустическим датчиком, расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки; размещение генератора эталонных звуковых частот в месте расположения первого акустического датчика; включение генератора эталонных звуковых частот одновременно с включением первого и второго акустических датчиков; обработку двух выходных сигналов первого и второго акустических датчиков после включения генератора эталонных звуковых частот для определения разницы между ними, которая представляет собой показатель внешнего шума; и модификацию вычисленной передаточной функции с использованием показателя внешнего шума.

12. Способ по п.11, в котором дополнительно измеряют положение тела пациента, на котором размещен первый акустический датчик, путем размещения датчика положения на указанном определенном участке тела пациента и формирования выходного сигнала, который также используется для определения наличия определенных физиологических движений.

13. Способ по п.12, в котором дополнительно измеряют движение тела пациента путем размещения датчика движения на указанном определенном участке тела пациента и формирования выходного сигнала, который также используется для определения наличия определенных физиологических движений.

14. Способ по п.13, включающий воспроизведение акустической информации, информации о положении тела и его движении для последующего просмотра и анализа после выполнения обследования.

15. Способ по п.13, в котором датчик движения представляет собой генератор звуковых частот.

16. Устройство для обследования пациента с целью выявления определенного физиологического состояния с использованием по меньшей мере одного определенного параметра звука, передаваемого областью тела пациента, из которой исходят звуки, и определенного для заданного расстояния от указанной области, содержащее: первый акустический датчик, выполненный с возможностью размещения на определенном участке тела пациента для формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим первым акустическим датчиком; второй акустический датчик, выполненный с возможностью установки на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, и формирования выходного сигнала, соответствующего звукам, измеряемым этим вторым акустическим датчиком; и

процессор, выполненный с возможностью одновременного приема выходных сигналов первого и второго акустических датчиков, вычисления по этим принятым сигналам передаточной функции для модификации выходного сигнала первого акустического датчика для получения по меньшей мере одного выходного акустического параметра, соответствующего по значению соответствующему параметру выходного сигнала второго акустического датчика, переданного вторым акустическим датчиком, расположенным на заданном расстоянии от области тела пациента, из которой исходят звуки, с целью использования вычисленной передаточной функции для модификации выходного сигнала первого акустического датчика и использования модифицированного выходного сигнала первого акустического датчика для получения информации, полезной для определения наличия указанного определенного физиологического состояния в организме пациента.

17. Устройство по п.16, которое дополнительно содержит по меньшей мере один из нижеуказанных датчиков:

датчик положения, выполненный с возможностью прикрепления к указанному определенному участку тела пациента; причем процессор также обеспечивает использование выходного сигнала датчика положения для формирования информации, полезной для определения указанного определенного физиологического состояния; и

датчик движения, выполненный с возможностью прикрепления к указанному определенному участку тела пациента; причем процессор также обеспечивает использование выходного сигнала датчика движения для формирования информации, полезной для определения указанного определенного физиологического состояния.

18. Устройство по п.16, которое дополнительно содержит генератор эталонных звуковых частот, выполненный с возможностью прикрепления к указанному определенному участку тела пациента, для формирования эталонных звуковых сигналов с целью использования их для определения показателя внешнего шума, которое осуществляется для предварительной калибровки устройства с целью учета внешнего шума, имеющегося во время приема выходного сигнала первого акустического датчика, используемого для формирования информации, полезной для определения наличия указанного определенного физиологического состояния.

19. Устройство по п.18, в котором датчик движения представляет собой генератор звуковых частот.

20. Устройство по п.18, в котором датчик положения представляет собой генератор звуковых частот.

21. Устройство по п.17, в котором все или некоторые из следующих компонентов: первый акустический датчик, датчик положения, датчик движения и генератор эталонных звуковых частот - размещены в общем корпусе.

22. Устройство по п.17, содержащее дополнительно средства для воспроизведения акустической информации, информации о положении тела и его движениях для последующего просмотра и анализа после выполнения обследования.

23. Устройство по п.17, в котором указанное определенное физиологическое состояние является по меньшей мере одним из нижеуказанных состояний:

храп или нарушение дыхания;

кровяное давление;

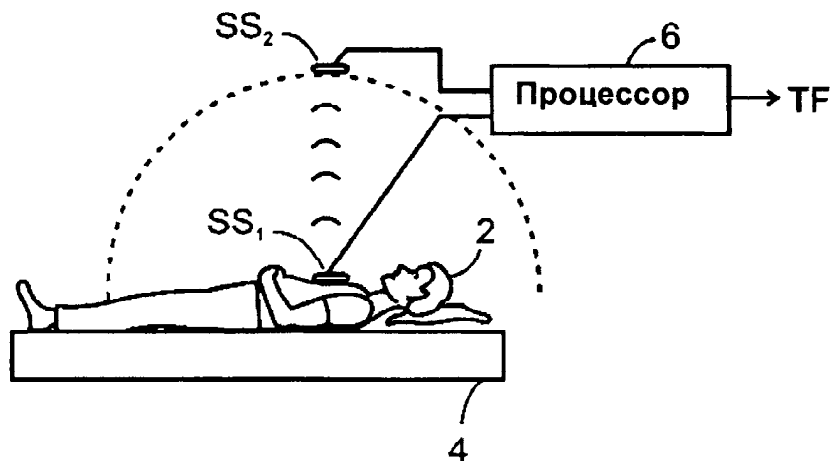
состояние закрытия клапана сердца или другое состояние сердечно-сосудистой системы пациента;

нарушение работы сустава пациента, выявленное путем измерения движения сустава, связанного с определенными акустическими моделями;

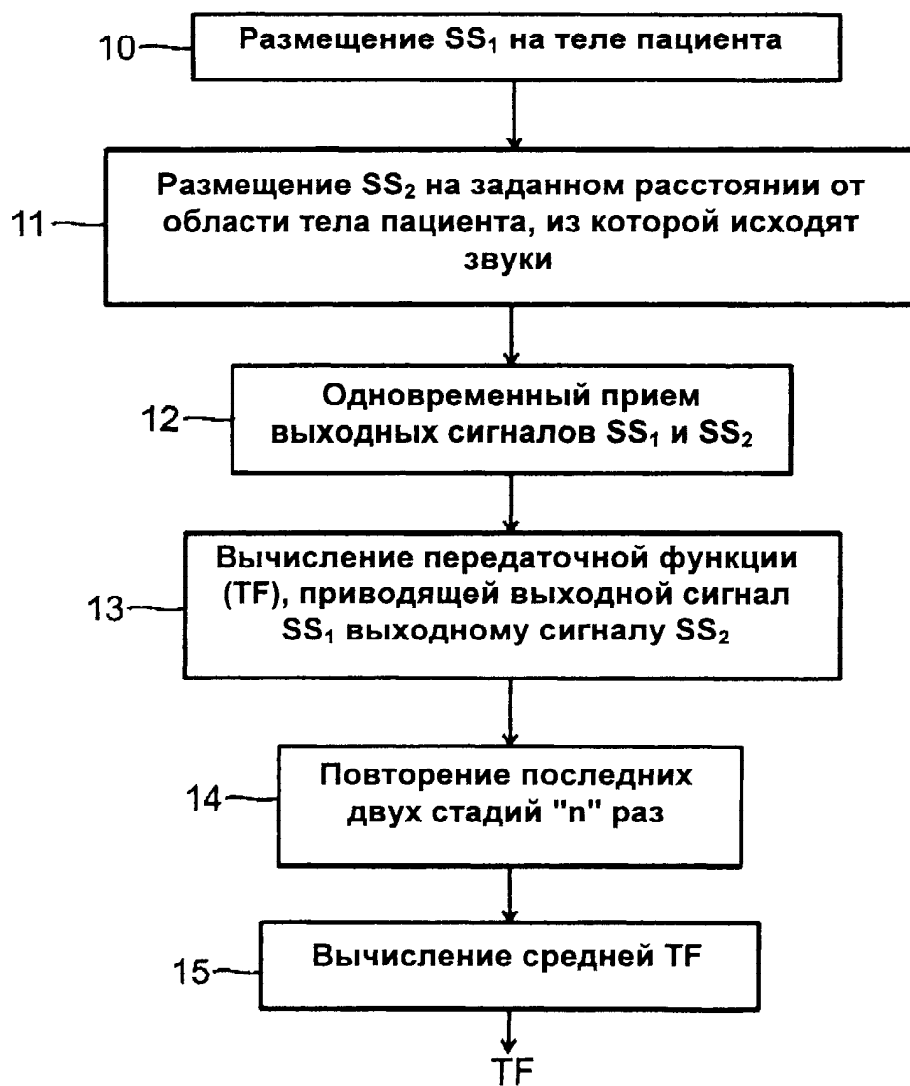
состояние, относящееся к желудочно-кишечной системе пациента.

24. Устройство по п.16, в котором значение указанного выходного акустического параметра представляет собой эквивалентный уровень звука в децибелах.

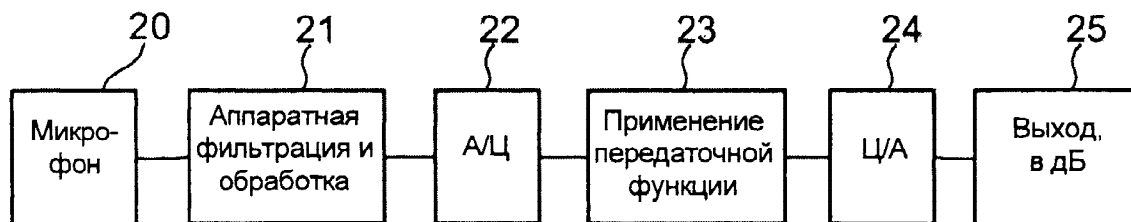
25. Устройство по п.24, в котором указанная модификация выходного сигнала первого акустического датчика содержит уменьшение эквивалентного уровня звука в децибелах в соответствии со снижением усиления.



Фиг. 1

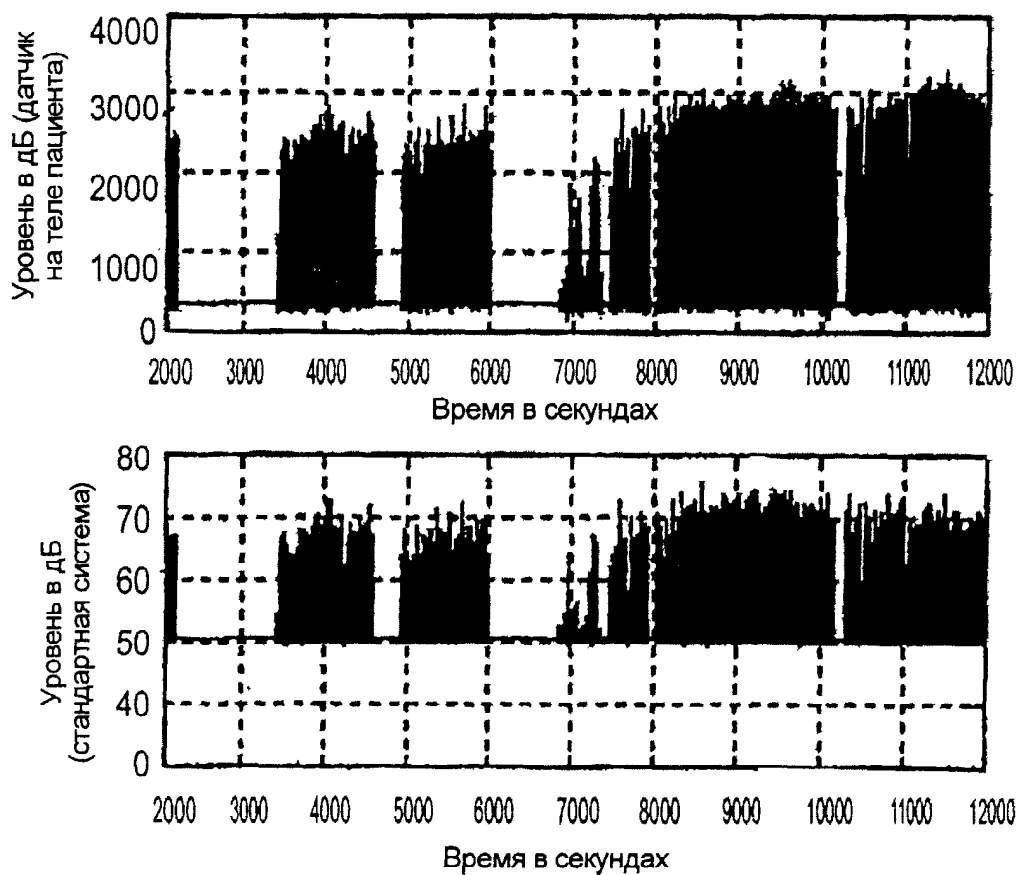


Фиг. 2

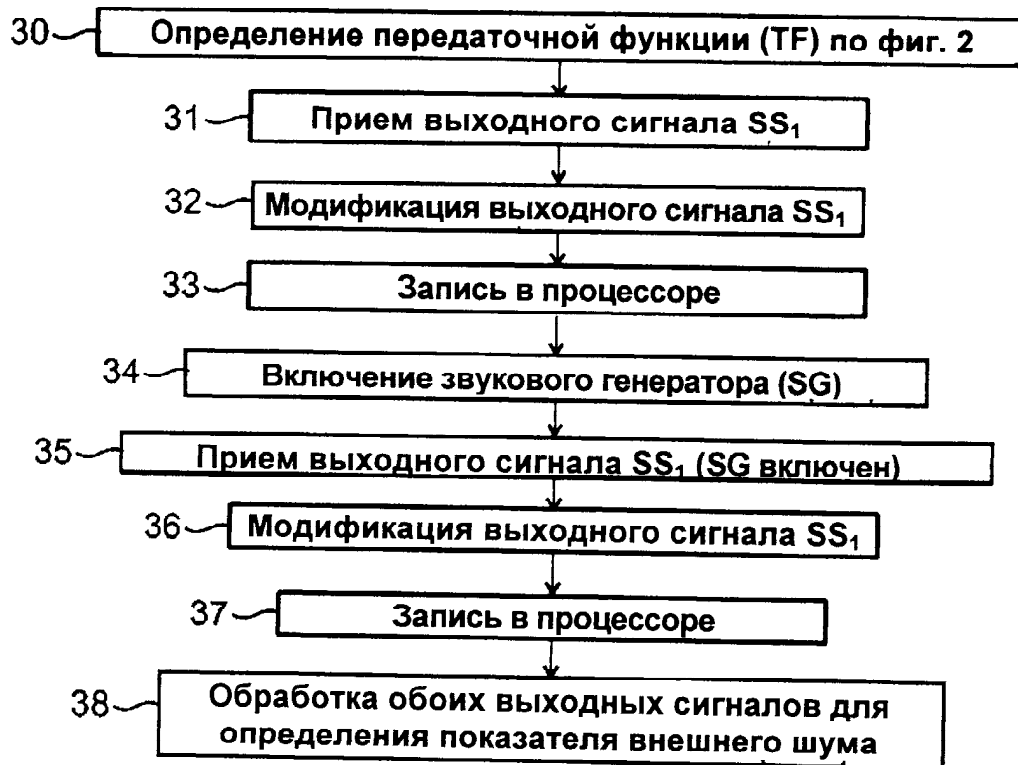


Фиг. 3

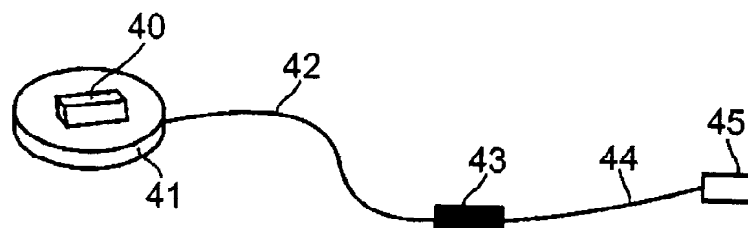
Эксперимент № 590



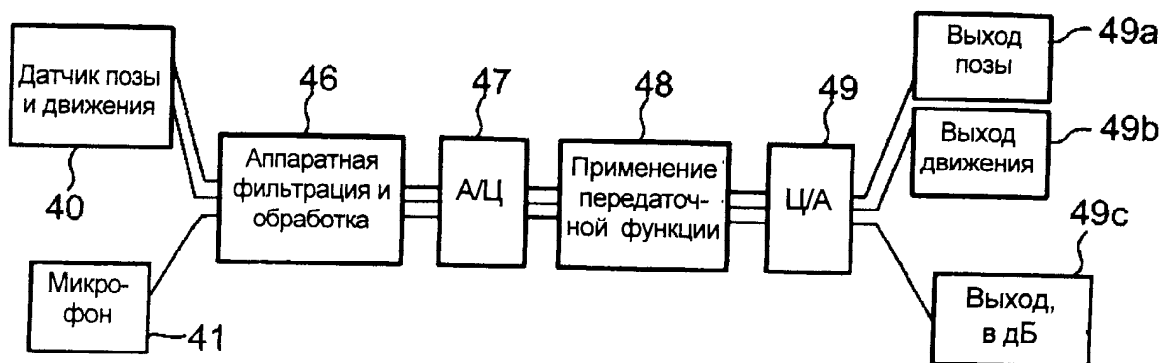
Фиг. 4



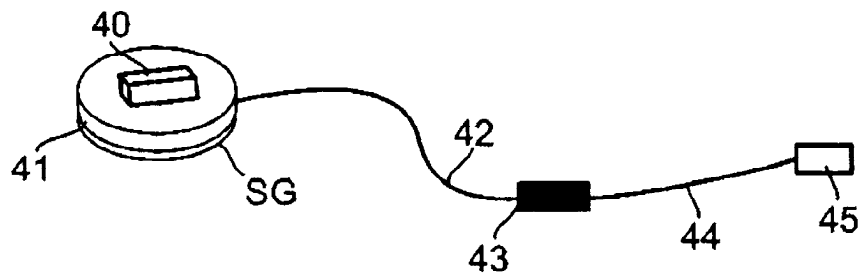
Фиг. 5



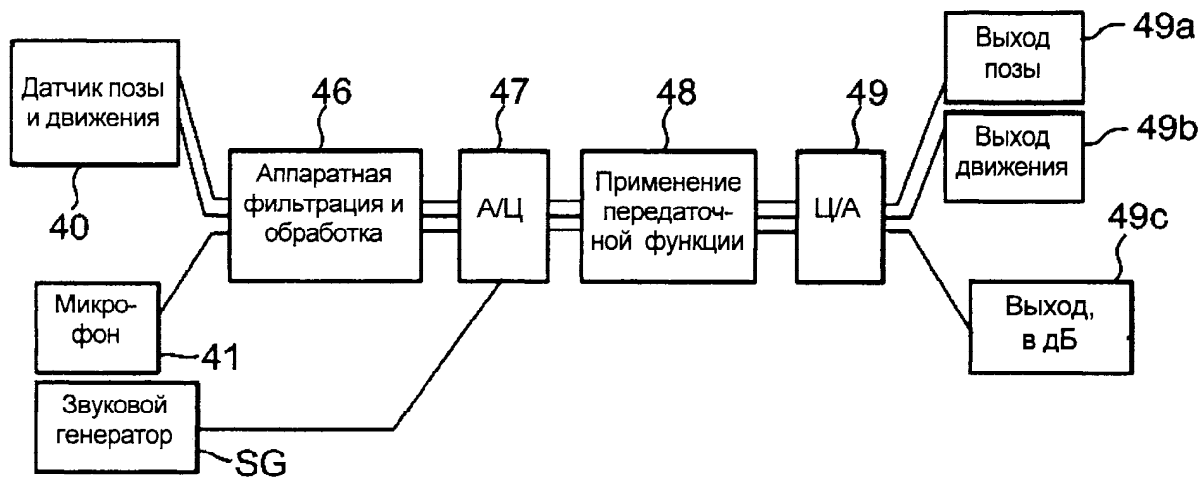
Фиг. 6



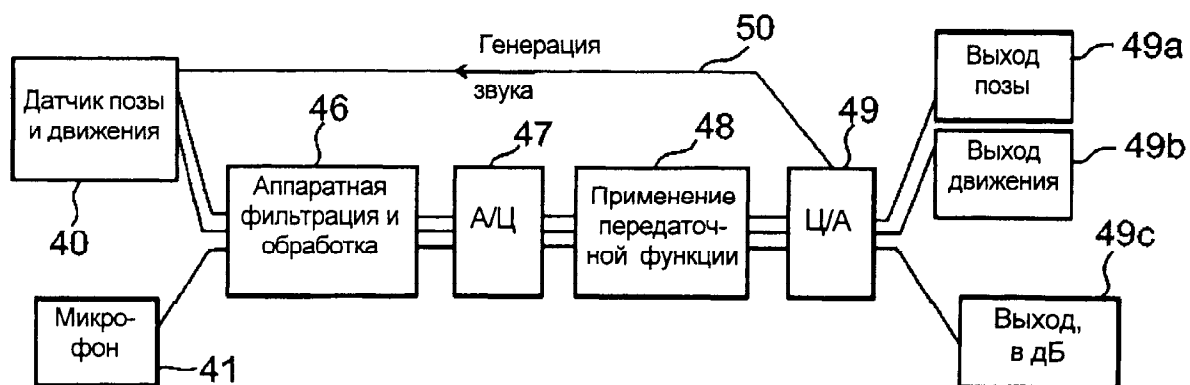
Фиг. 7



Фиг. 8



Фиг. 9



Фиг. 10