



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/0816 (2013.01); A61B 5/1128 (2013.01); A61B 5/1135 (2013.01); G06T 7/0012 (2013.01); G06T 7/20 (2013.01)

(21)(22) Заявка: 2015147903, 17.03.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
17.03.2014Дата регистрации:
07.06.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
09.04.2013 US 61/809,964;
09.04.2013 EP 13162887.7

(43) Дата публикации заявки: 11.05.2017 Бюл. № 14

(45) Опубликовано: 07.06.2019 Бюл. № 16

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 09.11.2015(86) Заявка РСТ:
IB 2014/059888 (17.03.2014)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/167432 (16.10.2014)Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

РОКЕ Мукул Юлиус (NL),
МЮЛЬСТЕФФ Йенс (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2012140531 A1, 18.10.2012. US
2006279428 A1, 14.12.2006. CN 102639057 A,
15.08.2012. US 2002120207 A1, 29.08.2002. RU
2383915 C2, 10.03.2010.

2 6 9 1 0 0 6 C 2

R U 2 6 9 1 0 0 6 C 2

(54) ПРИСПОСОБЛЕНИЕ И СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ СИГНАЛОВ ДЫХАНИЯ ГРУДНОЙ
КЛЕТКИ И БРЮШНОЙ ПОЛОСТИ ПО ДАННЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Способ для определения сигналов дыхания субъекта осуществляют с помощью приспособления для определения сигналов дыхания. При этом принимают с помощью принимающего блока данные изображения, определенные у субъекта в поле наблюдения. Оценивают с помощью обрабатывающего блока данные изображения посредством обнаружения

паттернов движения или обнаружения контуров. Разделяют полученные изображения на части и обнаруживают векторы движения от различных частей. Векторы движения определяют посредством обнаружения паттернов в частях изображения или посредством обнаружения контуров в участках изображения. Определяют с помощью оценивающего блока различные периодические сигналы, соответствующие

информации частоте вдоха-выдоха субъекта от различных зон поля наблюдения на основании паттерна движения. Определяют с помощью блока частотного анализа спектральный параметр периодических сигналов, такой как частотный спектр или распределение спектральной энергии каждого из сигналов. Выбирают с помощью блока выбора различные части изображения на основании спектрального параметра в качестве различных зон. Определяют различные сигналы дыхания на основании

различных периодических сигналов от различных зон. Различные сигналы дыхания определяют на основании векторов движения от различных участков субъекта. Определяют весовой коэффициент для каждой из выбранных различных частей изображения и различные сигналы дыхания на основании периодических сигналов выбранных частей изображения, взвешенных с помощью весового коэффициента. Достигается повышение точности обнаружения дыхания. 2 н. и 7 з.п. ф-лы, 7 ил.

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

A61B 5/0816 (2013.01); A61B 5/1128 (2013.01); A61B 5/1135 (2013.01); G06T 7/0012 (2013.01); G06T 7/20 (2013.01)

(21)(22) Application: 2015147903, 17.03.2014

(24) Effective date for property rights:
17.03.2014Registration date:
07.06.2019

Priority:

(30) Convention priority:
09.04.2013 US 61/809,964;
09.04.2013 EP 13162887.7

(43) Application published: 11.05.2017 Bull. № 14

(45) Date of publication: 07.06.2019 Bull. № 16

(85) Commencement of national phase: 09.11.2015

(86) PCT application:
IB 2014/059888 (17.03.2014)(87) PCT publication:
WO 2014/167432 (16.10.2014)Mail address:
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

ROKE Mukul Yulius (NL),
MYULSTEFF Jens (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

RU 2691006 C2

RU 2691006 C2

(54) DEVICE AND METHOD FOR DETERMINING CHEST AND ABDOMINAL BREATHING SIGNALS FROM IMAGE DATA

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. Method for determining respiratory signals of a subject is carried out using a device for determining respiratory signals. Using the receiving unit, the image data determined by the subject in the observation field are received. Processing unit evaluates image data by detecting motion patterns or detecting contours. Obtained images are divided into parts to detect motion vectors from different parts. Motion vectors are determined by detecting patterns in parts of an image

or by detecting contours in sections of an image. Estimating unit is used to determine various periodic signals corresponding to the inhalation-exhalation frequency information of the subject from different observation field areas based on the motion pattern. Spectral parameter of periodic signals, such as a frequency spectrum or distribution of spectral energy of each of the signals, is determined using a frequency analysis unit. Using the selection unit, selecting different parts of the image based on the spectral parameter as different zones. Various respiratory signals are

R U 2 6 9 1 0 0 6 C 2

determined based on different periodic signals from different zones. Different respiratory signals are determined based on motion vectors from different regions of the subject. Weight coefficient is determined for each of the selected different parts of the image and

various respiratory signals based on periodic signals of the selected image parts weighted with a weight coefficient.

EFFECT: higher accuracy of breath detection.
9 cl, 7 dwg

R U 2 6 9 1 0 0 6 C 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Настоящее изобретение относится к приспособлению и способу обнаружения сигналов дыхания от субъекта, при этом принимают данные изображения от субъекта, определенные в поле наблюдения, и определяют сигналы дыхания на основании паттерна движения, определенного в данных изображения.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Жизненно важные сигналы субъекта или пациента и, в особенности, частоту дыхания субъекта можно контролировать удаленно с помощью бесконтактных датчиков, таких как видеокамера. Общий способ определения частоты дыхания по данным изображения

10 посредством обнаружения паттерна известен, например, из WO 2012/1405631 A1.

Поскольку субъект, подлежащий измерению, может быть свободно расположен в поле наблюдения камеры, и поскольку соответствующая область, из которой должны быть получены основные физиологические показатели, может быть свободно расположена в поле наблюдения камеры, субъект и соответствующая область должны быть

15 обнаружены и заданы для извлечения желаемой информации об основных

физиологических показателях, такой как частота дыхания субъекта. Кроме того, следует идентифицировать и различать различные паттерны движения, указывающие на информацию об основных физиологических показателях и не указывающие на информацию об основных физиологических показателях, для точного удаленного

20 измерения информации об основных физиологических показателях.

Традиционная идентификация области интереса в основном основана на обнаружении человека, например лица или груди или с помощью фоновой сегментации. Для идентификации человека и для измерения основных физиологических показателей по удаленному измерению обнаружения изображения, такому как пульс или частота

25 дыхания из области интереса, US 2009/01411241 предлагает обнаруживать контур сегмента инфракрасного видео для выбора области интереса, представляющей участок субъекта, подлежащий измерению.

Кроме того, WO 2012/093320 A2 раскрывает устройство видеодетектирования для обнаружения информации об основных физиологических показателях от субъекта, в

30 особенности фотоплетизмографических сигналов от субъекта, причем видеоданные разделяются на разные блоки, для того чтобы выбрать область интереса, которая представляет собой в данном случае кожу субъекта, для того чтобы автоматически определять информацию об основных физиологических показателях в поле наблюдения.

Традиционным способом измерения дыхания является индуктивная плетизмография,

35 причем дыхание обнаруживают с помощью дыхательного пояса, измеряющего изменения площади поперечного сечения груди или брюшной полости посредством помещения витка провода вокруг туловища субъекта. Как правило, используют два дыхательных пояса, для того чтобы различать грудное и брюшное дыхание. Для точного измерения дыхания субъекта и для идентификации специфических повреждений или

40 паралича необходимо независимое измерение грудного и брюшного дыхания.

Недостатком известных способов измерения сигналов дыхания от субъекта является то, что удаленно может быть определен только один сигнал дыхания от субъекта, причем возможен только грубый анализ дыхания, или то, что системы, которые точно измеряют различные сигналы дыхания от субъекта, неудобны для пользователя из-за

45 использования контактных измерительных датчиков.

US 2006/0279428 A1 раскрывает приспособление для анализа состояния, которое способно к легкой и точной фиксации состояния объекта. Приспособление для анализа состояния включает в себя трехмерный датчик для измерения движений точек измерения

в направлении высоты объекта, расположенного в целевой зоне, во множестве точек измерения и средства задания для задания зоны для определения зоны, где множество движений точек измерения находятся в основном в одной и той же фазе.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

5 Целью настоящего изобретения является предоставление улучшенного приспособления и соответствующего улучшенного способа определения сигналов дыхания от субъекта, который является более точным и более удобным для пользователя.

В соответствии с одним аспектом настоящего изобретения предлагается

10 приспособление для определения сигналов дыхания от субъекта, содержащее:

- принимающий блок для приема данных изображения, определенных от субъекта в поле наблюдения,

- обрабатывающий блок для оценки данных изображения, причем обрабатывающий блок выполнен с возможностью определения множества различных периодических

15 сигналов, соответствующих информации об основных физиологических показателях субъекта от множества различных областей поля наблюдения на основании паттерна движения, и

- оценивающий блок для оценки различных периодических сигналов и для определения множества различных сигналов дыхания от субъекта на основании различных

20 периодических сигналов, определенных от различных областей поля наблюдения.

В соответствии с другим аспектом настоящего изобретения предлагается способ определения сигналов дыхания от субъекта, содержащий этапы:

- приема данных изображения, определенных у субъекта в поле наблюдения,

- оценки данных изображений,

25 - определения множества различных периодических сигналов, соответствующих информации об основных физиологических показателях субъекта, от множества различных областей поля наблюдения на основании паттерна движения,

- оценки различных периодических сигналов, и

- определения множества различных сигналов дыхания от субъекта на основании

30 различных периодических сигналов, определенных от различных областей поля наблюдения.

В соответствии с еще одним аспектом настоящего изобретения предлагается компьютерная программа, содержащая средства программного кода для того, чтобы предписывать компьютеру, выполнять этапы способа в соответствии с настоящим изобретением, когда упомянутая компьютерная программа выполняется на компьютере.

Настоящее изобретение основано на идее измерения различных сигналов дыхания от одного субъекта на основании бесконтактного измерения и предоставления улучшенного и точного измерения дыхания, которое является удобным для пользователя благодаря бесконтактному измерению. Различные сигналы дыхания определяют на

40 основании паттерна движения, определенного из данных изображения, полученных от субъекта, подлежащего измерению, причем паттерн движения различных областей в поле наблюдения используют для определения различных сигналов дыхания.

Следовательно, движение различных участков субъекта, соответствующее дыханию субъекта, может быть определено независимо, так что, например, грудное и брюшное 45 дыхание могут быть определены независимо и удобным для пользователя образом, так что вся дыхательная информация может быть определена с небольшими техническими затратами. На основании различных сигналов вдоха-выдоха может быть осуществлена дополнительная диагностика, так что обнаружение основных

физиологических показателей становится более точным.

Предпочтительные варианты осуществления настоящего изобретения определены в зависимых пунктах формулы изобретения. Следует понимать, что заявленный способ имеет предпочтительные варианты осуществления, аналогичные и/или идентичные 5 заявленному приспособлению и как определено в зависимых пунктах формулы изобретения.

Обрабатывающий блок выполнен с возможностью задания множества участков изображения в данных изображения и определения одного периодического сигнала, соответствующего информации об основных физиологических показателях, от каждой 10 из частей изображения на основании обнаружения паттерна движения. Это является возможностью, чтобы определять информацию об основных физиологических показателях от всего поля наблюдения с небольшими техническими затратами.

В предпочтительном варианте осуществления обрабатывающий блок выполнен с возможностью задания различных частей изображения как массива частей изображения 15 в данных изображения. Это является простым решением для анализа данных всего изображения и для анализа всего поля наблюдения, для того чтобы определять различную информацию об основных физиологических показателях субъекта.

Приспособление дополнительно содержит блок частотного анализа для определения спектрального параметра периодических сигналов, определенных от различных частей 20 изображения, и блок выбора для выбора различных частей изображения на основании спектрального параметра в качестве различных зон для определения различных сигналов дыхания. Это надежная возможность для определения различных областей интереса в поле наблюдения, от которых может быть получена информация об основных физиологических показателях.

25 В предпочтительном варианте осуществления спектральный параметр, определенный от различных частей изображения, представляет собой спектральную энергию периодических сигналов. Это является возможностью отличить информацию об основных физиологических показателях от сигналов помех и шума с высокой надежностью.

30 В предпочтительном варианте осуществления блок выбора выполнен с возможностью выбора частей изображения, если спектральная энергия предварительно определенной полосы частот периодических сигналов превышает пороговый уровень. Это дает возможность анализа спектрального параметра с небольшими техническими затратами.

35 В предпочтительном варианте осуществления различные сигналы дыхания определяют на основании векторов движения, получаемых от различных участков субъекта. С помощью векторов движения, получаемых от различных участков субъекта, могут быть определены различные сигналы дыхания, соответствующие, например, грудному и брюшному дыханию.

40 В предпочтительном варианте осуществления различные сигналы дыхания представляют собой зависящие от времени периодические сигналы, имеющие различные формы. Это дает возможность определения дополнительной диагностической информации от субъекта в дополнение к простой частоте дыхания.

45 В предпочтительном варианте осуществления различные сигналы дыхания представляют собой зависящие от времени периодические сигналы, имеющие фазовый сдвиг друг по отношению к другу. Это дает возможность различия различных сигналов дыхания субъекта, для того чтобы определять дополнительную диагностическую информацию.

В предпочтительном варианте осуществления оценивающий блок выполнен с

возможностью определения отличия сигналов различных сигналов дыхания в качестве дополнительной информации о дыхании от субъекта. Это дает решение для автоматического определения дополнительной информации о дыхании помимо частоты дыхания для дополнительной диагностики.

5 В предпочтительном варианте осуществления оценивающий блок выполнен с возможностью определения фазового сдвига различных сигналов дыхания и объединения различных сигналов дыхания в один общий сигнал дыхания, учитывающий определенный фазовый сдвиг. Это дает возможность определения одного сигнала дыхания, имеющего повышенную точность и более высокую надежность.

10 В еще одном предпочтительном варианте осуществления оценивающий блок выполнен с возможностью определения массива сигналов дыхания на основании различных сигналов дыхания, получаемых от различных частей изображения, для получения пространственной карты дыхания субъекта. Это дает возможность определения всей информации о дыхании от субъекта, для того чтобы обеспечивать 15 дополнительные диагностические возможности.

15 В еще одном предпочтительном варианте осуществления блок выбора выполнен с возможностью определения весового коэффициента для каждого из выбранных различных частей изображения, и причем оценивающий блок выполнен с возможностью определения различных сигналов дыхания на основании периодических сигналов 20 выбранных частей изображения, взвешенных с помощью соответствующего весового коэффициента. Это дает возможность учета силы сигнала периодических сигналов, для того чтобы повышать точность определенного сигнала дыхания, поскольку сигналы помех или шумовые сигналы учитываются меньше, чем те сигналы, которые имеют высокую силу.

25 Также предпочтительно, если блок выбора выполнен с возможностью осуществления выбора на регулярной основе, и при этом весовой коэффициент для каждого из выбранных частей изображения определяют на основании частоты выбора соответствующей части изображения. Это дает возможность определения силы сигнала и весового коэффициента с небольшими техническими затратами.

30 Как упомянуто выше, настоящее изобретение обеспечивает возможность определения различной информации об основных физиологических показателях от одного субъекта на основании бесконтактных удаленных измерений с использованием данных изображения, определенных от поля наблюдения, включающего в себя субъект, подлежащий измерению. Поскольку периодические сигналы определяют на основании 35 паттерна движения, определенного от различных областей поля наблюдения, сигналы дыхания от различных участков субъекта, например грудной клетки и брюшной полости, можно определять в соответствии с различными методами дыхания, для того чтобы повысить точность обнаружения дыхания и определить дополнительную информацию из дыхания субъекта. Следовательно, может быть осуществлена дополнительная 40 диагностика, и обнаружение дыхания имеет более высокую надежность и является более точным и может удобно определяться на основании бесконтактных измерений.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие аспекты настоящего изобретения будут понятны и объяснены со ссылкой на вариант(ы) осуществления, описанный ниже в данном документе. На следующих 45 чертежах

фиг. 1 показывает схематическую иллюстрацию общего вида приспособления для определения сигналов дыхания от субъекта,

фиг. 2 показывает схематическую иллюстрацию движения субъекта, являющегося

показателем сигналов дыхания,

фиг. 3 показывает временную диаграмму периодического сигнала, получаемого от субъекта,

фиг. 4 показывает частотную диаграмму периодического сигнала, показанного на

5 фиг. 3,

фиг. 5 показывает схематическую сегментацию изображения для иллюстрации обнаружения различных периодических сигналов в поле наблюдения,

фиг. 6 показывает три респираторных сигнала, определенных от различных участков поля наблюдения, и соответствующие изображения, из которых определяют сигналы 10 дыхания, и

фиг. 7 показывает схематическую блок-схему, представляющую этапы варианта осуществления способа определения сигналов дыхания от субъекта в поле наблюдения.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Фиг. 1 показывает схематический чертеж приспособления, в целом обозначенного

15 10, для определения сигналов дыхания от субъекта 12. Субъект 12, например пациент, лежащий в постели, покоится на опоре 14. Голова 16 субъекта обычно не является показательным участком в отношении дыхания субъекта 12, при том, что грудь 18 или грудная клетка 18 и живот 20 или брюшная полость 20 являются показательными 20 участками в отношении дыхания субъекта 12. Общая проблема заключается в том, что различные сигналы дыхания, соответствующие грудному и брюшному дыханию, не могут быть измерены независимо и бесконтактным образом точно с небольшими техническими затратами. Как правило, обычно с помощью систем на основе камер или удаленных систем детектируют лишь частоту дыхания или частоту сердцебиения.

25 Приспособление 10 соединено с устройством 22 обнаружения изображения, например монохромной камерой, которую можно использовать для записи кадров изображения субъекта 12. Кадры изображения могут быть получены от электромагнитного излучения 24, испускаемого или отражаемого субъектом 12. Для извлечения информации изображения из данных изображения, например последовательности кадров изображения, устройство 22 обнаружения изображения соединено через интерфейс 28 с обрабатывающим изображение блоком 30. Устройство 22 обнаружения изображения может представлять собой часть приспособления 10 или может представлять собой внешнюю камеру 22, так что данные 26 изображения просто передаются на интерфейс 28, для того чтобы передать данные 26 изображения на приспособление 10 в целом.

30 Обнаружение 22 изображения выполнено с возможностью получения изображений, относящихся, по меньшей мере, к спектральному компоненту электромагнитного излучения 24. Устройство 22 обнаружение изображения может предоставлять непрерывные данные изображения или дискретную последовательность кадров изображения, полученных от поля наблюдения, включающего в себя субъект 12, подлежащий измерению.

35 40 Обрабатывающий изображения блок 30 выполнен с возможностью приема данных 26 изображения от устройства 22 обнаружения изображения через интерфейс 28 для оценки данных 26 изображения в целом и для обнаружения различных областей интереса субъекта 12, например грудной клетки 18 и брюшной полости 20, в качестве показательных участков дыхания субъекта 12. Для того чтобы обнаружить область 45 интереса, например грудную клетку 18 и/или брюшную полость 20, обрабатывающий изображение блок 30 выполнен с возможностью разделения полученных изображений на части или зоны поля наблюдения и оценки частей изображения по отдельности, для того чтобы определить область интереса. Обрабатывающий изображения блок 30

разделяет полученные изображения на части изображения и обнаруживает векторы движения от различных частей, соответствующих движению субъекта в поле наблюдения, включая движение области 18 грудной клетки и/или области 20 брюшной полости субъекта 12 в качестве показательных участков дыхания. Векторы движения определяют

5 посредством обнаружения паттернов в частях изображения или посредством обнаружения контуров в участках изображения. Способ обнаружения паттернов или контуров и получения векторов движения из полученных кадров изображения раскрыт, например, в WO 2012/140531 A1.

Обрабатывающий изображение блок 30 соединен с блоком 32 анализа.

10 Обрабатывающий изображение блок 30 определяет периодические сигналы от векторов движения от каждой из частей изображения и передает периодические сигналы на блок 32 анализа.

Блок 32 анализа определяет спектральный параметр каждого из периодических сигналов с помощью блока частотного анализа, входящего в состав блока 32 анализа, 15 как описано подробно далее. Спектральный параметр каждой из частей в данных 26 изображения анализируют посредством блока выбора, который представляет собой часть блока 32 анализа. Блок выбора выбирает те части данных изображения, от которых получают периодический сигнал, который, как полагают, соответствует сигналу дыхания. Блок выбора выбирает части на основании соответствующего 20 спектрального параметра. Спектральный параметр представляет собой частотный спектр или распределение спектральной энергии каждого из периодических сигналов. Поскольку сигнал дыхания субъекта имеет характеристическое распределение спектральной энергии или характеристическую частоту, блок выбора может выбирать 25 части, которые содержат сигналы дыхания субъекта 12, и, следовательно, блок выбора идентифицирует грудь 18 и/или живот 20 субъекта 12 в данных 26 изображений для определения различных сигналов дыхания.

Блок выбора также определяет весовой коэффициент для каждой из различных частей изображения на основании частотного анализа, как описано далее. Весовой коэффициент в общем зависит от частоты того, насколько часто выбирается каждая из частей 30 изображения. Следовательно, весовой коэффициент представляет коэффициент, соответствующий силе сигнала периодических сигналов, так что соответствующий 35 периодический сигнал от каждой из частей изображения может быть учтен в соответствии с качеством сигнала.

Блок 32 анализа соединен с оценивающим блоком 34 и направляет периодические 35 сигналы на оценивающий блок 34 для определения сигналов дыхания, соответствующих дыханию субъекта 12. Оценивающий блок 34 принимает периодические сигналы, определенные от различных частей изображения, и соответствующие весовые коэффициенты для различных частей изображения от блока 32 анализа и вычисляет различные сигналы дыхания на основании периодических сигналов, весовых 40 коэффициентов и различных областей, от которых получены периодические сигналы. Следовательно, сигналы дыхания вычисляются на основании данных 26 изображения и могут быть определены полностью бесконтактно, причем сигналы дыхания могут быть получены независимо от различных участков, например грудной клетки 18 и брюшной полости 20 субъекта 12.

45 Таким образом вычисленные респираторные сигналы могут быть переданы на дисплей 36 для отображения измеренных сигналов дыхания постоянно или многократно.

Следовательно, грудное и брюшное дыхание могут быть определены полностью бесконтактно и независимо друг от друга, так что измерение дыхания становится более

точным, и может быть получена дополнительная информация из дыхания субъекта 12, для того чтобы диагностировать дополнительные повреждения, такие как повреждения спинного мозга или диафрагмальный паралич.

Фиг. 2 показывает схематическую иллюстрацию субъекта 12, для того, чтобы

- 5 изобразить удаленное измерение дыхания субъекта 12. Субъект 12 выполняет характерное движение первого показательного участка 18 (грудной клетки 18) и второго показательного участка 20 (брюшной полости 20) вследствие дыхания. При вдохе-выдохе расширение и сокращение легких вызывает слабое движение двух показательных участков 18, 20, то есть поднятие и опускание грудной клетки 18 и брюшной полости 20.
- 10 Как правило, грудная клетка 18 и брюшная полость 20 поднимаются и опускаются чередующимся образом, так что грудная клетка 18 поднимается, когда брюшная полость 20 опускается, и наоборот.

С течением времени, как показано стрелкой 40, показательные участки 18, 20 движутся между сжатым положением, показанным номерами позиций 18a, 20b и 18c, и

- 15 расширенным положением, показанным 20a, 18b и 20c. По существу, на основании паттерна движения, например, частота дыхания, или изменение частоты дыхания, или объем дыхания могут быть оценены посредством обнаружения паттернов или контуров в последовательности полученных изображений. Тогда как показательные участки 18, 20 пульсируют с течением времени, голова 16 как непоказательный участок остается
- 20 по существу неподвижной. Следует понимать, что грудная клетка 18 и брюшная полость 20 являются примерами показательных участков для дыхания, и что можно обнаруживать также другие участки субъекта 12, для того чтобы определить дополнительный сигнал дыхания, такой как движения нижних ребер субъекта 12.

Конечно, голова 16 также совершает разнообразное движение с течением времени.

- 25 Однако эти движения не соответствуют периодической пульсации грудной клетки 18 или брюшной полости 20 и могут быть отличены с помощью блока частотного анализа.

Фиг. 3 показывает временную диаграмму периодического сигнала, получаемого из паттерна движения и/или из векторов движения различных частей изображения, который может быть, например, определен на основании кадра или обнаружения контура на

- 30 соответствующей части изображения. Периодический сигнал обычно обозначают как $S(t)$. Периодический сигнал S в данном особенном случае соответствует движению грудной клетки 18 или брюшной полости 20 субъекта 12, получаемому от части изображения, соответствующей данным изображения, принимаемых от соответствующего показательного участка 18, 20. Периодический сигнал S
- 35 демонстрирует характерное изменение, соответствующее движению груди 18 или брюшной полости 20, то есть вдоху-выдоху субъекта 12. Периодический сигнал S также показывает высокочастотный шум, наложенный на вдох-выдох.

Периодические сигналы S получают от каждой из частей изображения поля наблюдения, причем множество частей изображения содержит информацию об основных

- 40 физиологических показателях, таких как частота вдоха-выдоха, и многие части изображения могут содержать сигналы помех, которые не связаны с информацией об основных физиологических показателях субъекта 12, или другие периодические сигналы, который содержат главным образом высокочастотный шум. Для того чтобы идентифицировать те части изображения, от которых можно получать информацию
- 45 об основных физиологических показателях, блок 32 анализа содержит устройство частотного анализа для выполнения частотного анализа периодических сигналов S . Частотный анализ, предпочтительно, осуществляют посредством фильтрации периодических сигналов S и/или посредством осуществления преобразования Фурье,

в частности быстрого преобразования Фурье (FFT), периодического сигнала S. Из периодических сигналов S получают частотный спектр, для того чтобы идентифицировать часть изображения, содержащую информацию об основных физиологических показателях, соответствующую дыханию субъекта 12, как описано далее.

Фиг. 4 показывает частотный спектр периодического сигнала S, показанного на фиг. 3, в целом обозначенный как F(f). Частотный спектр F показывает большой частотный компонент в полосе низких частот, в данном особенном случае между 0 и 1 герц, что соответствует частоте вдоха-выдоха взрослого человека, которая обычно не выше,

10 чем 1 герц, то есть 60 вдохов-выдохов в минуту. Частотные компоненты выше, чем предопределенная полоса частот, например 1 герц для взрослых и 2 герца для детей, обычно являются сигналами помех в данных 26 изображения или соответствуют шуму периодического сигнала S. Для того чтобы охарактеризовать качество периодического сигнала S, определяют спектральную энергию периодического сигнала S и определяют

15 часть изображения как часть изображения, содержащую информацию об основных физиологических показателях, если спектральная энергия периодического сигнала S в предопределенной полосе частот превышает предопределенный пороговый уровень или превышает процентную долю спектральной энергии по сравнению со второй

20 полосой частот, например всем частотным спектром. Например, если спектральная энергия между 0 и 1 или 2 герцами больше, чем предопределенный пороговый уровень, например больше, чем 50% всей спектральной энергии периодического сигнала S или предопределенного диапазона спектра, например 2...3 Гц, 3...4 Гц, ... На основании спектральной энергии выбирают части изображения в поле наблюдения и для

25 определения области интереса, как описано далее, и для определения различных сигналов дыхания.

Фиг. 5 показывает схематическое изображение от поля наблюдения для объяснения обнаружения различных сигналов дыхания от субъекта 12 на основании обнаруженных данных 26 изображения. Поле наблюдения, обнаруживаемое с помощью устройства 22 обнаружения изображений, показанного на фиг. 5, в целом обозначено как 42. Кадр 44 изображения, представляющий поле 42 наблюдения, который получен с помощью устройства 22 обнаружения изображений, показывает субъект 12, который в данном случае представляет собой человека, подлежащего измерению. На кадре 44 изображения сетка 46 разделяет кадр 44 изображения на разные участки и определяет части 48 изображения для различия различных зон в поле 42 наблюдения и для определения

35 различных векторов движения в поле 42 наблюдения. Для того чтобы определить область интереса, то есть грудную клетку 18 и брюшную полость 20 субъекта 12, получают паттерн движения от каждой из частей 48 изображения кадра 44 и определяют периодические сигналы S из векторов движения, определенных по паттерну движения каждой из частей 48 изображения, как описано выше. Векторы движения определяют

40 посредством обнаружения паттернов или обнаружения контуров на различных частях изображения. На основании частотного анализа, как описано выше, определяют, соответствует ли паттерн движения различных частей 48 изображения сигналу дыхания субъекта 12 в поле 42 наблюдения, или паттерн движения представляет собой сигналы помех или шум. Определение того, содержит ли паттерн движения сигналы дыхания

45 или нет, осуществляют на основании спектрального параметра и/или спектральной энергии, например больше ли спектральная энергия в полосе частот, чем определенная процентная доля полной спектральной энергии соответствующего периодического сигнала.

На основании этих данных, которые определяют для каждой из частей 48 изображения, блок выбора выбирает те части изображения, которые содержат сигналы дыхания, и может объединять эти выбранные части 48 изображения в область интереса, которая на фиг. 5 в целом обозначена как 50. Область интереса 50, показанная на фиг.

5 5, содержит два показательных участка 18, 20, соответствующих грудной клетке 18 и брюшной области 20. В определенном варианте осуществления блок 32 анализа может определять различные области интереса, которые могут быть отделены друг от друга, для того чтобы определять различные периодические сигналы от различных показательных участков 18, 20 субъекта 12.

10 На основании различных периодических сигналов S, которые получают от частей 48 изображения области интереса 50, оценивающий блок 34 определяет различные сигналы дыхания, соответствующие движению вдоха-выдоха грудной клетки 18 и брюшной полости 20. Блок 32 анализа, в особенности блок выбора блока 32 анализа, определяет весовой коэффициент для каждой из выбранных частей 48 изображения

15 области интереса 50, для того чтобы взвесить периодические сигналы S различных частей 48 на основании качества сигнала. Весовой коэффициент, определенный блоком 32 анализа, может быть вычислен на основании частоты того, насколько часто соответствующий участок изображения выбирается блоком выбора. Другими словами, периодические сигналы S от тех частей 48 изображения, которые чаще выбираются в

20 качестве выбранной части 48 изображения, получают больший вес, а части 48 изображения, выбираемые менее часто, получают меньший вес при вычислении соответствующих сигналов дыхания.

Периодические сигналы S, имеющие идентичную или соответствующую форму, объединяют (с помощью оценивающего блока 32) в один сигнал дыхания, поскольку 25 эти периодические сигналы S рассматриваются как получаемые от одного и того же показательного участка 18, 20. Если периодические сигналы от различных частей 48 имеют большее отличие, например фазовый сдвиг, эти периодические сигналы S рассматриваются как получаемые от различных показательных участков 18, 20 и не объединяются непосредственно в один сигнал дыхания. Этапы объединения 30 осуществляют оценивающий блок 32.

Также можно определять сигналы дыхания каждой из частей 48 изображения по отдельности и определять посредством оценивающего блока 34 пространственную карту дыхания субъекта 12 и область интереса 50.

Фиг. 6а показывает временную диаграмму, содержащую три различных сигнала R1, 35 R2 и R3 дыхания, которые получают посредством обнаружения с помощью векторов движения бесконтактным образом от различных участков субъекта 12. Области субъекта 12, от которых получают сигналы R1, R2, R3 дыхания схематически показаны на полученных изображениях на фиг. 6б, с и д.

Первый сигнал R1 дыхания определяют от области интереса 52, включающей в себя 40 грудную клетку 18 или грудь 18, как показано на фиг. 6б. Второй сигнал R2 дыхания получают от области интереса 54, включающей в себя брюшную полость 20 или живот 20 субъекта 12, как показано на фиг. 6с. Второй сигнал R2 дыхания имеет фазовый сдвиг по отношению к сигналу R1 дыхания груди 18. Третий сигнал R3 дыхания определяют от области интереса 56 между грудной клеткой 18 и брюшной полостью 45 20 субъекта 12, как показано на фиг. 6д. Третий сигнал R3 дыхания показывает дыхание, соответствующее брюшному дыханию второго сигнала R2 дыхания, однако третий сигнал R3 дыхания имеет более широкую форму пика, поскольку периодические сигналы, получаемые от этого промежуточного участка не имеют такой силы сигнала, как

грудная клетка 18 и брюшная полость 20.

Сигналы R1 и R2, R3 дыхания, имеют свои пики, соответствующие движению соответствующего показательного участка 18, 20 в различных точках во времени t1, t2 и сдвинуты по фазе друг по отношению к другу, что указано с помощью Δt_1 и Δt_2 .

5 Фазовый сдвиг Δt_1 , Δt_2 соответствует периодическому движению грудной клетки 18 и брюшной полости 20 вследствие дыхания субъекта 12. Следовательно, различные сигналы R1, R2, R3 дыхания могут быть получены независимо с помощью приспособления 10 бесконтактным образом и удаленно, и дополнительная информация, такая как фазовый сдвиг Δt_1 , Δt_2 , может быть определена из удаленного измерения.

10 На основании дополнительной информации, такой как фазовый сдвиг Δt_1 , Δt_2 , может быть осуществлена дополнительная диагностика, для того чтобы определить некоторые повреждения субъекта 12.

15 В конкретном варианте осуществления определяют фазовый сдвиг Δt_1 , Δt_2 сигналов R1, R2, R3 дыхания, и определяют общий сигнал дыхания посредством объединения различных сигналов R1, R2, R3 дыхания, получаемых от различных областей интереса 52, 54, 56 показательных участков 18, 20, причем учитывают фазовый сдвиг, и сигналы соответствующим образом сдвигают, так что сигналы R1, R2, R3 дыхания оказываются в фазе до того, как сигналы объединяют. Посредством данного объединения может быть определен надежный сигнал дыхания, даже если отдельные сигналы R1, R2, R3 20 дыхания обладают малой силой сигнала.

25 В простом варианте осуществления настоящего изобретения данные изображения оценивают исходя из различных строк сетки 46, причем один периодический сигнал S одной части 48 изображения каждой из строк выбирают как имеющий наивысшую силу сигнала, и соответствующий сигнал R1, R2, R3 дыхания определяют для каждой из строк на основании одной выбранной части 48 изображения. Это может уменьшить технические затраты приспособления 10 и время вычисления для определения сигналов R1, R2, R3 дыхания.

30 Фиг. 7 показывает блок-схему, иллюстрирующую этапы способа детектирования сигналов дыхания от субъекта 12. Способ в целом обозначен как 60. Способ 60 начинается с этапа 62. На этапе 64 кадр 44 изображения обнаруживают с помощью устройства 22 обнаружения изображения. На этапе 66 кадр 44 изображения или данные 26 изображений передают через интерфейс 28 на обрабатывающий изображение блок 30 и оценивают с помощью обрабатывающего изображение блока 30 посредством обнаружения паттернов или обнаружения контуров, и определяют векторы движения 35 для каждого из участков 48 изображения, как описано выше. В зависимости от векторов движения вычисляют соответствующий периодический сигнал S для каждой из частей 48 изображения на этапе 68. Периодические сигналы S передают на блок 32 анализа, и блок 32 анализа анализирует периодические сигналы S на этапе 70. Этап 70 анализа содержит фильтрацию периодических сигналов с помощью блока фильтрации. На этапе 40 72 блок выбора выбирает те части 48 изображения, которые содержат сигналы дыхания субъекта 12, и определяют область интереса 50. На этапе 74 оценивающий блок 34 оценивает периодические сигналы S, принятые от блока 32 анализа, и определяет различные сигналы R1, R2, R3 дыхания субъекта 12 от различных показательных участков 18, 20.

45 На этапе 76 различные сигналы R1, R2, R3 дыхания отображают посредством дисплея 36.

На этапе 78 способ 60 заканчивается. Следовательно, способ 60 может определять различные сигналы R1, R2, R3 дыхания от одного субъекта 12 на основании обнаружения

движения различных показательных участков 18, 20.

При том, что настоящее изобретение подробно проиллюстрировано и описано на чертежах и в вышеприведенном описании, такие иллюстрирование и описание следует рассматривать как иллюстративные или примерные, а не ограничивающие; настоящее изобретение не ограничено раскрытыми вариантами осуществления. Специалистами в данной области техники при осуществлении заявляемого изобретения на практике могут быть на основании изучения чертежей, настоящего раскрытия и прилагаемой формулы изобретения придуманы и реализованы другие варианты раскрытых вариантов осуществления.

В формуле изобретения слово "содержащий" не исключает других элементов или этапов, и единственное число не исключает множественного. Один элемент или другой блок может выполнять функции нескольких объектов, перечисленных в формуле изобретения. Сам по себе факт, что некоторые величины приведены в попарно различных зависимых пунктах формулы изобретения, не указывает на то, что комбинация данных величин не может применяться для получения преимущества.

Компьютерная программа может храниться/распространяться на подходящем носителе, таком как оптический носитель для хранения или твердотельный носитель, поставляемый вместе с другим аппаратным обеспечением или как его часть, но может также распространяться в других видах, как например, через интернет или другие проводные или беспроводные телекоммуникационные системы.

Никакие ссылочные позиции в формуле изобретения не должны интерпретироваться как ограничивающие объем изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Приспособление (10) для определения сигналов (R) дыхания от субъекта (12), содержащее:

– принимающий блок (28) для приема данных (26) изображения, определенных у субъекта (12) в поле (42) наблюдения,

– обрабатывающий блок (30) для оценки данных (36) изображения посредством обнаружения паттернов движения или обнаружения контуров,

причем обрабатывающий блок (30) выполнен с возможностью определения различных периодических сигналов (S), соответствующих информации о частоте вдоха-выдоха субъекта (12) от различных зон (52, 54, 56) поля (42) наблюдения на основании паттерна движения, причем обрабатывающий блок (30) выполнен с возможностью задания частей (48) изображения в данных (26) изображения и определения одного периодического сигнала (S), соответствующего информации о частоте вдоха-выдоха субъекта (12), от каждой из частей (48) изображения на основании обнаружения паттерна движения,

причем обрабатывающий блок (30) разделяет полученные изображения на части изображения и обнаруживает векторы движения от различных частей, соответствующих движению субъекта в поле наблюдения,

причем векторы движения определяют посредством обнаружения паттернов в частях изображения или посредством обнаружения контуров в участках изображения,

и

– оценивающий блок (34) для оценки различных периодических сигналов (S) и для определения различных сигналов (R1, R2, R3) дыхания от субъекта (12) на основании различных периодических сигналов (S), определенных от различных зон (52, 54, 56) поля (42) наблюдения,

причем различные сигналы (R1, R2, R3) дыхания определяют на основании векторов движения, получаемых от различных участков (18, 20) субъекта (12),

причем оценивающий блок (34) выполнен с возможностью определения различных сигналов (R) дыхания на основании периодических сигналов (S) выбранных частей (48)

изображения, взвешенных с помощью весового коэффициента,

– блок частотного анализа для определения спектрального параметра (F)

периодических сигналов (S), определенных от различных частей (48) изображения,

причем спектральный параметр представляет собой частотный спектр или распределение спектральной энергии каждого из сигналов,

10 – блок выбора для выбора различных частей (48) изображения на основании спектрального параметра (F) в качестве различных зон (52, 54, 56) для определения различных сигналов (R1, R2, R3) дыхания, причем блок выбора выполнен с возможностью определения весового коэффициента для каждой из выбранных различных частей (48) изображения.

15 2. Приспособление по п. 1, в котором обрабатывающий блок (30) выполнен с возможностью задания различных частей (48) изображения как массива частей (48) изображения в данных (26) изображения.

3. Приспособление по п. 1, в котором спектральный параметр (F) представляет собой спектральную энергию периодических сигналов (S).

20 4. Приспособление по п. 3, в котором блок выбора выполнен с возможностью выбора частей (48) изображения, если спектральная энергия предопределенной полосы частот периодических сигналов (S) превышает пороговый уровень.

5. Приспособление по п. 1, в котором оценивающий блок (34) выполнен с возможностью определения различия сигналов ($\Delta t_1, \Delta t_2$) различных сигналов (R1, R2,

25 R3) дыхания в качестве дополнительной информации о дыхании субъекта (12).

6. Приспособление по п. 1, в котором оценивающий блок (34) выполнен с возможностью определения фазового сдвига ($\Delta t_1, \Delta t_2$) различных сигналов (R1, R2, R3) дыхания и объединения различных сигналов (R1, R2, R3) дыхания в один общий сигнал (R) дыхания, учитывающий определенный фазовый сдвиг ($\Delta t_1, \Delta t_2$).

30 7. Приспособление по п. 1, в котором оценивающий блок (34) выполнен с возможностью определения массива сигналов (R) дыхания на основании различных сигналов (R1, R2, R3) дыхания, получаемых от различных частей (48) изображения, для получения пространственной карты дыхания субъекта (12).

8. Приспособление по п. 1, в котором блок выбора выполнен с возможностью

35 осуществления выбора, в котором весовой коэффициент для каждой из выбранных частей (48) изображения определяют на основании частоты выбора соответствующей части (48) изображения.

9. Способ (60) для определения сигналов (R) дыхания от субъекта (12), содержащий этапы, на которых:

40 – принимают (66) данные (26) изображения, определенные у субъекта (12) в поле (42) наблюдения,

– оценивают (66) данные (26) изображения посредством обнаружения паттернов движения или обнаружения контуров,

– разделяют полученные изображения на части изображения и обнаруживают векторы

45 движения от различных частей, соответствующих движению субъекта в поле наблюдения,

причем векторы движения определяют посредством обнаружения паттернов в частях изображения или посредством обнаружения контуров в участках изображения,

– определяют (68) различные периодические сигналы (S), соответствующие

информации о частоте вдоха-выдоха (R) субъекта (12), от различных зон (52, 54, 56) поля (42) наблюдения на основании паттерна движения,

– определяют спектральный параметр (F) периодических сигналов (S), причем спектральный параметр представляет собой частотный спектр или распределение

5 спектральной энергии каждого из сигналов,

– выбирают различные части изображения на основании спектрального параметра в качестве различных зон, и

– определяют (74) различные сигналы (R1, R2, R3) дыхания от субъекта (12) на основании различных периодических сигналов (S), определенных от различных зон

10 поля (42) наблюдения, причем различные сигналы (R1, R2, R3) дыхания определяют на основании векторов движения, получаемых от различных участков (18, 20) субъекта (12),

– определяют весовой коэффициент для каждой из выбранных различных частей (48) изображения,

15 – определяют различные сигналы (R) дыхания на основании периодических сигналов (S) выбранных частей (48) изображения, взвешенных с помощью весового коэффициента.

20

25

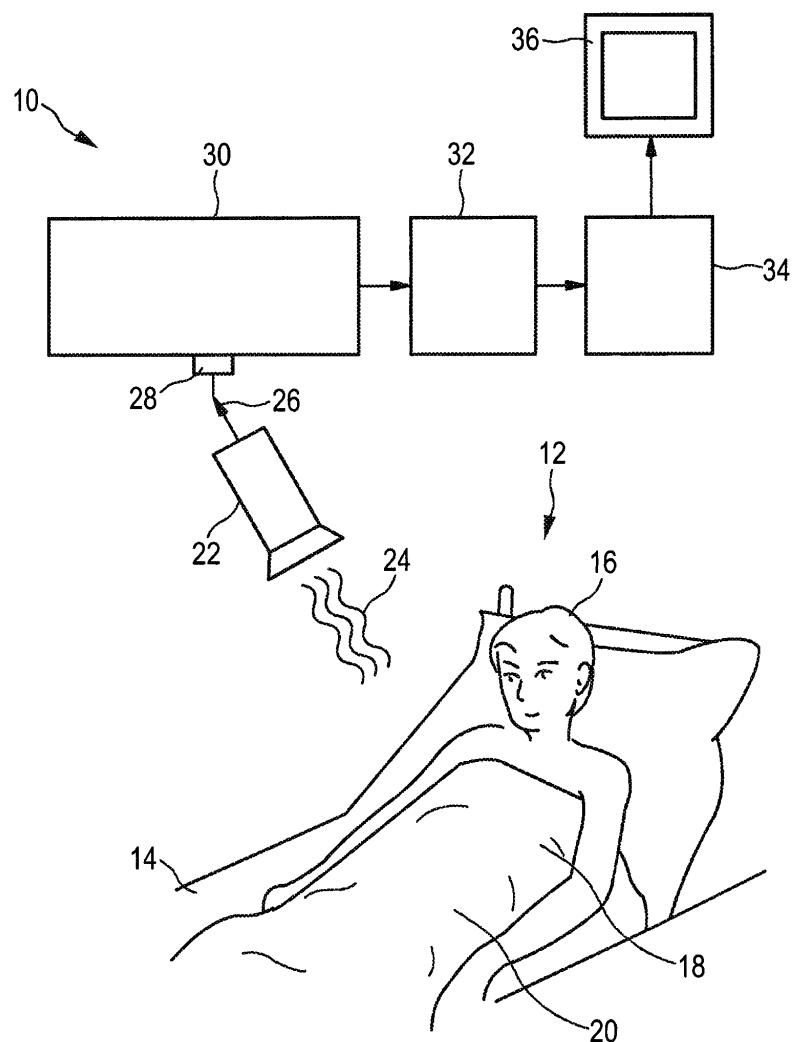
30

35

40

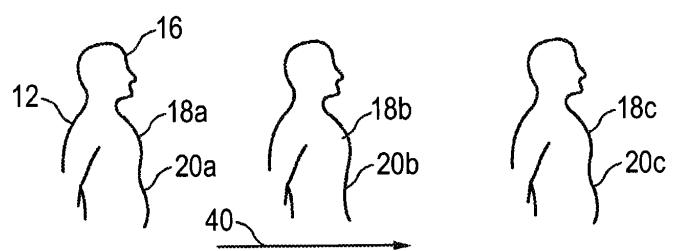
45

1/6



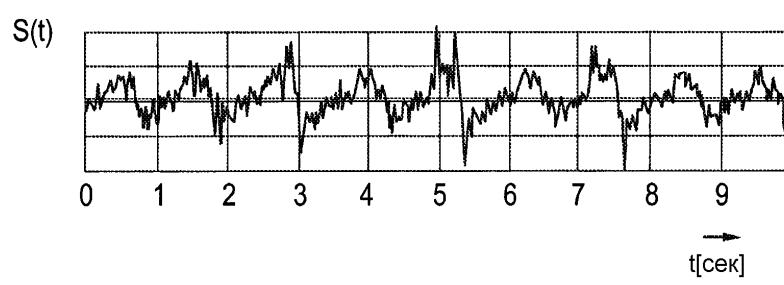
ФИГ.1

2/6

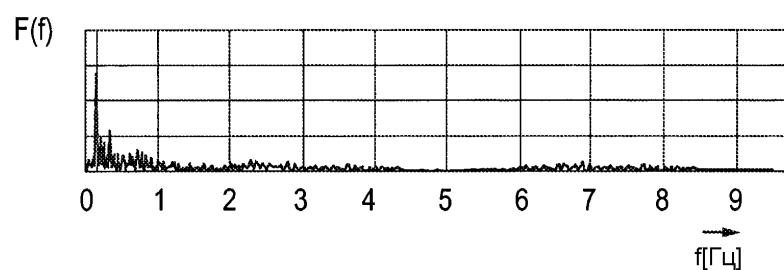


ФИГ.2

3/6

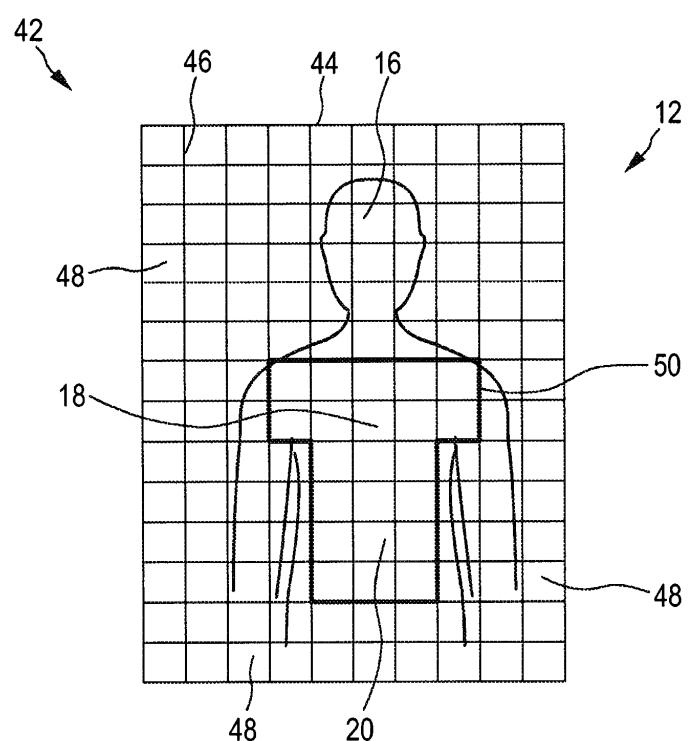


ФИГ.3



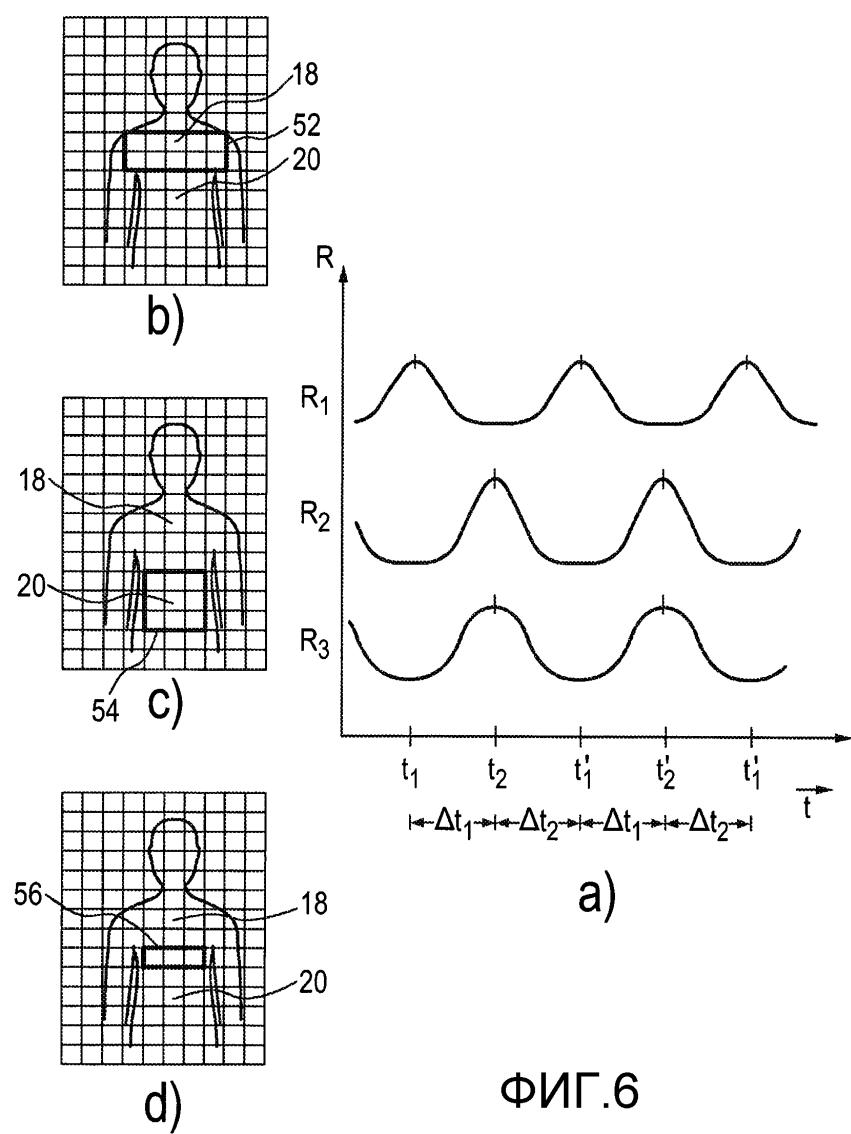
ФИГ.4

4/6



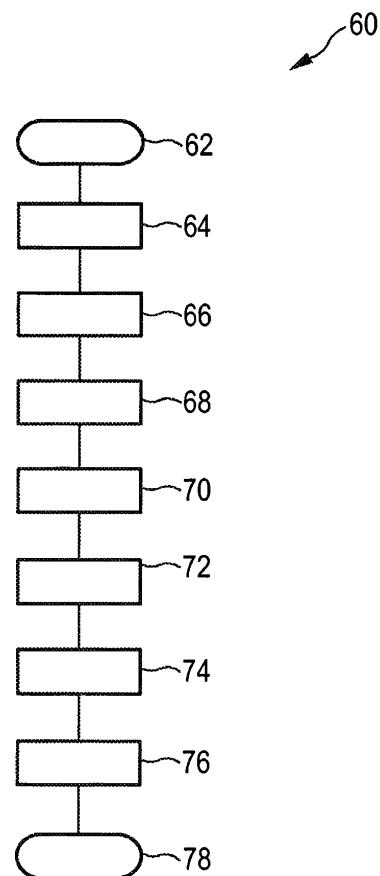
ФИГ.5

5/6



ФИГ.6

6/6



ФИГ.7