



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61B 5/021 (2022.08)

(21)(22) Заявка: **2020143908, 03.06.2019**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
03.06.2019

Дата регистрации:
26.10.2022

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
05.06.2018 EP 18175931.7

(43) Дата публикации заявки: **12.07.2022** Бюл. № 20

(45) Опубликовано: **26.10.2022** Бюл. № 30

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: **11.01.2021**

(86) Заявка РСТ:
EP 2019/064247 (03.06.2019)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2019/233903 (12.12.2019)

Адрес для переписки:
**190900, г. Санкт-Петербург, ВОХ 1125, Нилова
Мария Иннокентьевна**

(72) Автор(ы):

**МЮЛЬСТЕФФ, Йенс (NL),
БРЕШ, Эрик (NL),
ВАН ДАЛЕН, Ян (NL),
ХУНЬБЕНТ МОРА, Игнаси (NL),
ШМИТТ, Ларс (NL)**

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: **US 2010286532 A1, 11.11.2010. EP
2950510 A1, 02.12.2015. US 20120123232 A1,
17.05.2012. CA 2744215 A1, 10.06.2010.**

**(54) СПОСОБ И УСТРОЙСТВО ДЛЯ КОЛИЧЕСТВЕННОЙ ОЦЕНКИ ТЕНДЕНЦИИ В
СУРРОГАТНОМ ПОКАЗАТЕЛЕ КРОВЯНОГО ДАВЛЕНИЯ**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине, а именно к количественной оценке тенденции в суррогатном показателе кровяного давления. Предложено устройство, содержащее машиночитаемый носитель, для реализации способа, включающего получение совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для субъекта, отличающегося тем, что способ дополнительно включает получение для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления значения ошибки, указывающей на ошибку

измерения для значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, и анализ указанной совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени, причем этап получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления включает для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления:

получение значений измерения суррогатного показателя кровяного давления за отрезок времени; оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для определения, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и, если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии, экстраполяцию значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для

количественной оценки значения измерения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии. Группа изобретений обеспечивает возможность более точного измерения характеристик физиологического состояния субъекта за счет улучшения количественной оценки тенденции, полученной из измерений суррогатного показателя кровяного давления, в частности, если измерения суррогатного показателя кровяного давления могут иметь ошибки измерения. 3 н. и 10 з.п. ф-лы, 13 ил.

RU 2782412 C2

RU 2782412 C2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
A61B 5/021 (2022.08)

(21)(22) Application: **2020143908, 03.06.2019**

(24) Effective date for property rights:
03.06.2019

Registration date:
26.10.2022

Priority:

(30) Convention priority:
05.06.2018 EP 18175931.7

(43) Application published: **12.07.2022 Bull. № 20**

(45) Date of publication: **26.10.2022 Bull. № 30**

(85) Commencement of national phase: **11.01.2021**

(86) PCT application:
EP 2019/064247 (03.06.2019)

(87) PCT publication:
WO 2019/233903 (12.12.2019)

Mail address:
**190900, g. Sankt-Peterburg, BOX 1125, Nilova
Mariya Innokentevna**

(72) Inventor(s):

**MYULSTEFF, Jens (NL),
BRESH, Erik (NL),
VAN DALEN, Yan (NL),
KHUNENT MORA, Ignasi (NL),
SHMITT, Lars (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

(54) **METHOD AND DEVICE FOR QUANTITATIVE ASSESSMENT OF TENDENCY IN SURROGATE BLOOD PRESSURE INDICATOR**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine, namely to the quantitative assessment of a tendency in a surrogate blood pressure indicator. A device containing a machine-readable medium is proposed for implementation of a method including obtaining a set of measurement values of a surrogate blood pressure indicator for a subject, characterized in that the method additionally includes obtaining for each measurement value of the surrogate blood pressure indicator an error value indicating a measurement error for the measurement value of the surrogate blood pressure indicator, and analysis of the specified set of

measurement values of the surrogate blood pressure indicator and corresponding error values, using Bayesian inference to determine the tendency in the surrogate blood pressure indicator over time. In this case, the stage of obtaining the set of measurement values of the surrogate blood pressure indicator includes for each measurement value of the surrogate blood pressure indicator: obtaining measurement values of the surrogate blood pressure indicator over a time interval; assessment of measurement values of the surrogate blood pressure indicator, obtained within the time interval to determine, whether the surrogate blood pressure indicator is in a stable state; and, if the

surrogate blood pressure indicator is not in the stable state, extrapolation of measurement values of the surrogate blood pressure indicator, obtained within the time interval for quantitative assessment of the measurement value of the surrogate blood pressure indicator in the stable state.

EFFECT: group of inventions provides the possibility of more accurate measurement of

characteristics of a physiological state of a subject due to improvement of the quantitative assessment of a tendency obtained from measurements of a surrogate blood pressure indicator, in particular, if measurements of the surrogate blood pressure indicator may have measurement errors.

13 cl, 13 dwg

R U 2 7 8 2 2 4 1 2 C 2

R U 2 7 8 2 2 4 1 2 C 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Это описание относится к анализу измерения, которое может быть использовано как суррогатный показатель для кровяного давления субъекта, и, в частности, относится к способу и устройству для количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Так называемое количественное измерение себя использует технологии для измерения и сбора данных и информации о ежедневной деятельности человека, такой как движения, потребляемая пища, количество упражнений, настроение и т.д. Понимание, что характеристики кожи человека могут обеспечить мониторинг основных физиологических показателей (таких как частота сердечных сокращений), привело к появлению на рынке носимых устройств, таких как умные наручные часы и наручные браслеты.

Вместе с этими носимыми устройствами рассматриваются так называемые умные зеркала, в которых стандартное зеркало (например, для использования в условиях ванной комнаты) оснащают одним или более датчиками, чтобы обеспечить возможность измерения некоторого количества основных физиологических показателей посредством наблюдения за кожей на определённом расстоянии (т.е. бесконтактное измерение) или посредством использования прикосновения (т.е. контактное измерение, например, через прикосновение).

Носимые устройства и умные зеркала, которые предназначены для предоставления данных, касающихся здоровья, обычно только измеряют (или обеспечивают возможность измерения) частоту сердечных сокращений, вариабельность частоты сердечных сокращений, частоту дыхательных движений и уровни насыщенности кислородом (SpO₂) человека.

Кровяное давление - ещё одна полезная физиологическая характеристика человека, которая может быть измерена, и использование носимых устройств или умных зеркал для измерения кровяного давления ненавязчивым образом является желательным. Обычно получение измерения кровяного давления на расстоянии (т.е. бесконтактно) является сложной задачей, поэтому вместо этого измеряют одну или более других физиологических характеристик, которые могут указывать на кровяное давление субъекта или указывать на тенденцию в кровяном давлении во времени. Одной такой «суррогатной» физиологической характеристикой является скорость распространения пульсовой волны (pulse wave velocity, PWV). Скорость распространения пульсовой волны (PWV) представляет собой скорость, с которой импульс давления распространяется по артериальному дереву человека, и может быть измерена посредством наблюдения времени, за которое импульс проходит между двумя точками измерения (известного как время распространения пульсовой волны (pulse transit time, PTT)), которые находятся на известном расстоянии друг от друга. Скорость распространения пульсовой волны получают путём деления расстояния между точками измерения на время распространения пульсовой волны. Сама по себе скорость распространения пульсовой волны является индикатором артериальных патологий и общего состояния сердечно-сосудистой системы.

Скорость распространения пульсовой волны считают полезным индикатором кровяного давления у человека, и, следовательно, скорость распространения пульсовой волны рассматривают как желаемую характеристику для использования в простом в использовании и ненавязчивом устройстве для наблюдения кровяного давления. В частности, считается, что существует взаимосвязь между тенденцией скорости распространения пульсовой волны человека и тенденцией кровяного давления человека.

Существует несколько подходов, используемых для измерения скорости распространения пульсовой волны неинвазивным способом. Распространённый подход основывается на фотоплетизмографии (ФПГ) на двух участках тела для обнаружения изменений объёма крови как сигналов пульса, причём скорость распространения пульсовой волны вычисляют из расстояния между датчиками, делённого на разность времени между обнаруженными импульсами. В другом варианте используют электрокардиографию (ЭКГ) в сочетании с другим датчиком (например, ФПГ, ультразвуковым, импедансной кардиографии и т.д.), в котором измеряют время прихода пульсовой волны (pulse arrival time, PAT) (т.е. время, за которое импульс достигает определённой точки) и вычисляют время прихода пульсовой волны посредством измерения разности времени между пиком R ЭКГ сигнала и характеристическими точками сигнала, полученного другим датчиком.

Патентная заявка WO 2017/156084 A2 раскрывает системы и способы отслеживания баллистокардиограммы, фотоплетизмограммы, кровяного давления и нерегулярных сердечных сокращений на основании оптической визуализации человеческого тела. Сигналы баллистокардиограммы и фотоплетизмограммы из подобного участка человеческого тела получают одновременно и используют время задержки между указанными двумя сигналами для определения кровяного давления пациента.

Патентная заявка US 2017/0164904 A1 раскрывает способ получения информации о времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны. На основании совокупности кадров изображения и обнаруженного движения частей тела целевые области выбирают из других неподвижных частей тела и получают информацию о времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны из полученных ФПГ сигналов и определённого физического расстояния между целевыми областями.

Патент US 9,462,980 B2 раскрывает систему, предположительно прогнозирующую состояние, угрожающее жизни, причём генерация происходит на основании значений измерения множества различных параметров жизненно важных функций.

РАСКРЫТИЕ СУЩНОСТИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Как указано выше, измерения времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны (или измерения других физиологических характеристик), полученные в зависимости от времени, могут быть использованы как индикатор тенденции кровяного давления (который может быть конкретно обусловленным). Один способ заключается в определении тенденции в кровяном давлении путём применения классического способа минимальной среднеквадратичной ошибки (least-means-square, LMS) к измерениям времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны. Однако любое измерение физиологической характеристики сопровождается ошибками измерения, которые влияют на надёжность результатов. Это особенно справедливо при использовании способа минимальной среднеквадратичной ошибки для определения тенденции кровяного давления из тенденции во времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны, так как надёжность измерений обычно не принимают в расчёт.

Ошибки измерения или неопределённость измерения (т.е. диапазон, в котором может находиться фактическое значение измерения) особенно проблематичны для бесконтактных измерений и для измерений, полученных в коротком временном промежутке (например, когда человек стоит перед зеркалом).

Следовательно, существует необходимость в улучшении количественной оценки тенденции, полученной из измерений суррогатного показателя кровяного давления (такого как время прихода пульсовой волны, время распространения пульсовой волны и/или скорость распространения пульсовой волны), в частности, где измерения суррогатного показателя кровяного давления могут иметь ошибки измерения.

Согласно первому конкретному аспекту предложен выполняемый с помощью компьютера способ количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления, включающий получение совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для субъекта; для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления получение значения ошибки, которое указывает на ошибку измерения для значения измерения суррогатного показателя кровяного давления; и анализ указанной совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления с течением времени. Этот способ улучшает количественную оценку тенденции, полученную из измерений суррогатного показателя кровяного давления, где измерения суррогатного показателя кровяного давления могут иметь ошибки измерения.

В некоторых вариантах реализации этап анализа включает корректировку каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности в соответствии с точкой в циркадном ритме субъекта, на которой было измерено каждое значение измерения суррогатного показателя кровяного давления; и использование байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени путём анализа скорректированных значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки.

В этих вариантах реализации этап корректировки может включать получение измерений суррогатного показателя циркадного ритма субъекта; анализ измерений суррогатного показателя циркадного ритма для идентификации циркадного ритма субъекта; на основании идентифицированного циркадного ритма, определение соответствующих точек в циркадном ритме, на которых было измерено каждое из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности; определение соответствующей корректировки каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности на основании определённых соответствующих точек в циркадном ритме; и применение определённых соответствующих корректировок к значениям измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности.

В этих вариантах реализации этап определения соответствующей корректировки может быть основан на (i) линейной функции суррогатного показателя циркадного ритма и суррогатном показателе кровяного давления; (ii) отображающей функции, соотносящей суррогатный показатель циркадного ритма с суррогатным показателем кровяного давления; (iii) заранее определённой совокупности корректировок для соответствующих точек в циркадном ритме; или (iv) данных для популяции других субъектов.

В этих вариантах реализации суррогатный показатель циркадного ритма может представлять собой частоту сердечных сокращений, температуру тела и/или уровень физической активности.

В некоторых вариантах реализации этап получения совокупности значений измерения

суррогатного показателя кровяного давления для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления включает: получение множества значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в течение временного промежутка; оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в течение временного промежутка, для определения того, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и включение значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученного при нахождении суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии, в совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В альтернативных вариантах реализации этап получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления включает: получение множества значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в течение временного промежутка; оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных во время временного промежутка, для определения того, находится суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и, если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии, экстраполяцию значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в течение временного промежутка, для количественной оценки значения измерения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии.

В некоторых вариантах реализации способ дополнительно включает этап предоставления инструкций субъекту для выполнения процедуры или упражнения до или во время измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В этих вариантах реализации способ может дополнительно включать этап: наблюдения субъекта для определения того, правильно ли субъект выполняет процедуру или упражнение; и предоставления субъекту обратной связи или дополнительных инструкций, чтобы помочь субъекту правильно выполнить процедуру или упражнение.

В некоторых вариантах реализации суррогатный показатель кровяного давления представляет собой время прихода пульсовой волны (РАТ), а этап анализа включает: получение измерений частоты сердечных сокращений субъекта; количественную оценку фазы предызгнания (pre-ejection period, PEP) для каждого измеренного значения времени прихода пульсовой волны из частоты сердечных сокращений в момент времени измерения времени прихода пульсовой волны; вычитание количественной оценки фазы предызгнания из соответствующего измеренного значения времени прихода пульсовой волны для определения совокупности откорректированных значений измерения времени прихода пульсовой волны; и использование байесовского вывода для определения тенденции во времени прихода пульсовой волны в зависимости от времени путём анализа откорректированных значений измерения времени прихода пульсовой волны и соответствующих значений ошибки.

В альтернативных вариантах реализации суррогатный показатель кровяного давления представляет собой любое из скорости распространения пульсовой волны (PWV), времени прихода пульсовой волны (РАТ) и времени распространения пульсовой волны (РТТ), частоты сердечных сокращений, распределения объёма крови, изменения морфологии пульсовой волны и общих движений тела.

В некоторых вариантах реализации этап получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления включает получение значений измерения суррогатного показателя кровяного давления с использованием одного или более из фотоплетизмографического, ФПГ, датчика и электрокардиографического, ЭКГ, датчика,

акселерометра, устройства захвата изображений, устройства захвата видео, радиолокационного датчика, лазерного доплеровского датчика, датчика, измеряющего интерференции, и муарового датчика.

5 В некоторых вариантах реализации способ реализуют посредством умного зеркала, содержащего один или более датчиков для получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В некоторых вариантах реализации способ дополнительно включает этап использования определённой тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени как индикатора тенденции в кровяном давлении.

10 Согласно второму аспекту обеспечен компьютерный программный продукт, содержащий компьютерочитаемый носитель, содержащий реализованный в нём компьютерочитаемый код, причём компьютерочитаемый код выполнен так, чтобы при выполнении подходящим компьютером или процессором обеспечивать выполнение компьютером или процессором способа в соответствии с первым аспектом или любым
15 его вариантом реализации.

Согласно третьему конкретному аспекту обеспечено устройство для количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления, причём устройство содержит процессорный блок, выполненный с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для субъекта; для
20 каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, получения значения ошибки, указывающего на ошибку измерения для значения измерения суррогатного показателя кровяного давления; и анализа совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в
25 суррогатном показателе кровяного давления во времени. Это устройство обеспечивает улучшенную количественную оценку тенденции, полученную из измерений суррогатного показателя кровяного давления, где измерения суррогатного показателя кровяного давления могут иметь ошибки измерения.

В некоторых вариантах реализации процессорный блок выполнен с возможностью
30 анализа совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени посредством корректировки каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности в соответствии с точкой в циркадном
35 ритме субъекта, на которой было измерено каждое значение измерения суррогатного показателя кровяного давления; и использования байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени путём анализа откорректированных значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки.

40 В этих вариантах реализации процессорный блок выполнен с возможностью коррекции каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности путём получения измерений суррогатного показателя циркадного ритма субъекта; анализа измерений суррогатного показателя циркадного ритма для идентификации циркадного ритма субъекта; на основании
45 идентифицированного циркадного ритма определения соответствующих точек в циркадном ритме, на которых было измерено каждое из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности; определения соответствующей корректировки каждого из значений измерения суррогатного

показателя кровяного давления в указанной совокупности на основании определённых соответствующих точек в циркадном ритме; и применения определённых соответствующих корректировок к значениям измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности.

5 В этих вариантах реализации процессорный блок может быть выполнен с возможностью определения соответствующей корректировки на основании (i) линейной функции суррогатного показателя циркадного ритма и суррогатного показателя кровяного давления; (ii) отображающей функции, соотносящей суррогатный показатель циркадного ритма с суррогатным показателем кровяного давления; (iii) заранее
10 определённой совокупности корректировок для соответствующих точек в циркадном ритме; или (iv) данных для популяции других субъектов.

В этих вариантах реализации суррогатный показатель циркадного ритма может представлять собой частоту сердечных сокращений, температуру тела и/или уровень физической активности.

15 В некоторых вариантах реализации процессорный блок выполнен с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления посредством выполнения следующего для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления: получение множества значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в течение временного промежутка; оценку
20 значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных во время временного промежутка, для определения того, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и включение значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученного при нахождении суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии, в совокупность
25 значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В альтернативных вариантах реализации процессорный блок выполнен с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, которое для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления включает: получение множества значений измерения суррогатного
30 показателя кровяного давления в течение временного промежутка; оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных во время временного промежутка, для определения того, находится суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии, экстраполяцию значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных во время временного
35 промежутка, для количественной оценки значения измерения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии.

В некоторых вариантах реализации процессорный блок дополнительно выполнен с возможностью предоставления инструкций субъекту, через пользовательский интерфейс,
40 для выполнения процедуры или упражнения до или во время измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В этих вариантах реализации процессорный блок может быть дополнительно выполнен с возможностью наблюдения субъекта для определения того, правильно выполняет ли субъект процедуру или упражнение; и предоставления субъекту
45 обратной связи или дополнительных инструкций через пользовательский интерфейс, чтобы помочь субъекту правильно выполнить процедуру или упражнение.

В некоторых вариантах реализации суррогатный показатель кровяного давления представляет собой время прихода пульсовой волны (РАТ), а процессорный блок

выполнен с возможностью анализа совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени посредством: получения измерений частоты сердечных сокращений субъекта; количественной оценки фазы предызгнания (pre-ejection period, PEP) для каждого измеренного значения времени прихода пульсовой волны из частоты сердечных сокращений в момент времени измерения времени прихода пульсовой волны; вычитания количественной оценки фазы предызгнания из соответствующего измеренного значения времени прихода пульсовой волны для определения совокупности откорректированных значений измерения времени прихода пульсовой волны; и использования байесовского вывода для определения тенденции во времени прихода пульсовой волны в зависимости от времени путём анализа откорректированных значений измерения времени прихода пульсовой волны и соответствующих значений ошибки.

В альтернативных вариантах реализации суррогатный показатель кровяного давления представляет собой любое из скорости распространения пульсовой волны (PWV), времени прихода пульсовой волны (PAT) и времени распространения пульсовой волны (PTT), частоты сердечных сокращений, распределения объёма крови, изменения морфологии пульсовой волны и общих движений тела.

В некоторых вариантах реализации процессорный блок выполнен с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления путём получения значений измерения суррогатного показателя кровяного давления с использованием одного или более из фотоплетизмографического, ФПГ, датчика и электрокардиографического, ЭКГ, датчика, акселерометра, устройства захвата изображений, устройства захвата видео, радиолокационного датчика, лазерного доплеровского датчика, датчика, измеряющего интерференции, и муарового датчика.

В некоторых вариантах реализации устройство представляет собой умное зеркало, содержащее один или более датчиков для получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

В некоторых вариантах реализации процессорный блок дополнительно выполнен с возможностью использования определённой тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени в качестве индикатора тенденции в кровяном давлении.

Эти и другие аспекты будут понятны из и объяснены со ссылкой на вариант (варианты) реализации, описанный (описанные) ниже в настоящем документе.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Приведённые для примера варианты реализации будут описаны ниже исключительно для примера со ссылкой на сопроводительные чертежи, на которых:

На фиг. 1 показаны два графика, изображающие разные подходы для определения тенденции из совокупности измерений;

На фиг. 2 показана структурная схема устройства в соответствии с различными вариантами реализации;

На фиг. 3 показано изображение устройства в форме умного зеркала в соответствии с различными вариантами реализации;

На фиг. 4 показана блок-схема, изображающая способ в соответствии с различными вариантами реализации;

На фиг. 5 показан график, изображающий влияние циркадного ритма на кровяное давление;

На фиг. 6 показан график, изображающий изменения во времени прихода пульсовой волны во времени в ответ на физическую активность;

На фиг. 7 показаны два графика, изображающие влияние дыхания на время прихода пульсовой волны;

На фиг. 8 показан график, изображающий время прихода пульсовой волны в зависимости от частоты сердечных сокращений для совокупности измерений;

5 На фиг. 9 показан график, изображающий разность между временем прихода пульсовой волны и фазой предизгнания (pre-ejection period, PEP) в зависимости от частоты сердечных сокращений для совокупности измерений;

На фиг. 10 показан график, изображающий частоту сердечных сокращений в зависимости от времени для совокупности измерений;

10 На фиг. 11 показан график, изображающий систолическое артериальное давление в зависимости от времени для совокупности измерений;

На фиг. 12 показан график, изображающий время прихода пульсовой волны в зависимости от времени для совокупности измерений; и

15 На фиг. 13 показан график, изображающий разность между временем прихода пульсовой волны и фазой предизгнания в зависимости от времени для совокупности измерений.

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Использованный в настоящем документе термин «суррогатный показатель кровяного давления» представляет собой любую физиологическую характеристику или
20 характеристику тела, измерение которой может указывать на кровяное давление субъекта или указывать на изменения в кровяном давлении субъекта с течением времени (т.е. тенденцию). Как указано выше, один суррогатный показатель кровяного давления представляет собой скорость распространения пульсовой волны (PWV). Другие суррогатные показатели кровяного давления, которые могут быть использованы в
25 соответствии с описанными в настоящем документе вариантами реализации, включают, например, время прихода пульсовой волны (PAT), время распространения пульсовой волны (PTT), частоту сердечных сокращений, распределение объёма крови (например, в лице), изменения морфологии пульсовой волны, общие движения тела (например, измеренные с использованием баллистокордиограммы). Таким образом, измерения
30 времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и/или скорости распространения пульсовой волны (или другой физиологической характеристики), полученные во времени, могут быть использованы как индикатор тенденции в кровяном давлении, хотя ошибки измерения, сопряжённые с измерением этих суррогатных показателей кровяного давления, могут существенно влиять на
35 надёжность получаемой в результате тенденции. Ошибки измерения или неопределённость измерения (т.е. диапазон, в котором может находиться фактическое значение измерения) особенно проблематичны для бесконтактных измерений и для измерений, полученных в коротком временном промежутке (например, когда человек стоит перед зеркалом), например измерений, получаемых, когда субъект недолго
40 находится перед умным зеркалом.

Один способ определения тенденции в совокупности измерений заключается в использовании способа минимальной среднеквадратичной ошибки. Однако способ минимальной среднеквадратичной ошибки не учитывает надёжность (или ошибку) измерений, и это может уменьшать точность линии тенденции. В отличие от этого,
45 способ байесовского вывода учитывает ошибку измерения и, следовательно, может обеспечивать более надёжное указание тенденции. Подход байесовского вывода позволяет объективированному способу количественно различать линейную тенденцию от постоянной. Различия между способом минимальной среднеквадратичной ошибки

и байесовским способом показаны на фиг. 1.

На фиг. 1(a) показана приведённая для примера совокупность из десяти измерений, причём каждое измерение имеет соответствующую линию ошибки, изображающую ошибку (неопределённость) измерения для каждого измерения. Как показано, линии ошибки отличаются между разными измерениями. Основная тенденция в измерениях в фиг. 1(a) является положительной (т.е. измерения в целом увеличиваются). На фиг. 1 (b) показаны две разные линии тенденции, выведенные из совокупности измерений на фиг. 1(a). Первая линия, обозначенная 2, выведена с использованием стандартной процедуры минимальной среднеквадратичной ошибки и указывает на наличие отрицательной тенденции. Вторая линия, обозначенная 4, выведена с использованием байесовского вывода и учитывает ошибку измерения (линии ошибки). В частности, в способе байесовского вывода используется намного меньшая ошибка измерения для первого и девятого измерений (считая с левой стороны графика) для (правильной) идентификации положительной тенденции измерений. Дополнительно, для различения основной тенденции в совокупности измерений, байесовский подход может обеспечивать выраженную количественно величину как вероятность, например, линейной тенденции в зависимости от постоянных значений («отношение вероятности»). Значение этого отношения вероятности может использоваться как порог. Оно может быть выражено через полученные измерения $\{x, y\}$ и базовые статистические аспекты с $D = D(y)$, например, как отношение вероятности O , полученное из:

$$O = \frac{1}{2} \left(\frac{2\pi\rho^2}{N\Delta x^2} \right)^{1/2} \frac{1}{(1 + \Delta D\Delta x/\Delta x^2)^{3/2}} \cdot \exp \left\{ \frac{N}{2\rho^2} \cdot \frac{\Delta x\Delta D^2}{\Delta x^2} \right\} \quad (1)$$

25

где N - количество наблюдений, ρ определено через выражение $\sum_i^N 1/s_i^2 = N/\rho^2$, причём

s_i аппроксимация стандартного отклонения для наблюдения y_i , Δx получено из x_i минус среднее значение всех x_i , а ΔD определено как y_i минус среднее значение всех y_i . Значения $\ln(O) > 5$ обычно считают «исчерпывающими» доказательствами наличия линейной тенденции, от 2,5 до 5 - явным признаком наличия линейной тенденции, от 1 до 2,5 - свидетельством наличия линейной тенденции и < 1 - отсутствием указания на линейную тенденцию или ее отсутствием в измерениях. Это измерение также может быть использовано в качестве обратной связи субъекту о том, насколько действительно сильна тенденция (т.е. насколько велика вероятность).

35

Таким образом предложено использовать способ байесовского вывода для определения кровяного давления из измерений суррогатного показателя кровяного давления, такого как скорость распространения пульсовой волны (PWV), время прихода пульсовой волны (PAT) и/или время распространения пульсовой волны (PTT).

40

Устройство, которое может быть использовано для определения тенденции суррогатного показателя кровяного давления из измерений одного или более суррогатных показателей кровяного давления, показано на фиг. 2. Устройство 12 содержит процессорный блок 14, который управляет работой устройства 12 и может быть выполнен с возможностью выполнения способов, описанных в настоящем документе. Процессорный блок 14 может быть реализован многими разными способами, программным обеспечением и/или аппаратными средствами, для выполнения различных функций, описанных в настоящем документе. Процессорный блок 14 может содержать

45

один или более микропроцессоров или цифровых процессоров обработки сигналов (digital signal processor, DSP), которые могут быть запрограммированы с использованием программного обеспечения или компьютерного программного кода для выполнения требуемых функций и/или для управления компонентами процессорного блока 14 для реализации требуемых функций. Процессорный блок 14 может быть реализован как сочетание выделенного оборудования для осуществления некоторых функций (например, усилители, предусилители, аналого-цифровой преобразователи (АЦП) и/или цифро-аналоговые преобразователи (ЦАП)) и процессор (например, один или более программируемых микропроцессоров, контроллеров, цифровых процессоров обработки сигналов и связанных схем) для осуществления других функций. Примеры компонентов, которые могут быть использованы в различных вариантах реализации настоящего изобретения, включают, но не в качестве ограничения, микропроцессоры обычного типа, цифровые процессоры обработки сигналов, специализированные интегральные схемы (ASIC) и логические схемы, программируемые пользователем (FPGA).

Процессорный блок 14 соединён с запоминающим устройством 16, выполненным с возможностью хранения данных, информации и/или сигналов для использования процессорным блоком 14 в управлении работой устройства 12 и/или в выполнении или осуществлении способов, описанных в настоящем документе. В некоторых вариантах реализации запоминающее устройство 16 хранит компьютерочитаемый код, который может быть выполнен процессорным блоком 14 так, что процессорный блок 14 выполняет одну или более функций, включая способы, описанные в настоящем документе. Запоминающее устройство 16 может содержать некрatkвременный машиночитаемый носитель данных любого типа, такой как кэш или системную память, включая энергозависимое и энергонезависимое компьютерное запоминающее устройство, такое как оперативное запоминающее устройство (ОЗУ), статическое ОЗУ (СОЗУ), динамическое ОЗУ (ДОЗУ), постоянное запоминающее устройство (ПЗУ), программируемое ПЗУ (ППЗУ), стираемое программируемое ПЗУ (СППЗУ) и электрически стираемое программируемое ПЗУ (ЭСППЗУ), реализованное в форме однокристалльного запоминающего устройства, оптического диска (такого как компакт-диск (CD), цифровой универсальный диск (DVD), или Blu-Ray диск), жёсткого диска, запоминающего устройства на ленте или твердотельного устройства, включая флеш-накопитель, твердотельный накопитель (SSD), карту памяти и т.д.

Устройство 12 при необходимости включает интерфейсную схему 18 для обеспечения соединения с возможностью передачи данных и/или обмена данными с другими устройствами, включая любое одно или более из серверов, баз данных, пользовательских устройств и датчиков. Соединение может быть прямым или непрямым (например, через интернет), и, таким образом, интерфейсная схема 18 может обеспечивать соединение между устройством 12 и сетью, например, интернет, через любой желаемый проводной или беспроводной протокол связи. Например, интерфейсная схема 18 может работать с использованием WiFi, Bluetooth, Zigbee или любого протокола сотовой связи (включая, но не в качестве ограничения, глобальную систему мобильных коммуникаций (GSM), универсальную систему мобильной связи (UMTS), стандарт «долгосрочное развитие» (LTE), стандарт «Долгосрочное развитие» (LTE) с расширенными возможностями и т.д.). Интерфейсная схема 18 может быть соединена с процессорным блоком 14.

В некоторых вариантах реализации устройство 12 может также содержать пользовательский интерфейс (не показан на фиг. 2), содержащий один или более компонентов, позволяющих пользователю устройства 12 (например, субъекту, чью тенденцию кровяного давления измеряют или оценивают количественно) вводить

информацию, данные и/или команды на устройство 12, и/или позволяющих устройству 12 выводить информацию или данные к пользователю устройства 12. Пользовательский интерфейс может содержать любой подходящий компонент (любые подходящие компоненты) ввода, включая, но не в качестве ограничения, клавиатуру, клавишную панель, одну или более кнопок, переключателей или диск номеронабирателя, мышь, трекпад, сенсорный экран, стилус, камеру, микрофон и т.д., и пользовательский интерфейс может содержать любой подходящий компонент (любые подходящие компоненты) вывода, включая, но не в качестве ограничения, дисплейный экран, одну или более ламп или осветительных элементов, один или более громкоговорителей, вибрационный элемент и т.д.

Для определения тенденции суррогатного показателя кровяного давления требуются измерения одного или более суррогатных показателей кровяного давления. Эти измерения (или значения измерений) получают посредством использования одного или более датчика (датчиков) суррогатного показателя кровяного давления. Датчик (датчики) суррогатного показателя кровяного давления может (могут) являться частью устройства 12 (например, как показано посредством датчика 20 суррогатного показателя кровяного давления на фиг. 2), или датчик (датчики) суррогатного показателя кровяного давления может (могут) быть выполнены отдельно от устройства 12. В последнем случае устройство 12 может быть соединено с датчиком (датчиками) суррогатного показателя кровяного давления для приёма измерений суррогатного показателя кровяного давления непосредственно от датчика (датчиков) суррогатного показателя кровяного давления, или устройство 12 может принимать значения измерения суррогатного показателя кровяного давления через интерфейсную схему 18. Значения измерения суррогатного показателя кровяного давления могут быть поданы на процессорный блок 14 для обработки, или значения измерений могут храниться на запоминающем устройстве 16 для последующей обработки процессорным блоком 14.

Датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может являться датчиком любого типа, выполненным с возможностью измерения суррогатного показателя кровяного давления субъекта. Датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может выводить сигнал измерения, указывающий на суррогатный показатель кровяного давления, или датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может выводить сигнал измерения, который может быть анализирован или обработан для определения суррогатного показателя кровяного давления. В некоторых вариантах реализации, как указано выше, суррогатный показатель кровяного давления может представлять собой скорость распространения пульсовой волны, время прихода пульсовой волны и/или время распространения пульсовой волны субъекта, частоту сердечных сокращений, распределение объёма крови (например, в лице), изменения морфологии пульсовой волны, общие движения тела (например, измеренные с использованием баллистокордиограммы) или любую другую физиологическую характеристику, которая может быть использована как суррогатное измерение для кровяного давления (т.е. любая другая физиологическая характеристика, изменения которой соотносятся или приблизительно соотносятся с изменениями в кровяном давлении).

Для измерения, например, скорости распространения пульсовой волны или времени распространения пульсовой волны датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может содержать несколько чувствительных элементов (например, два чувствительных элемента, подлежащих размещению на разных участках на теле субъекта для измерения сигнала пульса на каждом участке), и эти чувствительные элементы могут быть одного или разных типов.

В некоторых вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления представляет собой или содержит один или более фотоплетизмограммных (ФПГ) датчиков. Каждый ФПГ датчик содержит источник света для освещения части тела субъекта (например, пальца, запястья, уха, лба и т.д., и светочувствительный датчик для измерения света, отражённого и/или поглощённого кожей/тканью рядом с источником света. Светочувствительный датчик выводит сигнал измерения, выражающий измеренную интенсивность света, и этот сигнал измерения могут обрабатывать для идентификации изменений в объёме крови в качестве сигнала пульса. Обычно ФПГ датчик размещают в контакте с кожей. ФПГ датчик измеряет характеристики изменения объёма крови в поверхностной или неглубокой кожной ткани (т.е. рядом с поверхностью кожи), а характеристики, выражающие пульс или биение сердца субъекта, такие как время прихода пульсовой волны, могут быть получены из сигнала измерения ФПГ.

В других вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может представлять собой один или более электрокардиографических (ЭКГ) датчиков, содержащих один или более электродов, размещённых на теле субъекта, или которые могут находиться рядом с телом, и которые измеряют электрическую активность сердца. В некоторых вариантах реализации могут быть использованы ёмкостные ЭКГ электроды, которые могут измерять ЭКГ сигнал, когда субъект контактирует с электродами. Например, электроды могут быть расположены на полу или на совокупности весов, и ЭКГ сигнал могут измерять, когда субъект становится на электроды на полу или весах.

В некоторых вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может содержать два ФПГ датчика, расположенных на разных участках тела субъекта для измерения времени прихода пульсовой волны на каждом участке (где один ФПГ датчик расположен далее по потоку от другого ФПГ датчика для обеспечения возможности измерения времени прихода одной пульсовой волны на разных участках). В других вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может содержать ФПГ датчик и ЭКГ датчик. ЭКГ датчик используют для измерения электрической активности сердца и, в частности, пика R, а ФПГ датчик используют для измерения времени прихода пульсовой волны на участке ФПГ датчика.

В других вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может представлять собой акселерометр или датчик движения другого типа, размещённый в контакте с частью тела субъекта (например, грудью, шеей, запястьем, пальцем и т.д.) и измеряющий ускорения (или, в более общем смысле, движения) частей тела. Акселерометр (или датчик движения другого типа) может быть достаточно чувствительным к движениям кожи, которые вызваны пульсацией крови через кровеносные сосуды под кожей, чтобы обеспечивать возможность получения прихода пульсовой волны крови из сигнала измерения. В случае акселерометра, акселерометр может измерять ускорения вдоль трёх ортогональных осей (обозначенных X, Y и Z, например) и выводить три сигнала, каждый из которых выражает ускорения вдоль соответствующей одной из осей, или выводить один сигнал, составленный из ускорений, измеренных вдоль трёх ортогональных осей. Сигнал измерения от акселерометра может быть обработан с использованием известных в данной области техники способов анализа сигнала для извлечения движений, обусловленных биением сердца/пульсацией крови, и, следовательно обеспечивается возможность выведения значений измерения суррогатного показателя кровяного давления из измерений ускорения. Другие типы датчиков движения, из которых может быть получено измерение частоты сердечных

сокращений, включают гироскоп, измеряющий изменения во вращении и ориентации. Специалистам в данной техники будут известны другие типы датчиков движения, которые могут быть использованы для измерения суррогатных показателей кровяного давления.

5 Следует понимать, что акселерометр (или другой датчик движения) может быть использован в сочетании с ФПГ датчиком (вместо второго ФПГ датчика) или с ЭКГ датчиком (вместо ФПГ датчика) для измерения суррогатного показателя кровяного давления.

10 Следует понимать, что датчики 20 суррогатного показателя кровяного давления, описанные выше, требуют прямого или физического контакта с субъектом. Однако в некоторых вариантах реализации датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления измеряет суррогатный показатель кровяного давления бесконтактно, т.е. не требуя физического контакта с субъектом. Например, датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может представлять собой датчик изображения 15 (например, камеру) для захвата изображений или последовательности видеок кадров. Изображения или последовательность видеок кадров может быть обработана с использованием способов анализа изображений для извлечения измерений суррогатного показателя кровяного давления. Например, изображения или последовательность видеок кадров могут обрабатывать для идентификации областей кожи в пределах 20 изображений или последовательности видеок кадров, и анализировать эти области для извлечения ФПГ сигнала для кожи. Это известно как удалённая ФПГ (уФПГ), и способы анализа изображений или последовательности видеок кадров для извлечения ФПГ сигнала известны в данной области техники. Кроме уФПГ сигналов, также (или в качестве альтернативы) может быть использована камера для обнаружения движений местной 25 ткани (кожи) (например, в области сонной артерии) вследствие сигналов пульса, а также общих движений тела, вызванных насосным действием сердца. В качестве альтернативы, для измерения движений кожи (т.е. вследствие импульсов) может быть использован радиолокационный датчик. Другие типы датчиков, которые могут быть использованы для измерения суррогатного показателя кровяного давления, включают лазерные 30 доплеровские датчики, датчики, использующие когерентное излучение для измерения помех (спекл-структур), и муаровые датчики.

Датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления может работать с любой подходящей частотой дискретизации для обеспечения измерений суррогатного показателя кровяного давления, например, 10 Герц (Гц) или 50 Гц. Это означает что, 35 например, в случае акселерометра, акселерометр выполнен с возможностью вывода измерения ускорения каждую 1/10-ую секунды или 1/50-ую секунды.

Устройство 12 может являться электронным устройством или вычислительным устройством любого типа. Например, устройство 12 может представлять собой сервер, компьютер, ноутбук, планшет, смартфон и т.д. или быть его частью. В некоторых 40 вариантах реализации устройство 12 может представлять собой умное зеркало или другой бытовой или домашний прибор, или быть частью него, который субъект использует время от времени. Например, устройство 12 может быть частью умного зеркала, располагаемого в ванной комнате дома субъекта. В качестве альтернативы, устройство 12 может быть частью телевизора. В качестве другой альтернативы, 45 устройство 12 может представлять собой носимое устройство или быть его частью, которое может носить субъект. Например, носимое устройство может представлять собой наручные часы, умные часы, браслет, ожерелье, украшение другого типа, предмет одежды и т.д.

Следует понимать, что практический вариант реализации устройства 12 может содержать дополнительные компоненты к изображённым на фиг. 1. Например, устройство 12 может также содержать источник электропитания, такой как батарея, или компоненты для обеспечения возможности соединения устройства 12 с источником электропитания от сети.

На фиг. 3 показано приведённое для примера устройство 12, выполненное в форме умного зеркала. Таким образом, на фиг. 3 устройство 12 содержит раму 22, поверхность 24 зеркала и датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления. Поверхность 24 зеркала может быть традиционной отражающей поверхностью. В качестве альтернативы, поверхность 24 зеркала может иметь форму дисплейного экрана, который изображает последовательность видеок кадров, полученную устройством захвата видео (например, камерой). Устройство захвата видео будет ориентировано относительно умного зеркала так, чтобы захватывать последовательность видеок кадров всего, что находится перед умным зеркалом. Захваченную последовательность видеок кадров отображают на поверхности 24 зеркала (т.е. дисплейного экрана) в режиме реального времени для обеспечения «отражения» субъекта, если субъект находится перед поверхностью 24 зеркала.

На фиг. 3 показаны два возможных датчика 20 суррогатного показателя кровяного давления (хотя в некоторых вариантах реализации устройство 12 может содержать только один из них). Первый датчик 20a суррогатного показателя кровяного давления представляет собой камеру или другое устройство захвата изображений, которое может быть расположено в раме 22 (хотя возможны другие участки расположения), получающее изображения или последовательность видеок кадров, которая может быть обработана или анализирована с использованием способов удалённой ФПГ для извлечения значений измерения суррогатного показателя кровяного давления. В вариантах реализации, в которых поверхность 24 зеркала представляет собой дисплейный экран, камера 20a может также быть использована для обеспечения отображения последовательности видеок кадров на поверхности 24 зеркала. Второй датчик 20b суррогатного показателя кровяного давления представляет собой ФПГ датчик, который также расположен в раме 22 (хотя, аналогично, возможны другие участки расположения). Источник света и светочувствительный датчик в ФПГ датчике 20b могут быть расположены в раме 22 так, чтобы субъект мог привести палец или другую часть тела в контакт с ними для обеспечения возможности получения ФПГ сигнала.

На блок-схеме по фиг. 4 показан способ количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления для субъекта. Способ может выполняться устройством 12 и, в частности, процессорным блоком 14, например, в ответ на выполнение компьютерочитаемого кода, хранящегося на запоминающем устройстве 16 или хранящегося на определённом другом подходящем компьютерочитаемом носителе, таком как оптический диск, твердотельное запоминающее устройство, запоминающее устройство на магнитных дисках и т.д.

На этапе 101 получают совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для субъекта. В некоторых вариантах реализации суррогатный показатель кровяного давления представляет собой любое из скорости распространения пульсовой волны, времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны или любой другой физиологической характеристики, которая может быть использована как суррогатное измерение для кровяного давления (т.е. любая другая физиологическая характеристика, изменения которой соотносятся или

приблизительно соотносятся с изменениями в кровяном давлении).

В некоторых вариантах реализации могут получать совокупность значений измерения для двух или более суррогатных показателей кровяного давления. В этом случае суррогатные показатели кровяного давления могут представлять собой два или более из скорости распространения пульсовой волны, времени прихода пульсовой волны, времени распространения пульсовой волны и любой другой физиологической характеристики, которая может быть использована как суррогатное измерение для кровяного давления. Совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления включает значения измерений для суррогатного показателя кровяного давления, полученные в разные моменты времени на протяжении периода времени (например, совокупность может включать значения измерения за несколько часов, дней, недель и т.д.). В вариантах реализации, в которых устройство 12 содержит датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления, этап 101 может включать получение совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления с использованием датчика 20 суррогатного показателя кровяного давления и их хранение (например, на запоминающем устройстве 16) для обработки на более позднем этапе. В вариантах реализации, в которых устройство 12 не содержит датчик 20 суррогатного показателя кровяного давления, этап 101 может включать приём совокупности значений измерения от другого устройства (например, которое содержит датчик суррогатного показателя кровяного давления) или получение совокупности значений измерения из запоминающего устройства 16.

На этапе 103 получают значение ошибки для каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученного на этапе 101. Каждое значение ошибки указывает на ошибку измерения для соответствующего значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, т.е. каждое значение ошибки указывает на уровень точности соответствующего значения измерения. Например, значение ошибки может указывать ошибку измерения измеренного значения в процентном соотношении (например, с точностью в пределах X%) или указывать ошибку как диапазон значений (например, измеренное значение является точным до $\pm Y$), или указывать ошибку как измерение изменения измеренного значения. В некоторых вариантах реализации этап 103 включает количественную оценку значений ошибки через изменение измерения (определяют традиционными статистическими способами). В альтернативных вариантах реализации этап 103 может включать количественную оценку значений ошибки на основании предыдущих измерений (хранящихся в справочной таблице). В других альтернативных вариантах реализации этап 103 может включать количественную оценку значений ошибки как неизменного значения (например, X% соответствующего измеренного значения). В другом альтернативном варианте реализации этап 103 может включать количественную оценку значений ошибки на основании другого сигнала измерения, например, если датчик 20 обнаруживает движение тела. Например, если есть функциональная взаимосвязь с целевым измерением, например, $y = f(x)$, изменение y может быть оценено количественно через $dy = (df/dx) * dx$, где df/dx - производная, а dx - изменение переменной x .

Далее, на этапе 105 анализируют совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и совокупность значений ошибки для измерений с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени. Вкратце, на этапе 105 наклон (градиент) должен быть определён с учётом ошибки измерения. Это может быть осуществлено посредством количественной оценки наклона (градиента) а как отражения тенденции

при наличии информации, полученной от всех источников данных (т.е. значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных на этапе 101), включая вычисленную ошибку (полученную или определённую на этапе 103). Математически, это может быть выражено следующим образом:

$$p(a | \text{данные}) = (p(\text{данные}|a) * p(a)) / p(\text{данные}) \quad (2)$$

причём p выражает ассоциированные вероятности.

В альтернативном варианте реализации две гипотезы могут быть испытаны с использованием байесовского подхода путём сравнения двух гипотез постоянной и линейной тенденции. Это выражается следующим образом:

$$O = \frac{p(C | \text{данные}, I)}{p(M | \text{данные}, I)} = \frac{p(\text{данные}|C, I) * p(C, I)}{p(\text{данные}|M, I) * p(M, I)} \quad (3)$$

где C выражает гипотезу постоянной тенденции, M выражает гипотезу линейной тенденции, а I выражает любую другую информацию, имеющую значение для процесса вычисления, такую как циркадный ритм субъекта, осанка, стресс и т.д. В зависимости от соотношения вычисленных вероятностей O может быть принято решение о предпочтении, например, посредством порогового значения, какая из гипотез является предпочтительной. Таким образом, например, в этом варианте вывод этапа 105 может указывать на то, что гипотеза постоянной тенденции является предпочтительной, что означает, что суррогатный показатель кровяного давления следует постоянной тенденции (т.е. является относительно статичным с течением времени), или вывод может указывать на то, что гипотеза линейной тенденции является предпочтительной, что означает, что суррогатный показатель кровяного давления линейно увеличивается или уменьшается.

Так как суррогатный показатель кровяного давления представляет собой суррогатное измерение для кровяного давления, тенденция суррогатного показателя кровяного давления, определённая на этапе 105, обеспечивает суррогатное измерение тенденции в кровяном давлении.

Следует понимать, что точность тенденции, определённой с использованием байесовского вывода, зависит от надёжности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и значений ошибки. Следовательно, варианты реализации обеспечивают способы для повышения надёжности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления путём уменьшения значений ошибки для указанных значений измерений и/или путём применения корректировки значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, а также для улучшения количественной оценки значений ошибки. Эти способы основаны на том, что значения измерения суррогатного показателя кровяного давления будут использованы для вывода тенденции, а не для определения абсолютного значения кровяного давления. Ошибки в измерениях могут включать систематические ошибки и случайные ошибки, причём и те и другие влияют на основную тенденцию. Обеспеченные способы усовершенствуют количественную оценку тенденции для суррогатного показателя кровяного давления и стандартизируют ошибку измерения.

Эти варианты реализации описаны ниже и могут быть реализованы по отдельности или в любом сочетании. Все варианты реализации могут быть реализованы устройством 12 и могут быть реализованы между этапами 103 и 105 способа по фиг. 4. Первый вариант реализации относится к регулированию значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки в соответствии с циркадным ритмом субъекта. В этом варианте реализации циркадный ритм субъекта

выводят или получают его количественную оценку из измерения физиологической характеристики субъекта, такой как частота сердечных сокращений и/или температура тела, и/или измерение физической активности субъекта. Физиологическая характеристика может быть измерена устройством, отдельным от устройства 12.

5 Второй вариант реализации относится к стандартизации значений ошибки посредством процесса измерения суррогатного показателя кровяного давления, например, путём предоставления подсказок субъекту во время процесса измерения или путём осуществления стандартизированной процедуры или упражнения до начала или во время измерения.

10 Третий вариант реализации относится к корректировке значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и/или значений ошибки с использованием измерений другой физиологической характеристики, например, частоты сердечных сокращений, для обеспечения возможности сравнения разных измерений суррогатного показателя кровяного давления. Например, третий вариант реализации может быть
15 использован для компенсации эффектов частоты сердечных сокращений, связанных с фазой предызгнания (PEP) (причём фаза предызгнания представляет собой временной интервал от начала электрической стимуляции желудочков до открывания клапана аорты).

Эти три варианта реализации описаны ниже, главным образом, со ссылкой на вариант
20 выполнения в умном зеркале (например, как показано на фиг. 3), но следует понимать, что варианты реализации могут быть реализованы в устройствах 12, имеющих другие конструктивные параметры.

Как указано выше, первый вариант реализации относится к регулированию значений
25 измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки в соответствии с циркадным ритмом субъекта. В конкретном варианте выполнения первого варианта реализации, описанного ниже, суррогатный показатель кровяного давления представляет собой время прихода пульсовой волны, но следует
30 понимать, что первый вариант реализации может быть применён к другим суррогатным показателям кровяного давления, которые могут варьироваться в соответствии с циркадным ритмом субъекта.

Наиболее предпочтительно, при определении долговременной тенденции в кровяном
давлении (например, тенденции на протяжении недель или месяцев) требуются
ежедневные измерения суррогатного показателя кровяного давления, и измерение
суррогатного показателя кровяного давления должно быть получено в одно и то же
35 время дня, так как циркадный ритм субъекта влияет на суррогатные показатели кровяного давления и кровяное давление. При получении измерений в разное время суток, получение надёжного измерения тенденции является затруднительным. Однако
бывает, что субъект не может выполнить измерения в соответствии с этим
предпочтительным сценарием (например, он может работать с меняющимся графиком).
40 Следовательно, корректировка значений измерения суррогатного показателя кровяного давления (РАТ), полученных в разное время суток, для приведения их в соответствие в пределах циркадного ритма до осуществления анализа тенденции, способствует
получению надёжной количественной оценки основной тенденции в кровяном давлении
с использованием суррогатного показателя кровяного давления, такого как время
45 прихода пульсовой волны, в качестве суррогатного показателя.

Таким образом, измерение суррогатного показателя кровяного давления (РАТ) должно быть скорректировано «смещением» на системную ошибку в измерении суррогатного показателя кровяного давления (РАТ) в результате влияния циркадного

ритма на кровяное давление. Дополнительно, значение ошибки для откорректированного суррогатного показателя кровяного давления должно быть также откорректировано.

Во-первых, требуется количественная оценка циркадного ритма субъекта и, в частности, количественная оценка точки в циркадном ритме/цикле, на которой получено каждое значение измерения суррогатного показателя кровяного давления. Походящее суррогатное измерение для количественной оценки циркадного ритма субъекта представляет собой частоту сердечных сокращений, температуру тела и/или измерение физической активности субъекта. Для количественной оценки ритма измерение суррогатного показателя циркадного ритма следует получать непрерывно на протяжении суток, и, например, частоту сердечных сокращений, температуру тела и/или измерение активности субъекта могут получать непрерывно с использованием умных часов или другого носимого устройства, содержащего ФПГ датчик, акселерометр или датчик температуры.

Измерение суррогатного показателя циркадного ритма (т.е. частоты сердечных сокращений) затем используют для корректировки значений измерения суррогатного показателя кровяного давления. Например, во время получения времени прихода пульсовой волны суррогатное измерение циркадного ритма может указывать на то, что циркадный ритм находится в точке, где время прихода пульсовой волны и кровяное давление выше нормы для остального ритма/цикла. Следовательно, значение измерения суррогатного показателя кровяного давления может быть откорректировано путём уменьшения значения измерения на подходящую величину.

В некоторых вариантах реализации корректировка, применяемая к значению измерения, может быть выведена из или основана на линейной функции измерения циркадного ритма (т.е. частоты сердечных сокращений, температуры тела и/или физической активности). Другими словами, корректировка может быть выведена из $(\alpha * S) + \beta$, где S - измерение суррогатного показателя циркадного ритма, и где α и β - значения, подлежащие определению на основании других субъектов (например, популяции субъектов).

В альтернативных вариантах реализации корректировка, подлежащая применению к значению измерения, может быть выведена из или основана на отображающей функции между точкой в циркадном ритме и требуемой корректировкой. Отображающая функция может быть использована, если линейная функция, относящаяся к корректировке измерения циркадного ритма, является неизвестной или неприменимой (т.е. если линейная функция не описывает эффект правильно). Отображающая функция может быть представлена в виде справочной таблицы, обеспечивающей правильную корректировку для конкретного значения измерения суррогатного показателя циркадного ритма.

В качестве другой альтернативы способ может включать осуществление фазы калибровки, в которой суррогатное измерение циркадного ритма (т.е. частоту сердечных сокращений, температуру тела и/или уровень физической активности) измеряют вместе с суррогатным показателем кровяного давления. Фаза калибровки может включать измерение суррогатного показателя кровяного давления, а также фактического кровяного давления (например, с использованием измерительного устройства на основе манжеты) и измерения суррогатного показателя циркадного ритма для субъекта на протяжении конкретного отрезка времени (например, недели). Эти измерения могут сравнивать и определять требуемую корректировку для значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в указанной точке циркадного ритма. Эти заранее определённые корректировки затем могут использовать

для последующих измерений суррогатного показателя кровяного давления. Например, график на фиг. 5 показывает линию 30 тенденции, которая выражает кровяное давление и показывает изменения в течение дня, обусловленные циркадным ритмом, вместе с двумя измерениями времени прихода пульсовой волны, полученными в разное время дня, и, следовательно, в разные периоды циркадного ритма. В этом примере второе измерение времени прихода пульсовой волны не следует ожидаемому циркадному ритму, и это может быть учтено при количественной оценке ошибки второго измерения времени прихода пульсовой волны, определённого на этапе 103.

Ещё в одной альтернативе корректировка, которую требуется применить к значению измерения суррогатного показателя кровяного давления на основании конкретной точки циркадного ритма, может быть определена из данных о взаимосвязи между суррогатным показателем кровяного давления и циркадным ритмом для популяции (например, для общей популяции, с применением взвешивания при необходимости в соответствии с конкретными данными для данного субъекта или для популяции субъектов, имеющих подобную историю болезни или медицинские диагнозы с данным субъектом).

В дополнение к корректировке значения измерения суррогатного показателя кровяного давления для времени измерения в циркадном ритме, также может быть откорректировано значение ошибки для значения измерения. Поправка на значение ошибки может быть определена, например, посредством справочной таблицы, изображающей суррогатное измерение циркадного ритма и соответствующую требуемую поправку на значение ошибки. В варианте реализации, в котором измерение суррогатного показателя циркадного ритма представляет собой частоту сердечных сокращений, более высокое значение частоты сердечных сокращений приводит к большей ошибке, так как субъект может быть напряжён, и полученный суррогатный показатель является менее надёжным. Информация в справочной таблице может быть определена из функционального соотношения между значениями ошибки и измерением суррогатного показателя циркадного ритма, полученным, например, из данных популяции (например, подобранной для субъекта) с дополнительными поправками на конкретное заболевание или обстоятельства субъекта.

Со ссылкой на второй вариант реализации, как указано выше, второй вариант реализации относится к стандартизации процесса измерения суррогатного показателя кровяного давления, например, путём предоставления инструкций субъекту во время процесса измерения или путём осуществления стандартизированной процедуры или упражнения до начала или во время измерения. Это обусловлено тем, что любое движение или действие, выполняемое субъектом (например, инициация измерения времени прихода пульсовой волны или физическая нагрузка), приводит к кратковременному возбуждению субъекта, которое, в свою очередь, приводит к кратковременному изменению в кровяном давлении и, следовательно, кратковременному изменению в суррогатном показателе кровяного давления (например, времени прихода пульсовой волны). Следовательно, измерения времени прихода пульсовой волны для использования в определении долговременной тенденции должны быть основаны на значениях измерения времени прихода пульсовой волны, полученных, когда субъект находится в состоянии покоя (и находился в состоянии покоя на протяжении некоторого времени) или, в более общем смысле, когда субъект находится в определённом состоянии здоровья/подвижности (например, при выполнении конкретного упражнения или действия). Иначе использование отдельных измерений суррогатного показателя кровяного давления для определения долговременной тенденции является

затруднительным.

График на фиг. 6 показывает, как время прихода пульсовой волны субъекта варьируется со временем после того, как субъект начинает выполнять физическое действие, например, упражнение. Показано, что время прихода пульсовой волны увеличивается со временем и в целом достигает плоского участка (устойчивого состояния). Таким образом, при измерении времени прихода пульсовой волны, наиболее предпочтительно, измерение осуществляют после того, как время прихода пульсовой волны достигает плоского участка.

Следовательно, во втором варианте реализации требуется поправка на такие кратковременные эффекты суррогатного показателя кровяного давления/кровяного давления или требуется их минимизация путём использования подходящих процедур измерения, которые сглаживают и стандартизируют процесс получения суррогатного показателя кровяного давления.

Существует несколько способов, в которых может быть реализован второй вариант реализации. В первом варианте обеспечена возможность оценки измерений суррогатного показателя кровяного давления, полученных за короткий отрезок времени (например, несколько минут) для определения, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии (т.е. постоянный). Если это так, может быть получено значение измерения суррогатного показателя кровяного давления, которое может быть использовано для анализа тенденции на этапе 105. Если это не так, взятие измерений суррогатного показателя кровяного давления могут продолжать до достижения устойчивого состояния. Таким образом, может быть осуществлена оценка полученных значений измерения суррогатного показателя кровяного давления (например, времени прихода пульсовой волны) в реальном времени, и временной отрезок, в котором получают значения измерений, продлевается, если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии. Устойчивое состояние может быть идентифицировано путём определения скорости изменений суррогатного показателя кровяного давления во времени и определения нахождения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии, если величина скорости изменения суррогатного показателя кровяного давления за период времени меньше порогового значения. В примере, показанном на фиг. 6, время прихода пульсовой волны увеличивается со временем, и, следовательно, значение измерения времени прихода пульсовой волны для использования в анализе тенденции может быть получено только во временной отрезок, указанный затенённым участком 36. До этого отрезка времени время прихода пульсовой волны не находится в устойчивом состоянии, и, поэтому, измерения, полученные в это время, не обеспечат надёжное измерение времени прихода пульсовой волны. В качестве альтернативы ожиданию на протяжении определённого времени, пока суррогатный показатель кровяного давления достигнет устойчивого состояния (что может не быть предпочтительным, так как это может подразумевать более длительный отрезок времени, на протяжении которого требуется мониторинг субъекта), совокупность измерений суррогатного показателя кровяного давления может быть получена в коротком отрезке времени (например, 30 секунд), и можно получить количественную оценку устойчивого состояния или «плоского участка» посредством экстраполяции из этих измерений. Специалистам в данной области техники будут известны различные способы, которые могут быть использованы для осуществления такой экстраполяции.

В соответствии со вторым вариантом субъекта могут инструктировать для выполнения заранее определённого упражнения для стандартизации процесса измерения

суррогатного показателя кровяного давления. Таким образом, время измерения суррогатного показателя кровяного давления может быть запрограммировано так, чтобы происходить через некоторое время после начала заранее определённого упражнения, чтобы получать значение измерения, когда субъект находится в устойчивом возбуждённом состоянии. В некоторых вариантах реализации устройство 12 может предоставлять субъекту инструкции для выполнения заранее определённого упражнения. Например, инструкции для выполнения упражнения могут быть отображены на поверхности 24 зеркала (дисплейном экране), если устройство 12 выполнено в форме умного зеркала. В качестве альтернативы, инструкции или указания к выполнению упражнения могут быть отображены на (другом) дисплейном экране устройства 12, или инструкции/указания могут быть предоставлены с использованием звукового сообщения (например, предварительно записанного голосового сообщения). Инструкции к выполнению упражнения могут включать инструктирование субъекта начать выполнять упражнение (например, начать дышать спокойно) или инструкции, которые направляют субъекта на протяжении упражнения (например, сейчас медленно вдохните, сейчас медленно выдохните и т.д.). Заранее определённое упражнение может включать дыхательное упражнение, упражнение для захвата рук, упражнение для осанки (например, относящееся к положению рук) и т.д. В некоторых вариантах реализации, в которых устройство 12 содержит камеру или другое устройство захвата изображения/видео, изображения от камеры или устройства захвата изображения/видео могут анализировать посредством процессорного блока 14 для идентификации субъекта и его действий, движений и/или осанки для проверки, правильно ли субъект выполняет заранее определённое упражнение. В некоторых вариантах реализации, если процессорный блок 14 определяет, что субъект не выполняет заранее определённое упражнение правильно, процессорный блок 14 может определять обратную связь или дополнительные инструкции/указания субъекту для того, чтобы помочь субъекту или поспособствовать правильному выполнению упражнения субъектом.

В качестве примера этого второго варианта реализации было обнаружено, что время прихода пульсовой волны субъекта может быть модулировано дыханием с изменчивостью, составляющей до 15 - 20 миллисекунд (мс). Это изображено на фиг. 7, на которой изображён сигнал, указывающий на дыхание субъекта во времени с вдохом, происходящим приблизительно каждые 3 секунды (верхний график на фиг. 7). Нижний график по фиг. 7 показывает время прихода пульсовой волны субъекта за тот же период времени, что и сигнал дыхания на верхнем графике по фиг. 7, а также на нём показано, что время прихода пульсовой волны изменяется со временем в соответствии с закономерностью, подобной верхними и нижним точкам в сигнале дыхания. Следовательно, в соответствии со вторым вариантом реализации может быть получено лучшее (более надёжное) значение измерения времени прихода пульсовой волны, если дыхание субъекта является равномерным и время прихода пульсовой волны измеряют только во время чётко определённой фазы дыхания (например, во время выдоха или в конце выдоха). В качестве альтернативы, время прихода пульсовой волны может быть измерено по одному или более полным циклам дыхания, и полученные измерения времени прихода пульсовой волны могут быть усреднены для обеспечения значения измерения времени прихода пульсовой волны для использования в анализе тенденции на этапе 105. Следует понимать, что статус дыхания субъекта может быть измерен с использованием разных типов датчиков, таких как камера, радиолокационный датчик или акселерометр.

Как указано выше, в третьем варианте реализации значения измерения суррогатного

показателя кровяного давления и/или значения ошибки корректируют с использованием измерений другой физиологической характеристики, например, частоты сердечных сокращений, для обеспечения сопоставимости разных измерений суррогатного показателя кровяного давления.

5 Время прихода пульсовой волны представляет собой сумму фазы предызгнания (PEP) и времени распространения пульсовой волны (РТТ). Время распространения пульсовой волны является полезным как измерение тенденции в кровяном давлении, но фаза предызгнания легко подвержена влиянию частоты сердечных сокращений. Следовательно, частота сердечных сокращений и изменения частоты сердечных
10 сокращений должны быть учтены при использовании измерений времени прихода пульсовой волны для определения тенденции.

Следовательно, «эффект фазы предызгнания» может быть компенсирован надлежащим измерением измерений времени распространения пульсовой волны и введением поправки на эффект частоты сердечных сокращений. В соответствии с
15 техническим документом «Systolic Time Intervals in Heart Failure in Man», Weissler и другие, Circulation, том XXXVII, номер 2, февраль 1968, фаза предызгнания может быть оценена количественно исходя из измерений частоты сердечных сокращений следующим образом:

$$\text{Фаза предызгнания:} \quad M \quad PEP = -0,0004 * HR + 0,131 \quad 0,013 \quad (4)$$

$$20 \quad F \quad PEP = -0,0004 * HR + 0,133 \quad 0,011 \quad (5)$$

где HR - частота сердечных сокращений, а M и F относятся к полу субъекта.

Следовательно, во время прихода пульсовой волны может быть внесена поправка на частоту сердечных сокращений в соответствии с:

$$25 \quad PTT = PAT - PEP = PAT - PEP_0 + \alpha * HR \quad (6)$$

где PEP_0 - значение фазы предызгнания для мужчины (например, 0,131) или женщины (например, 0,133), а α - конкретный для каждого пола фактор, раскрытый в работе автора Weissler, указанной выше. Эта процедура может способствовать уменьшению
30 эффекта фазы предызгнания вследствие частоты сердечных сокращений и положительно влиять на соотношение между временем распространения пульсовой волны, временем прихода пульсовой волны и кровяным давлением.

Пример, изображающий требование поправки времени прихода пульсовой волны на частоту сердечных сокращений, показан ниже со ссылкой на совокупность 13
35 измерений. На таблице 1 показана совокупность измерений времени прихода пульсовой волны, полученных за период 14 дней, вместе с количественными оценками фазы предызгнания (в миллисекундах, мс), частоты сердечных сокращений (в ударах в минуту, уд/мин) и фактическими измерениями кровяного давления (систолическое и диастолическое кровяное давление).

Систолическое	Диастолическое	Частота сердечных сокращений уд/мин	Фаза предызгнания мс	Время прихода пульсовой волны Мс	Время прихода пульсовой волны-фаза предызгнания мс
120	89	87,5	98	259,87	161,87
114,5	89	105,5	90,8	270,50	179,70
115,5	90,5	127,5	82	241,61	159,61
45 116,5	86,5	106	90,6	272,30	181,70
124,5	87	101,5	92,4	277,83	185,43
116	91	94,5	95,2	290,05	194,85
129,5	89,5	110,5	88,8	240,68	151,88
120,5	84,5	107	90,2	255,75	165,55

122,5	95	95	95	291,75	196,75
124,5	87,5	98,5	93,6	269,43	175,83
118	90,5	92	96,2	265,05	168,85
118	80,5	90,5	96,8	266,00	169,20
125	98,5	103	91,8	271,23	179,43

5 Таблица 1

Таким образом, каждая строка таблицы 1 показывает измерение кровяного давления (систолического и диастолического), частоту сердечных сокращений, количественную оценку фазы предызгнания и измеренное время прихода пульсовой волны, каждое из которых было получено от субъекта приблизительно в одно время в определённый день. Как видно из столбца частоты сердечных сокращений, частота сердечных сокращений субъекта во время выполнения измерений варьировалась от одного дня к другому, и общая частота сердечных сокращений находилась в диапазоне от 87 уд/мин до 125 уд/мин. Вследствие этих больших отличий в частоте сердечных сокращений очевидно, что измерения времени прихода пульсовой волны показывают зависимость от частоты сердечных сокращений. Эта зависимость может быть уменьшена посредством компенсации фазы предызгнания в соответствии с частотой сердечных сокращений, как указано выше. Другими словами, время прихода пульсовой волны и частоту сердечных сокращений измеряют, получают количественную оценку фазы предызгнания с использованием измерений частоты сердечных сокращений в соответствии с уравнением (4) или (5) выше, а время распространения пульсовой волны определяют путём вычитания полученной количественной оценки фазы предызгнания из значения измерения времени прихода пульсовой волны.

На фиг. 8-13 показаны различные графики измерений на фиг. 1. В частности, на фиг. 8 показан график времени прихода пульсовой волны в зависимости от частоты сердечных сокращений (ЧСС), и этот график показывает зависимость времени прихода пульсовой волны (вследствие фазы предызгнания) от частоты сердечных сокращений, причём общая тенденция заключается в том, что время прихода пульсовой волны уменьшается по мере увеличения частоты сердечных сокращений. На фиг. 9 показан график времени прихода пульсовой волны-фазы предызгнания в зависимости от частоты сердечных сокращений, и этот график показывает, что соотношение времени прихода пульсовой волны и частоты сердечных сокращений значительно уменьшается после удаления фазы предызгнания. Таким образом, корректировка посредством вычисленного эффекта фазы предызгнания с частотой сердечных сокращений уменьшает влияние частоты сердечных сокращений на измерение суррогатного показателя кровяного давления, времени прихода пульсовой волны.

Это более наглядно показано на фиг. 10-13, где третье измерение было получено в момент времени, когда частота сердечных сокращений была очень высокой (~128 уд/мин), но это не оказало влияния на фактическое кровяное давление, хотя оно отображено в измерении времени прихода пульсовой волны. Корректировка измерения времени прихода пульсовой волны в соответствии с полученной количественной оценкой фазой предызгнания, как указано выше, будет вносить поправку на это изменение в частоте сердечных сокращений для измерений, полученных на протяжении 14-дневного периода.

Таким образом, фиг. 10 представляет собой график измерений частоты сердечных сокращений во времени (одно измерение в день), и, как показано, третье измерение резко выделяется тем, что оно намного выше других 12 измерений. На фиг. 11 показан график измерений артериального систолического давления (АСД) в мм рт.ст. во времени (аналогично, одно измерение в день), и, как показано, измерение систолического кровяного давления на третий день подобно измерениям систолического кровяного

давления, полученным в предыдущие и следующие дни. Предполагается, что измерения АСД на фиг. 11 имеют ошибку, составляющую 8 мм рт.ст., как показано линиями ошибки. Фиг. 12 изображает график времени прихода пульсовой волны во времени (одно измерение в день) и изображает, что измерение на третий день подвержено влиянию более высокой частоты сердечных сокращений, показанной на фиг. 10. Предполагается, что на фиг. 12 присутствует постоянная ошибка 15 мс. В заключение, фиг. 13 изображает график времени прихода пульсовой волны - фазы предызгнания во времени и изображает влияние поправки времени прихода пульсовой волны на частоту сердечных сокращений.

Следовательно, обеспечены улучшения количественной оценки тенденции, получаемой из измерений суррогатного показателя кровяного давления, в частности, когда измерения суррогатного показателя кровяного давления могут иметь ошибки измерения.

Вариации раскрытых вариантов реализации могут быть понятны специалистам в данной области техники и осуществлены ими при реализации ими принципов и способов, описанных в настоящем документе, из изучения чертежей, описания и прилагаемой формулы изобретения. В пунктах формулы изобретения слово «содержащий» не исключает наличия других элементов или этапов, а грамматические показатели единственного числа не исключают множества. Один процессор или другой блок может выполнять функции нескольких элементов, описанных в формуле изобретения. То, что некоторые измерения приведены во взаимоотноличающихся зависимых пунктах, не означает, что сочетание этих измерений не может быть преимущественно использовано. Компьютерную программу могут хранить или распространять на подходящем носителе, таком как оптический носитель данных или твердотельный носитель данных, поставляемом вместе с или как часть другого аппаратного средства, но её также могут распространять в других формах, например через интернет или другие проводные или беспроводные телекоммуникационные системы. Никакие ссылочные обозначения в формуле изобретения не должны рассматриваться как ограничивающие её объём.

(57) Формула изобретения

1. Способ количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления, включающий
 - получение (101) совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления для субъекта, отличающийся тем, что способ дополнительно включает:
 - получение (103) для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления значения ошибки, указывающей на ошибку измерения для значения измерения суррогатного показателя кровяного давления; и
 - анализ (105) указанной совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени, причем этап получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления включает для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления:
 - получение значений измерения суррогатного показателя кровяного давления за отрезок времени;
 - оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для определения, находится ли суррогатный показатель

кровенного давления в устойчивом состоянии; и,

если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии, экстраполяцию значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для количественной оценки значения измерения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии.

2. Способ по п. 1, в котором этап анализа включает:

корректировку каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности в соответствии с точкой в циркадном ритме субъекта, на которой было измерено каждое значение измерения суррогатного показателя кровяного давления; и

использование байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени путем анализа скорректированных значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки.

3. Способ по п. 2, в котором этап корректировки включает:

получение измерений суррогатного показателя циркадного ритма субъекта;

анализ измерений суррогатного показателя циркадного ритма для идентификации циркадного ритма субъекта;

на основании идентифицированного циркадного ритма, определение соответствующих точек в циркадном ритме, на которых было измерено каждое из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности;

определение соответствующей корректировки для каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности на основании определенных соответствующих точек в циркадном ритме; и

применение определенных соответствующих корректировок к значениям измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности.

4. Способ по любому из пп. 1-3, в котором этап получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления включает для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления:

получение значений измерения суррогатного показателя кровяного давления за отрезок времени;

оценку значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для определения, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и

включение значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученного при нахождении суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии, в совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

5. Способ по любому из пп. 1-4, дополнительно включающий этап, на котором

субъекту предоставляют инструкции для выполнения процедуры или упражнения до или во время измерения суррогатного показателя кровяного давления.

6. Способ по любому из пп. 1-5, в котором способ выполняют посредством умного зеркала (12), содержащего один или более датчиков (20) для получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

7. Компьютерочитаемый носитель для количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления, содержащий компьютерочитаемый код, причем компьютерочитаемый код выполнен так, чтобы при выполнении подходящим компьютером или процессором (14) обеспечивать выполнение компьютером или

процессором способа по любому из пп. 1-6.

8. Устройство (12) для количественной оценки тенденции в суррогатном показателе кровяного давления, содержащее процессорный блок (14), выполненный с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного

5 давления для субъекта,

отличающееся тем, что устройство дополнительно выполнено с возможностью: получения для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления значения ошибки, указывающей на ошибку измерения для значения измерения суррогатного показателя кровяного давления; и

10 анализа указанной совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени,

причем процессорный блок (14) выполнен с возможностью получения совокупности 15 значений измерения суррогатного показателя кровяного давления посредством выполнения для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления следующего:

получения значений измерения суррогатного показателя кровяного давления за отрезок времени;

20 оценки значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для определения, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и

включения значения измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученного при нахождении суррогатного показателя кровяного давления в 25 устойчивом состоянии, в указанную совокупность значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

9. Устройство (12) по п. 8, в котором процессорный блок (14) выполнен с возможностью анализа совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки с использованием 30 байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени посредством:

корректировки каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности в соответствии с точкой в циркадном ритме субъекта, на которой было измерено каждое значение измерения суррогатного 35 показателя кровяного давления; и

использования байесовского вывода для определения тенденции в суррогатном показателе кровяного давления во времени путем анализа скорректированных значений измерения суррогатного показателя кровяного давления и соответствующих значений ошибки.

40 10. Устройство (12) по п. 9, в котором процессорный блок (14) выполнен с возможностью корректирования каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности посредством:

получения измерений суррогатного показателя циркадного ритма субъекта;

45 анализа измерений суррогатного показателя циркадного ритма для идентификации циркадного ритма субъекта;

на основании идентифицированного циркадного ритма, определения соответствующих точек в циркадном ритме, на которых было измерено каждое из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности;

определения соответствующей корректировки для каждого из значений измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности на основании определенных соответствующих точек в циркадном ритме и

5 применения определенных соответствующих корректировок к значениям измерения суррогатного показателя кровяного давления в указанной совокупности.

11. Устройство (12) по любому из пп. 8-10, в котором процессорный блок (14) выполнен с возможностью получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления посредством выполнения для каждого значения измерения суррогатного показателя кровяного давления следующего:

10 получения значений измерения суррогатного показателя кровяного давления за отрезок времени;

оценки значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для определения, находится ли суррогатный показатель кровяного давления в устойчивом состоянии; и,

15 если суррогатный показатель кровяного давления не находится в устойчивом состоянии, экстраполяции значений измерения суррогатного показателя кровяного давления, полученных в пределах отрезка времени, для вычисления значения измерения суррогатного показателя кровяного давления в устойчивом состоянии.

12. Устройство (12) по любому из пп. 8-11, в котором процессорный блок (14) дополнительно выполнен с возможностью

предоставления, через пользовательский интерфейс, инструкций субъекту для выполнения процедуры или упражнения до или во время измерения суррогатного показателя кровяного давления.

13. Устройство (12) по любому из пп. 8-12, причем устройство представляет собой умное зеркало, содержащее один или более датчиков (20) для получения совокупности значений измерения суррогатного показателя кровяного давления.

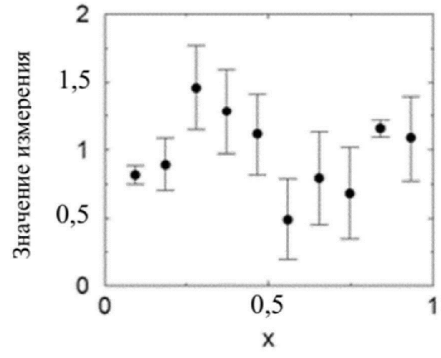
30

35

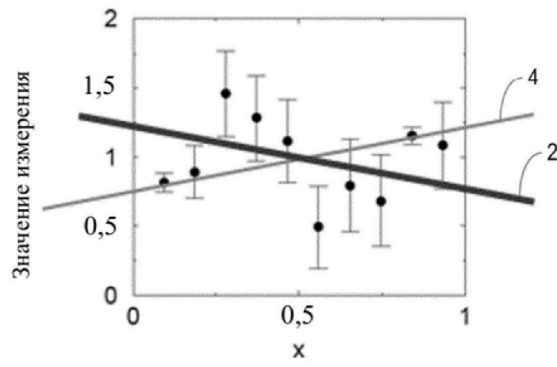
40

45

1



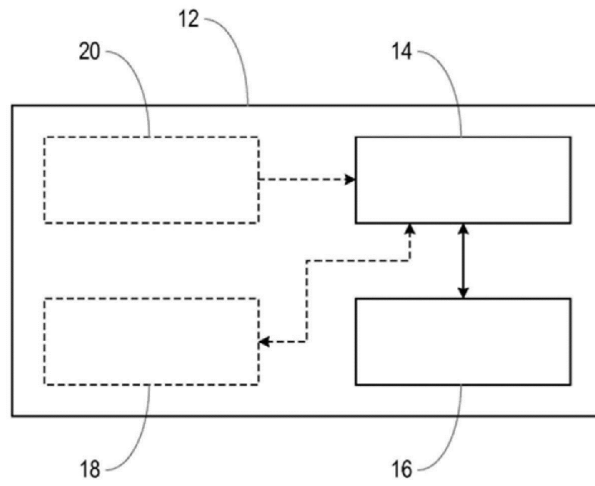
(a)



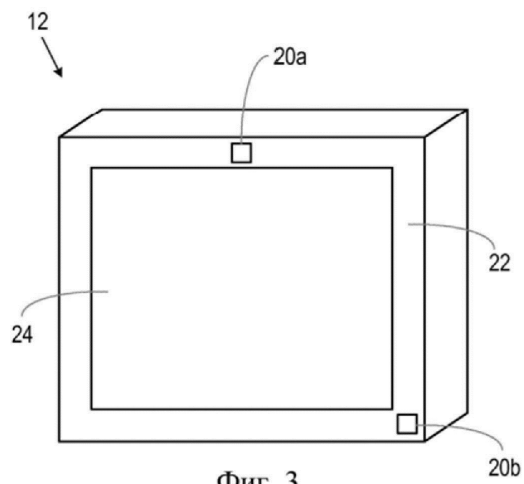
(b)

Фиг. 1

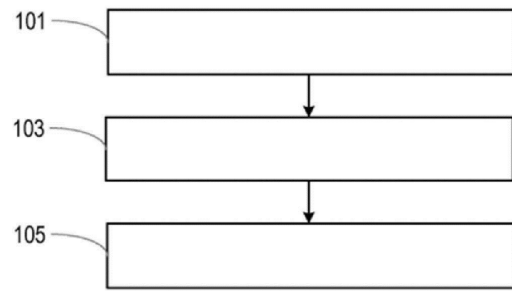
2



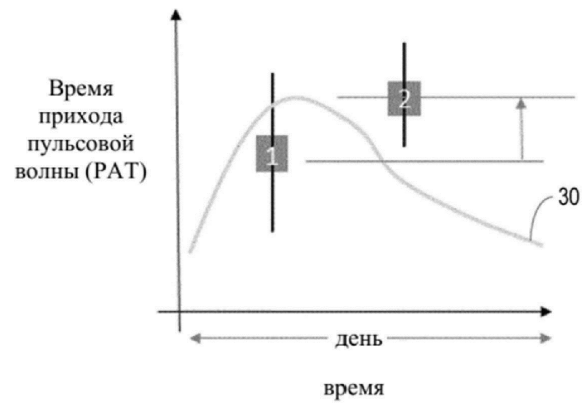
Фиг. 2



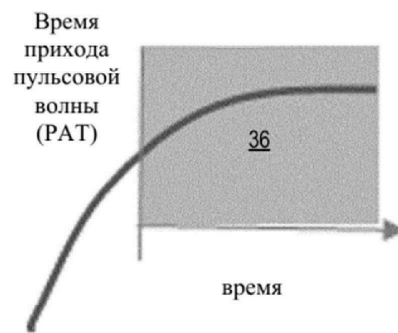
Фиг. 3



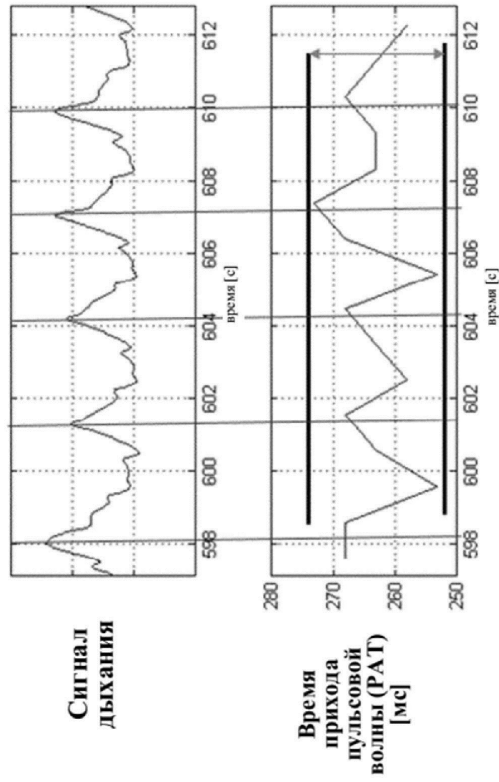
Фиг. 4



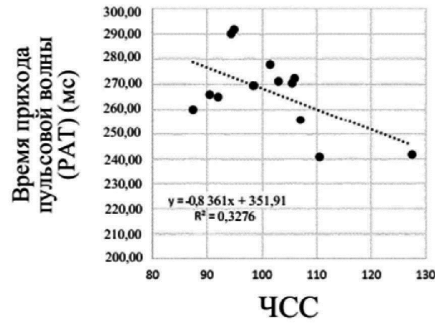
Фиг. 5



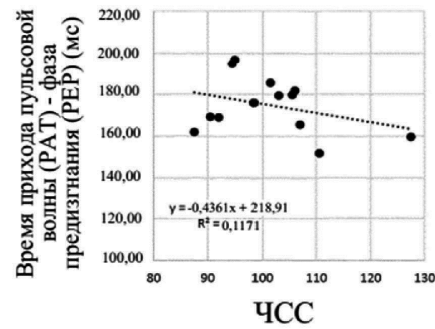
Фиг. 6



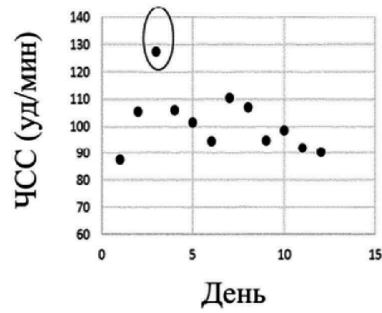
Фиг. 7



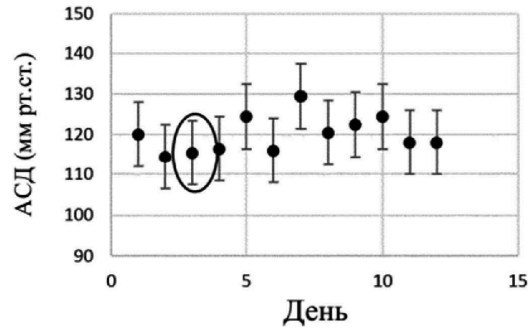
Фиг. 8



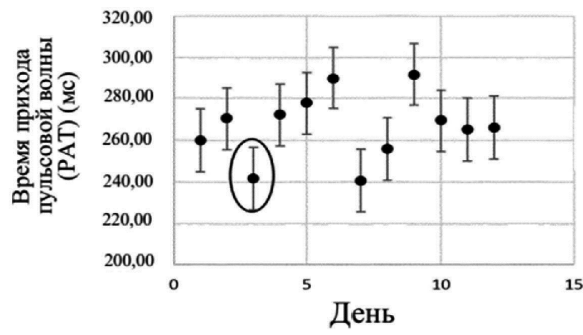
Фиг. 9



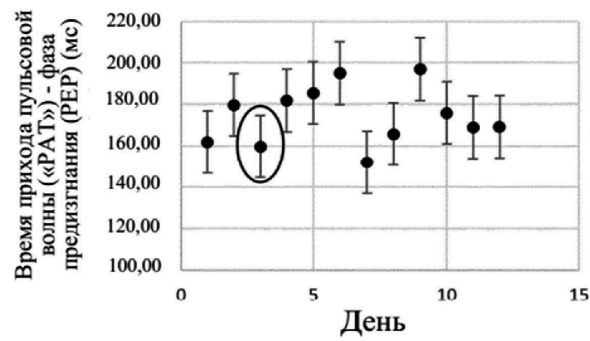
Фиг. 10



Фиг. 11



Фиг. 12



Фиг. 13