

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(21) **202290956** (13) **A1**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2022.07.12

(22) Дата подачи заявки
2020.10.28

(51) Int. Cl. *A24F 40/51* (2020.01)
A61M 15/06 (2006.01)
A61M 11/04 (2006.01)
A61B 5/00 (2006.01)
A61B 5/024 (2006.01)
A61M 15/00 (2006.01)
A61M 16/00 (2006.01)
A61B 5/0245 (2006.01)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПАРЕНИЯ, ГЕНЕРИРУЮЩЕЕ АЭРОЗОЛЬ, И СПОСОБ

(31) 19205862.6

(32) 2019.10.29

(33) EP

(86) PCT/EP2020/080276

(87) WO 2021/083955 2021.05.06

(71) Заявитель:
ДжейТи ИНТЕРНЕШНЛ СА (CH)

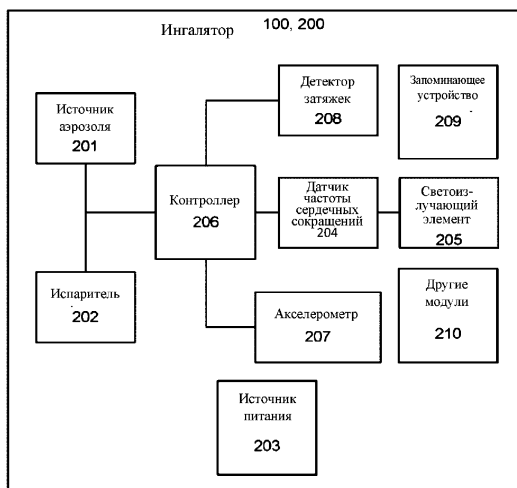
(72) Изобретатель:

Стокалл Адриан Петер, Секо Жуан
(CH)

(74) Представитель:

Поликарпов А.В., Соколова М.В.,
Путинцев А.И., Черкас Д.А., Игнатьев
А.В., Билык А.В., Дмитриев А.В.,
Бучака С.М., Бельтюкова М.В. (RU)

(57) Изобретение относится к устройству (100, 200) для парения, генерирующему аэрозоль, содержащему корпус (101), имеющий путь для потока воздуха, образованный между впускным отверстием (102) для воздуха и выпускным отверстием (103) для воздуха корпуса, при этом выпускное отверстие для воздуха позволяет выходить сгенерированному аэрозолю; датчик (204), расположенный на корпусе устройства для парения, причем датчик выполнен с возможностью измерения частоты сердечных сокращений пользователя устройства для парения; и контроллер (206), выполненный с возможностью управления высвобождением аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений, и определения исходной частоты сердечных сокращений пользователя с использованием измеренной частоты сердечных сокращений с датчика в течение предварительно заданного периода времени, при этом количество вещества в аэрозоле увеличивается, когда измеренная частота сердечных сокращений ниже исходной частоты сердечных сокращений, или уменьшается, когда измеренная частота сердечных сокращений выше исходной частоты сердечных сокращений.



A1

202290956

202290956

A1

УСТРОЙСТВО ДЛЯ ПАРЕНИЯ, ГЕНЕРИРУЮЩЕЕ АЭРОЗОЛЬ, И СПОСОБ

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Настоящее изобретение относится к ингалятору, генерирующему аэрозоль, содержащему датчик для отслеживания частоты сердечных сокращений пользователя во время использования.

ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Ингаляторы, такие как электронные сигареты или устройства для парения, становятся все более популярными. Они используются для доставки ароматизатора или стимулятора пользователю в форме аэрозоля без сгорания. Пользователи таких ингаляторов могут захотеть контролировать количество высвобождаемого ароматизатора или стимулятора на основании своих предпочтений или других факторов.

Устройства для парения, доступные на рынке, часто являются стандартизированными и могут не удовлетворять потребностям человека.

Следовательно, существует необходимость в устройстве, которое может приспособиться к своему пользователю и контролировать доставку аэрозоля безопасным и надежным способом.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Согласно одному аспекту настоящего изобретения предусмотрен ингалятор, генерирующий аэрозоль, содержащий корпус, имеющий путь для потока воздуха, образованный между впускным отверстием для воздуха и выпускным отверстием для воздуха корпуса, при этом выпускное отверстие для воздуха позволяет выходить сгенерированному аэрозолю; датчик, расположенный на корпусе ингалятора, при этом датчик выполнен с возможностью измерения частоты сердечных сокращений пользователя ингалятора; и контроллер, выполненный с возможностью управления высвобождением аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений.

Преимущественно ингалятор адаптируется к пользователю и доставляет аэрозоль на основании частоты сердечных сокращений пользователя, которая указывает физическое состояние пользователя и уровень физической подготовки в любой заданный момент времени.

Предпочтительно датчик представляет собой оптический датчик, который использует свет для проникновения через кожу пользователя для измерения частоты сердечных сокращений.

Преимущественно частота сердечных сокращений может быть удобно измерена посредством процесса фотоплетизмографии.

Предпочтительно датчик встроен в переключатель активации ингалятора так, что кожа пользователя входит в контакт с датчиком, когда пользователь взаимодействует с переключателем активации, чтобы активировать ингалятор.

Преимущественно частота сердечных сокращений пользователя может быть измерена, как только пользователь начинает использовать устройство.

Предпочтительно датчик расположен на боковой поверхности ингалятора так, что кожа пользователя входит в контакт с датчиком, когда пользователь держит ингалятор во время использования.

Преимущественно частота сердечных сокращений пользователя может измеряться непрерывно во время использования устройства.

Предпочтительно ингалятор дополнительно содержит акселерометр для обнаружения движений пользователя при использовании ингалятора, чтобы определять влияние движений на измеряемую частоту сердечных сокращений.

Преимущественно движения пользователя могут отслеживаться, что может влиять на показания частоты сердечных сокращений.

Предпочтительно контроллер выполнен с возможностью изменения частоты сердечных сокращений, измеренной датчиком, на основании движений, обнаруженных акселерометром.

Преимущественно измеренные показания частоты сердечных сокращений могут быть скорректированы на основании данных о движении с акселерометра.

Предпочтительно контроллер выполнен с возможностью определять исходную частоту сердечных сокращений для пользователя с использованием измерений частоты сердечных сокращений с датчика в течение предварительно заданного периода времени.

Преимущественно оптимальный уровень частоты сердечных сокращений для пользователя может быть определен для сравнения с измеренной или измененной частотой сердечных сокращений.

Предпочтительно контроллер выполнен с возможностью увеличения или уменьшения количества вещества в аэрозоле, когда измеренная частота сердечных сокращений, соответственно, ниже или выше исходной частоты сердечных сокращений.

Преимущественно количество аэрозоля, доставляемого пользователю, может регулироваться на основании сравнения измеренной или измененной частоты сердечных сокращений и исходной частоты сердечных сокращений.

Согласно другому аспекту настоящего изобретения предусмотрен способ работы ингалятора, генерирующего аэрозоль, включающий активацию ингалятора для высвобождения аэрозоля из ингалятора; измерение частоты сердечных сокращений пользователя датчиком, расположенным на корпусе ингалятора; и управление высвобождением аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений.

Предпочтительно способ дополнительно включает препятствование высвобождению аэрозоля, когда измеренная частота сердечных сокращений больше предварительно заданного порогового значения, превышающего исходное значение.

Преимущественно пользователь не имеет возможности злоупотреблять потреблением аэрозоля сверх безопасного уровня ради его или ее же блага.

Предпочтительно способ дополнительно включает увеличение или уменьшение количества вещества в аэрозоле на основании количества затяжек, сделанных пользователем в течение предварительно заданного периода времени.

Преимущественно пользователю может быть доставлено правильное количество вещества на основании данных о затяжках.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

На фиг. 1А показан ингалятор с датчиком частоты сердечных сокращений согласно одному аспекту настоящего изобретения;

На фиг. 1В показан ингалятор с датчиком частоты сердечных сокращений согласно другому аспекту настоящего изобретения;

На фиг. 2 представлена структурная схема различных компонентов ингалятора, представленного на фиг. 1А и 1В;

На фиг. 3 представлена блок-схема работы ингалятора, представленного на фиг. 1А и 1В;

На фиг. 4 представлен график, показывающий исходную частоту сердечных сокращений по умолчанию, построенную в зависимости от обновленной исходной частоты сердечных сокращений в разные периоды времени; и

На фиг. 5 представлен график частоты сердечных сокращений пользователя, измеренной ингалятором, показанным на фиг. 1А и 1В, в разные периоды времени.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Ниже будут описаны различные аспекты настоящего изобретения. Следует отметить, что в приведенных ниже описаниях графических материалов одинаковые или подобные части обозначены одинаковыми или подобными ссылочными позициями. Следует

отметить, что графические материалы являются схематическими и соотношение между размерами отличается от реального. Поэтому о конкретных размерах и т. п. следует судить с учетом следующих описаний. Понятно, что включены части, взаимосвязь и отношения соответствующих размеров которых отличаются между соответствующими фигурами.

На фиг. 1А показан ингалятор 100 ароматизатора, относящийся к типу с отсутствием сгорания, который представляет собой прибор для вдыхания ароматизатора без сгорания. Ингалятор 100 имеет стержнеобразную форму с главным корпусом 101, проходящим от не являющегося мундштучным конца 102 к мундштучному концу 103. Воздушный канал, или путь, образован в основном корпусе 100 между противоположными концами 102, 103. Ингалятор 100 в данном примере представляет собой электронную сигарету или устройство для парения. Ингалятор 100 действует путем испарения или нагрева источника аэрозоля, содержащегося внутри ингалятора 100, для высвобождения ароматизатора или стимулятора для вдыхания пользователем через мундштучный конец 103. Конструкция и работы такого ингалятора хорошо известны в данной области техники и будут понятны специалисту.

Ингалятор 100 также включает переключатель 104 активации, который может быть приспособлен для выполнения по меньшей мере одного из включения и выключения источника питания ингалятора 100. Переключатель 104 активации может представлять собой нажимную кнопку или сенсорную кнопку, расположенную в любом удобном месте на поверхности основного корпуса 101 ингалятора 101.

В настоящее время людям нравится по разным причинам отслеживать свой уровень активности, параметры тела, качество сна и т. д. На рынке доступно несколько устройств или гаджетов, которые могут это делать. Однако такие устройства являются либо носимыми устройствами, которые некоторыми пользователями рассматриваются как слишком навязчивые, либо другими устройствами, не являющимися носимыми, которые могут быть неудобными в использовании или ношении.

Отслеживание частоты сердечных сокращений является одной из наиболее обычных функций, выполняемых такими устройствами. Пользователи часто полагаются на показания частоты сердечных сокращений, полученные с этих устройств, для определения их уровня физической подготовки и соответствующего регулирования их диеты или режима упражнений. Однако эти показания являются подверженными ошибкам вследствие таких факторов, как движения пользователя во время использования, и поэтому не всегда могут быть надежными. Для пользователей электронных сигарет или подобных устройств также может быть желательно контролировать потребление аэрозоля на основании их

параметров тела, получаемых в режиме реального времени, таких как частота сердечных сокращений.

Согласно одному аспекту настоящего изобретения датчик 204 частоты сердечных сокращений встроен в переключатель 104 так, что когда пользователь касается переключателя 104 или нажимает на него, чтобы включить ингалятор 100, датчик 204 измеряет частоту сердечных сокращений пользователя при контакте с кожей, как подробно описано далее.

На фиг. 1В показан ингалятор 200, подобный ингалятору 100, показанному на фиг. 1А, с единственным отличием. А именно, в ингаляторе 200 датчик 204 частоты сердечных сокращений расположен не на переключателе 104 активации, а на боковой поверхности 105 основного корпуса. Датчик 204 может быть предусмотрен в форме полоски или метки и расположен в таком месте, что когда пользователь держит ингалятор 200 во время использования, его или ее кожа входит в контакт с датчиком 204, позволяя ему определять частоту сердечных сокращений пользователя.

Следует понимать, что ингалятор 100, 200 может иметь любые подходящие форму и размер и может иметь разные механизмы работы. Также переключатель 104 активации может быть расположен на любой стороне или в нижней части ингалятора. Предпочтительно датчик 204 частоты сердечных сокращений расположен так, что он входит в контакт с кожей пользователя во время нормального использования, не требуя от пользователя специально находить датчик и осуществлять с ним контакт.

На фиг. 2 показаны различные компоненты ингалятора 100, 200. Ингалятор 100, 200 содержит источник 201 аэрозоля и испаритель 202, который испаряет источник 201 аэрозоля, чтобы высвободить аэрозоль, содержащий ароматизатор и /или стимулятор для вдыхания пользователем. В данном примере источник 201 аэрозоля представляет собой вещество, содержащее никотин. Источник 201 аэрозоля может иметь форму твердого вещества или жидкости и нагревается испарителем (включая источник тепла) для высвобождения аэрозоля без сгорания. Испаритель 202 может питаться энергией источника 203 питания. Источник 203 питания представляет собой, например, литий-ионный аккумулятор. Источник 203 питания подает электропитание, необходимое для работы ингалятора 100, 200. Например, источник 203 питания подает электропитание на все компоненты или модули, содержащиеся в ингаляторе 100, 200.

Источник 201 аэрозоля может включать дополнительный источник ароматизатора (не показан), предусмотренный на стороне мундштучного конца 103 за держателем, удерживающим источник 201 аэрозоля, и генерирующий ароматизатор для вдыхания

пользователем вместе с аэрозолем, генерируемым из источника 201 аэрозоля. Примеры источника ароматизатора, который может быть использован, включает резанный табак, формованное изделие, включающее табачное сырье в виде гранул, формованное изделие, включающее табачное сырье в форме листа. Источник ароматизатора может включать растение, такое как мята или трава, кроме табака. Ароматизатор, такой как ментол, может быть добавлен к источнику ароматизатора.

Ингалятор 100, 200 дополнительно содержит датчик 204 частоты сердечных сокращений. Предпочтительно датчик 204 частоты сердечных сокращений представляет собой оптический датчик, который измеряет частоту сердечных сокращений с использованием фотоплетизмографии (PPG), представляющей собой процесс использования света для измерения кровотока. Ингалятор 100, 200 имеет светоизлучающий элемент 205, который предпочтительно содержит множество небольших светодиодов, которые светят зеленым светом на кожу пользователя, когда ингалятор 100, 200 удерживается. Однако для этой цели возможно использовать красный или инфракрасный свет. Когда свет рассеивается текущей кровью, датчик 204 частоты сердечных сокращений, который может быть фотодиодом, определяет интенсивность света, рассеянного в обратном направлении. Затем эта информация обрабатывается для получения доступных для понимания показаний пульса или частоты сердечных сокращений.

Ингалятор 100, 200 также включает контроллер 206, который выполнен с возможностью управления различными модулями или компонентами в ингаляторе. Контроллер 206 также обрабатывает данные, собранные датчиком 204 частоты сердечных сокращений, как объяснено выше.

Ингалятор 100, 200 дополнительно содержит акселерометр 207. Акселерометр 207 выполнен с возможностью измерения движений пользователя при использовании ингалятора. Поскольку оптический контроль частоты сердечных сокращений, описанный выше, является очень чувствительным к движению, движение может мешать перемещению света светодиодов к датчику. Чтобы свести к минимуму искажения, вызванные движением, для получения точных показаний предпочтительно, чтобы пользователь находился в состоянии покоя. Следовательно, движения, обнаруженные акселерометром 207, могут быть использованы для изменения показаний, полученных датчиком 204 частоты сердечных сокращений. Например, контроллер 206 обрабатывает показания с датчика 204 частоты сердечных сокращений и акселерометра 207, используя некоторый алгоритм для более точного определения частоты сердечных сокращений пользователя.

Ингалятор 100, 200 также содержит детектор 208 затяжек. В одном примере детектор 208 затяжек соединен с датчиком давления (не показан), который определяет давление

воздуха, создаваемое действием вдыхания пользователя. Детектор 208 затяжек определяет состояние затяжки на основании результата обнаружения датчика (например, отрицательное давление в ингаляторе 100, 200). Соответственно, детектор 208 затяжек может определять количество выполняемых затяжек с вдыханием аэрозоля. Детектор 208 затяжек также может определять период времени, необходимый для одной выполняемой затяжки с вдыханием аэрозоля.

Ингалятор 100, 200 может включать запоминающее устройство 209 и другие модули 210, такие как элемент излучения видимого света, дисплей и излучатель звука. Элемент излучения видимого света, такой как светодиод, может быть расположен на наконечнике не являющегося мундштучным конца 102. Такой светодиод может демонстрировать первый режим излучения света в состоянии затяжки, когда аэрозоль вдыхается, и второй режим излучения света, отличающийся от первого режима излучения света, в состоянии отсутствия затяжки, когда аэрозоль не вдыхается. Здесь режим излучения света определен комбинацией параметров, таких как количество света светоизлучающего элемента, количество светоизлучающих элементов в состоянии освещения, цвет светоизлучающего элемента, и цикл, в котором повторяется свечение светоизлучающего элемента и отсутствие свечения светоизлучающего элемента. Разный режим излучения света означает, что по меньшей мере один из приведенных выше параметров отличается.

На фиг. 3 показана блок-схема 300 работы ингалятора 100, 200. Следует отметить, что этапы, показанные на блок-схеме 300, могут выполняться или не выполняться в одном и том же порядке. Этапы в пунктирных блоках являются необязательными, хотя и предпочтительными, они не являются обязательными для работы настоящего изобретения.

На этапе 301 устройство активируют. В данном примере ингалятор 100, 200 включается, когда пользователь нажимает переключатель 104 активации. Заданная работа переключателя 104, такая как непрерывное нажатие заданное количество раз, включает источник 203 питания ингалятора 100, 200. Когда работа переключателя 104 включает источник 203 питания, источник 203 питания подает электропитание на испаритель 202, датчик 204 частоты сердечных сокращений, контроллер 206 и другие компоненты ингалятора 100, 200.

На этапе 302 измеряют частоту сердечных сокращений пользователя. В данном примере датчик 204 частоты сердечных сокращений измеряет частоту сердечных сокращений пользователя, когда пользователь нажимает переключатель 104 активации ингалятора 100 и/или держит ингалятор 200 сбоку. Как объяснено выше, датчик 204 измеряет частоту сердечных сокращений пользователя, используя светоизлучающий элемент 205.

На этапе 303 необязательно определяют движения пользователя. В данном примере акселерометр 207 определяет любые движения пользователя во время отслеживания частоты сердечных сокращений и измеряет величину определенных движений. Акселерометр 207 может зарегистрировать нулевое движение, если пользователь находится в состоянии покоя. Альтернативно акселерометр 207 может быть активирован только при наличии какого-либо движения пользователя.

На этапе 304 необязательно определяют количество затяжек, вдыхаемых пользователем за единицу времени. В настоящем изобретении детектор 208 затяжек определяет количество затяжек, вдыхаемых пользователем, как объяснено выше. Например, принимая одну минуту за единицу времени, определяют, сколько раз пользователь вдыхает аэрозоль в течение одной минуты. Детектор 208 затяжек может также измерять время или длительность каждой затяжки. Частота и длительность затяжек могут также быть приняты во внимание для определения уровня стресса пользователя. Постоянно отслеживая систему парения пользователя, можно определить исходное значение для частоты и длительности затяжки. Отклонения от исходного значения могут помочь определить эмоциональное состояние. Например, более длинные и более частые затяжки могут указывать на более стрессовое состояние.

На этапе 305 необязательно измеренную частоту сердечных сокращений пользователя модифицируют по меньшей мере на основании определенных движений. В данном примере контроллер 206 обрабатывает измеренную частоту сердечных сокращений, полученную с датчика 204 частоты сердечных сокращений, и данные о движении, полученные с акселерометра 207, для вычисления модифицированной частоты сердечных сокращений пользователя. Акселерометр 207 может фиксировать данные о движении в трех осях для пользователя, которые указывают на движения пользователя во всех трех измерениях. Предпочтительно контроллер 206 выполнен с возможностью ввода собранных данных о движении в алгоритм корректировки, чтобы компенсировать влияние движений пользователя на частоту сердечных сокращений, измеренную датчиком 204 частоты сердечных сокращений. Методики для компенсации движений пользователя для получения более точной частоты сердечных сокращений хорошо известны в данной области техники.

На этапе 306 получают исходную частоту сердечных сокращений пользователя. В данном примере контроллер 206 рассчитывает исходную частоту сердечных сокращений для пользователя на основании показаний, полученных с датчика 204 частоты сердечных сокращений и акселерометра 207 в течение некоторого времени. Исходная частота сердечных сокращений может быть оптимальной частотой сердечных сокращений пользователя, когда пользователь находится в нормальном состоянии. Исходная частота

сердечных сокращений может быть сначала установлена в значение по умолчанию, такое как 72 уд/мин (ударов в минуту). Затем оно может быть модифицировано с течением времени, когда будет доступно достаточно данных пользователя. Это описано далее со ссылкой на фиг. 5. Следует понимать, что исходная частота сердечных сокращений может быть сохранена в запоминающем устройстве 209 устройства и просто быть извлечена контроллером 206 на этапе 306.

На этапе 307 определяют, превышает ли частота сердечных сокращений пользователя исходную частоту сердечных сокращений. В настоящем изобретении контроллер 206 сравнивает измеренную частоту сердечных сокращений (или модифицированную частоту сердечных сокращений, полученную на этапе 305) с исходной частотой сердечных сокращений, полученной на этапе 306. При сравнении контроллер 206 определяет, превышает ли измеренная или модифицированная частота сердечных сокращений исходную частоту сердечных сокращений. Если превышает, то контроллер 206 переходит к этапу 308, а иначе переходит к этапу 309.

На этапе 308 количество вещества в аэрозоле, подаваемом пользователю, уменьшают. В данном примере после определения того, что частота сердечных сокращений пользователя превышает исходное значение, контроллер 206 уменьшает количество вещества, такого как никотин, содержащегося в аэрозоле, высвобождаемом из источника 201 аэрозоля. Это может быть выполнено разными способами. В одном примере может быть уменьшено количество аэрозоля, высвобождаемого из источника 201, что тем самым уменьшает количество вещества, доставляемого пользователю. В другом примере может использоваться устройство для парения с несколькими резервуарами, содержащее два или более резервуаров для жидкостей, каждый из которых содержит жидкость с отличающейся концентрацией вещества. Путем переключения подачи на резервуар, содержащий жидкость с меньшей концентрацией, возможно уменьшить потребление вещества при сохранении такого же количества аэрозоля. В еще одном примере доставку вещества можно уменьшить путем контроля операции нагрева (например, путем контроля энергии, подаваемой на нагреватель) в устройствах с нагревом без горения и устройствах, основанных на применении пара, или путем управления источником находящейся под давлением жидкости в устройствах, основанных на применении пара.

Когда количество аэрозоля, вдыхаемого пользователем, уменьшается, предполагается, что частота сердечных сокращений пользователя с большей вероятностью уменьшится и достигнет исходного значения. Небольшой допустимый предел погрешности может быть внесен в исходное значение. Например, если исходное значение составляет 72

уд/мин, то частота сердечных сокращений в диапазоне 70-74 уд/мин может рассматриваться как находящаяся в исходных пределах.

На этапе 309 количество вещества в аэрозоле, подаваемом пользователю, либо сохраняют, либо увеличивают. В данном примере после определения того, что частота сердечных сокращений пользователя ниже исходной, контроллер 206 увеличивает количество вещества в аэрозоле, высвобождаемом из источника 201 аэрозоля. Это может быть выполнено разными способами, как описано выше.

Когда количество аэрозоля, вдыхаемого пользователем, увеличивается, предполагается, что частота сердечных сокращений пользователя с большей вероятностью увеличится и достигнет исходного значения. Следует понимать, что обычная работа устройства поддерживается при нормальных обстоятельствах так, чтобы избежать любого влияния на частоту сердечных сокращений пользователя. Следовательно, пользователь может осуществлять парение без каких-либо опасений, относящихся к нарушению частоты сердечных сокращений.

На фиг. 4 показан график 400 исходной частоты сердечных сокращений по умолчанию по сравнению с обновленной исходной частотой сердечных сокращений согласно одному аспекту настоящего изобретения. На графике 400 по оси X отложены периоды времени, в которые измеряли частоту сердечных сокращений, а по оси Y отложены значения частоты сердечных сокращений (в уд/мин). Поскольку частота сердечных сокращений пользователя может естественным образом колебаться в течение дня, контроллер 206 получает данные с датчика 204 частоты сердечных сокращений с течением времени, чтобы обновлять исходную частоту сердечных сокращений пользователя. В данном примере частота сердечных сокращений пользователя по умолчанию установлена в 72 уд/мин. Однако, как показано на графике 400, частота сердечных сокращений пользователя может быть ниже, чем 72 уд/мин, утром и ночью и выше, чем 72 уд/мин, в дневное время. Контроллер 206 может наблюдать картину частоты сердечных сокращений пользователя в течение нескольких дней перед обновлением исходной частоты сердечных сокращений. Обновляя исходную частоту сердечных сокращений таким образом, возможно отслеживать частоту сердечных сокращений и управлять количеством потребляемого вещества более эффективно.

На фиг. 5 показан график 500 данных частоты сердечных сокращений в разные периоды времени. На графике 500 по оси X отложены периоды времени, в которые измеряли частоту сердечных сокращений, а по оси Y отложены значения частоты сердечных сокращений (в уд/мин). Датчик 204 частоты сердечных сокращений измеряет частоту сердечных сокращений пользователя, а контроллер 206 записывает ее в каждый

период времени. Как показано, в первый период времени частота сердечных сокращений пользователя составляет 80 уд/мин, а в четвертый промежуток времени она составляет 65 уд/мин. Далее на основании данных, полученных с акселерометра 204, контроллер 206 генерирует показания модифицированной частоты сердечных сокращений. Например, измеренное показание в первый период скорректировано до 75 уд/мин, а в четвертый период – до 60 уд/мин.

Как можно увидеть, исходная частота сердечных сокращений установлена в значение по умолчанию, равное 72 уд/мин, во все периоды времени. Однако, как объяснено выше, исходное значение предпочтительно обновляется по мере того, как со временем контроллер 206 изучает картину частоты сердечных сокращений пользователя. Как объяснено выше, контроллер 206 сравнивает модифицированную частоту сердечных сокращений с исходной частотой сердечных сокращений и регулирует высвобождение аэрозоля. Например, в третьем периоде модифицированная частота сердечных сокращений составляет 80 уд/мин, что больше, чем исходное значение 72 уд/мин, поэтому контроллер 206 предпочтительно уменьшает количество вещества в аэрозоле до тех пор, пока частота сердечных сокращений пользователя не достигнет исходного значения или не попадет в исходные пределы, как описано выше.

Согласно другому аспекту настоящего изобретения возможно предотвращать парение пользователем, если его или ее частота сердечных сокращений превышает определенный установленный предел. Например, при нажатии кнопки 104 активации перед фактическим высвобождением аэрозоля для парения датчик 204 может измерять частоту сердечных сокращений пользователя, и если измеренная частота сердечных сокращений превышает исходную на заданное пороговое значение (определяющее безопасную зону парения), контроллер 206 может автоматически отключать ингалятор 100, чтобы предотвращать парение. В дополнение, перед запуском парения измеренная частота сердечных сокращений пользователя может быть сопоставлена с уровнем вещества (такого как никотин) на основании таблицы отношений, ранее сохраненной в запоминающем устройстве 209 ингалятора 100 и обновляемой на основании привычек парения пользователя. Более низкая частота сердечных сокращений может выдержать более высокий уровень никотина, в то время как более высокая частота сердечных сокращений ограничена более низким уровнем никотина. Таким образом обеспечивается то, что пользователю для начала предоставляется правильное количество никотина в аэрозоле на основании его измеренной частоты сердечных сокращений.

Более того, поскольку во время сеанса парения датчик 204 и контроллер 206 непрерывно отслеживают частоту сердечных сокращений пользователя, возможно

настроить доставку вещества на основании других факторов. Например, если измеренная частота сердечных сокращений пользователя выше исходного значения, но ниже опасного порогового значения (например, высокая частота сердечных сокращений может быть вызвана стрессом или физической нагрузкой, которая может не быть безвредной для сердца пользователя), пользователю может быть разрешено парение с более низким уровнем никотина в течение относительно короткого заданного промежутка времени. Контроллер 206 продолжает отслеживать частоту сердечных сокращений, и если частота сердечных сокращений снижается, он поддерживает работу устройства, в противном случае отключает устройство или препятствует доставке аэрозоля.

В дополнение, как объяснено выше, данные с акселерометра 207 и детектора 208 затяжек могут использоваться для регулирования допустимой доставки никотина. Например, определение высокого уровня стресса детектором 208 затяжек может указывать на более высокое желание никотина у пользователя, и в этом случае определение высокой частоты сердечных сокращений предпочтительно должно не препятствовать парению, а увеличивать допустимый уровень доставки никотина. С другой стороны, если пользователь не находится в состоянии стресса, но определенная частота сердечных сокращений выше нормы, парение предпочтительно должно быть предотвращено или уровень доставки никотина должен быть уменьшен.

Используя настоящее изобретение, описанное выше, возможно отслеживать частоту сердечных сокращений пользователя без применения какого-либо дополнительного устройства или не требуя от пользователя выполнения какого-либо дополнительного этапа. Более того, управляя доставкой аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений, в большинстве случаев возможно сохранить частоту сердечных сокращений пользователя на исходном или оптимальном уровне. Это позволяет пользователю осуществлять парение без необходимости осознанно отслеживать потребление аэрозоля.

В вышеописанном изобретении показания частоты сердечных сокращений могут быть представлены пользователю на небольшом дисплее на ингаляторе. В дополнение возможно оповещать пользователя о высокой или низкой частоте сердечных сокращений посредством мигания разноцветного светодиода или подачи предупреждающего сигнала. В дополнение или альтернативно возможно подсоединить ингалятор к пользовательскому персональному устройству, такому как мобильный телефон, которое может запускать приложение (такое как приложение iOS/Android), чтобы отображать текущее показание частоты сердечных сокращений, динамику частоты сердечных сокращений, уровень стресса, данные о движении, данные о затяжках, количество потребленного аэрозоля и т. д., в удобном для пользователя ингалятора формате.

Предшествующее описание иллюстративных вариантов осуществления было представлено в целях иллюстрации и описания. Оно не предполагается как исчерпывающее или ограничивающее в отношении точной раскрытой формы, и модификации и изменения возможны в свете вышеописанных идей или могут быть получены в ходе практического применения раскрытых вариантов осуществления.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, содержащее:
корпус, имеющий путь для потока воздуха, образованный между впускным отверстием для воздуха и выпускным отверстием для воздуха корпуса, причем выпускное отверстие позволяет выходить сгенерированному аэрозолю;
датчик, расположенный на корпусе устройства для парения, при этом датчик выполнен с возможностью измерения частоты сердечных сокращений пользователя устройства для парения; и
контроллер, выполненный с возможностью управления высвобождением аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений, и определения исходной частоты сердечных сокращений пользователя с использованием измеренной частоты сердечных сокращений с датчика в течение предварительно заданного периода времени, при этом количество вещества в аэрозоле увеличивается, когда измеренная частота сердечных сокращений ниже исходной частоты сердечных сокращений, или уменьшается, когда измеренная частота сердечных сокращений выше исходной частоты сердечных сокращений.
2. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по п. 1, отличающееся тем, что контроллер дополнительно выполнен с возможностью препятствовать высвобождению аэрозоля, когда измеренная частота сердечных сокращений больше предварительно заданного порогового значения, превышающего исходную частоту сердечных сокращений.
3. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по п. 1 или п. 2, отличающееся тем, что датчик представляет собой оптический датчик, который использует свет для проникновения через кожу пользователя для измерения частоты сердечных сокращений.
4. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по п. 3, отличающееся тем, что датчик встроен в переключатель активации устройства для парения так, что кожа пользователя входит в контакт с датчиком, когда пользователь взаимодействует с переключателем активации, чтобы активировать устройство для парения.
5. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по п. 4, отличающееся тем, что при активации устройства для парения датчик приспособлен измерять частоту сердечных

сокращений пользователя перед запуском генерирования аэрозоля для сеанса парения, а контроллер дополнительно выполнен с возможностью управлять высвобождением аэрозоля во время сеанса парения на основании частоты сердечных сокращений, измеренной перед сеансом парения.

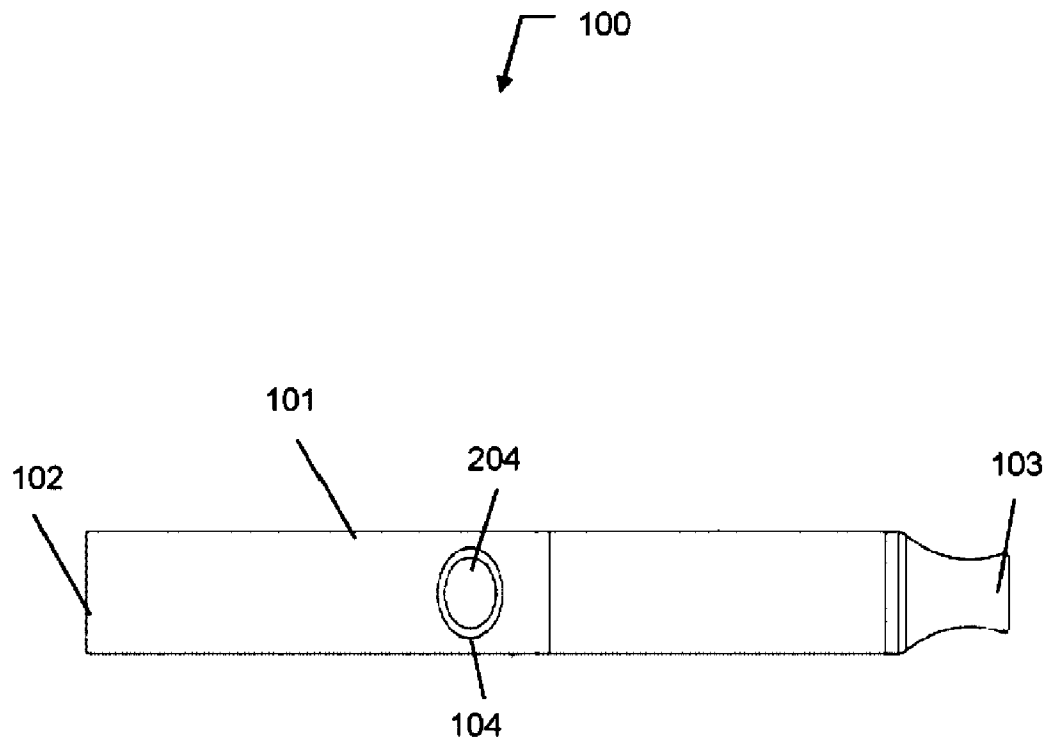
6. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по любому из предыдущих пунктов, отличающееся тем, что датчик расположен на боковой поверхности устройства для парения так, что кожа пользователя входит в контакт с датчиком, когда пользователь держит устройство для парения во время использования.

7. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по любому из предыдущих пунктов, отличающееся тем, что устройство для парения дополнительно содержит акселерометр для обнаружения движений пользователя при использовании устройства для парения, чтобы определять влияние движений на измеренную частоту сердечных сокращений.

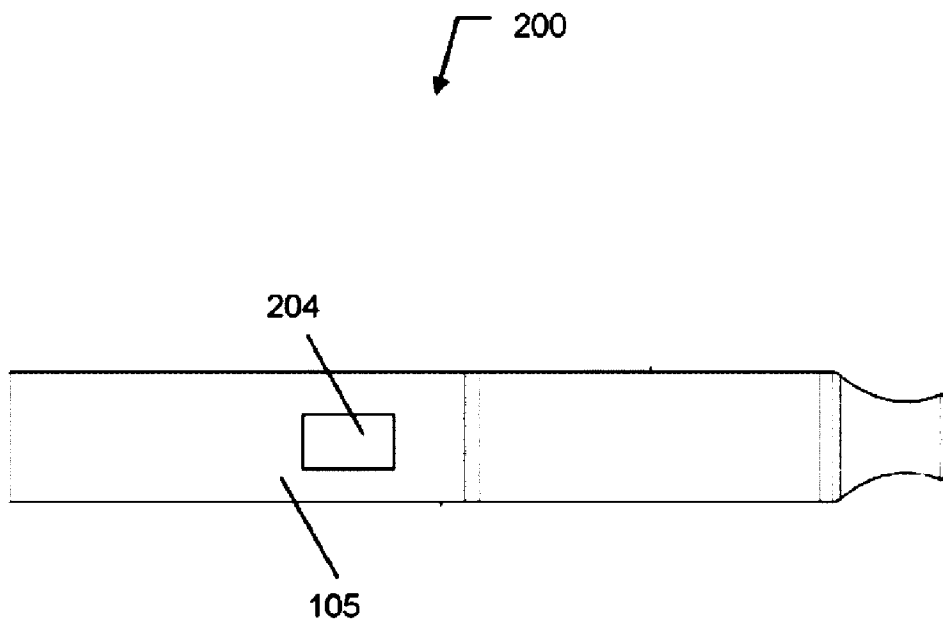
8. Устройство для парения, генерирующее аэрозоль, по п. 7, отличающееся тем, что контроллер выполнен с возможностью изменения частоты сердечных сокращений, измеренной датчиком, на основании движений, обнаруженных акселерометром.

9. Способ работы устройства для парения, генерирующего аэрозоль, включающий:
активацию устройства для парения для высвобождения аэрозоля из устройства для парения;
измерение частоты сердечных сокращений пользователя датчиком, расположенным на корпусе устройства для парения;
управление высвобождением аэрозоля на основании измеренной частоты сердечных сокращений; и
определение исходной частоты сердечных сокращений пользователя с использованием измеренной частоты сердечных сокращений с датчика в течение предварительно заданного периода времени, при этом количество вещества в аэрозоле увеличивают, когда измеренная частота сердечных сокращений ниже исходной частоты сердечных сокращений, или уменьшают, когда измеренная частота сердечных сокращений выше исходной частоты сердечных сокращений.

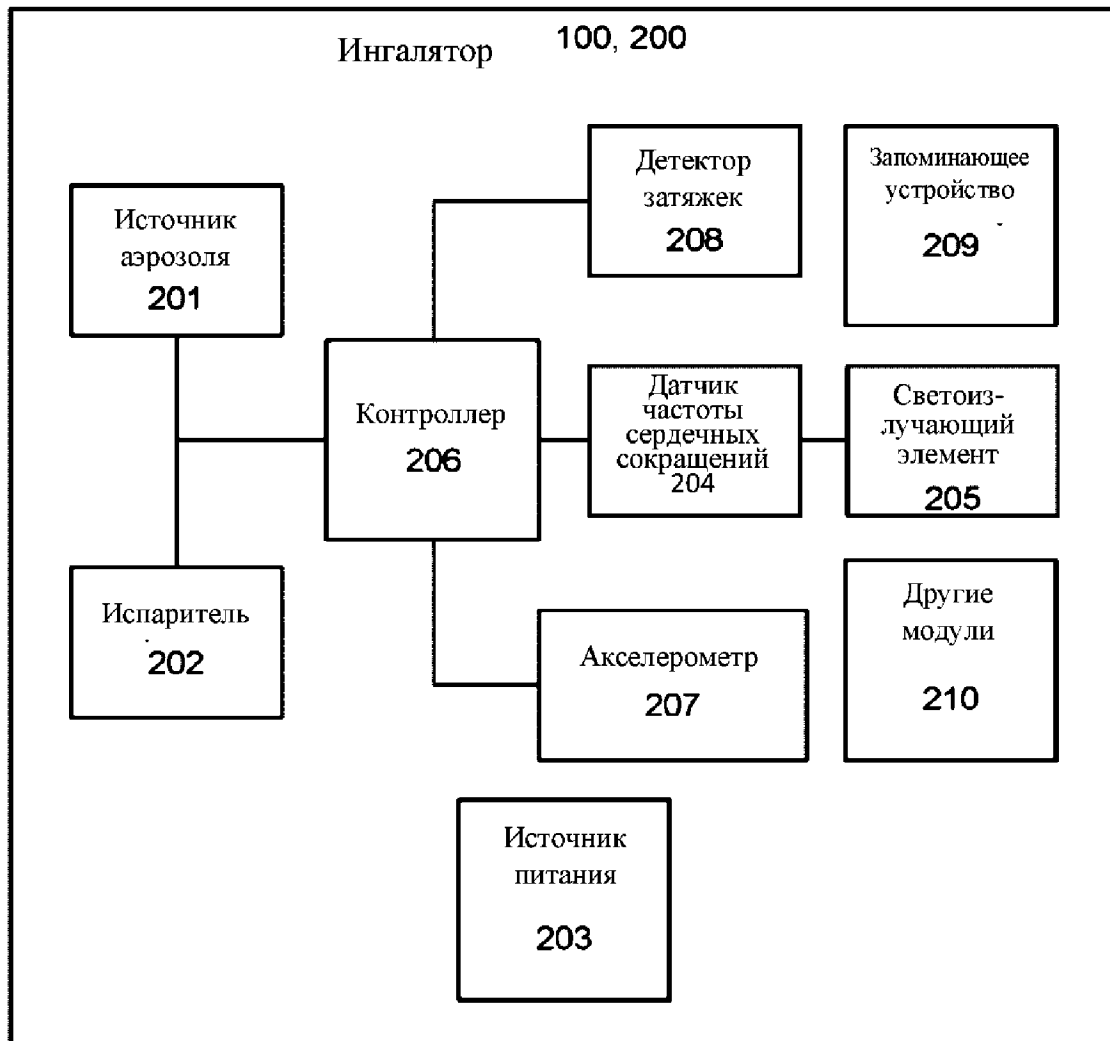
10. Способ по п. 9, отличающийся тем, что дополнительно включает обнаружение движений пользователя при использовании устройства для парения для определения влияния движений на измеренную частоту сердечных сокращений.
11. Способ по п. 10, отличающийся тем, что дополнительно включает изменение частоты сердечных сокращений, измеренной датчиком, на основании обнаруженных движений.
12. Способ по любому из предыдущих пунктов, отличающийся тем, что дополнительно включает препятствование высвобождению аэрозоля, когда измеренная частота сердечных сокращений больше предварительно заданного порогового значения, превышающего исходную частоту сердечных сокращений.
13. Способ по любому из пп. 9–12, отличающийся тем, что дополнительно включает увеличение или уменьшение количества вещества в аэрозоле на основании количества затяжек, сделанных пользователем в течение предварительно заданного периода времени.



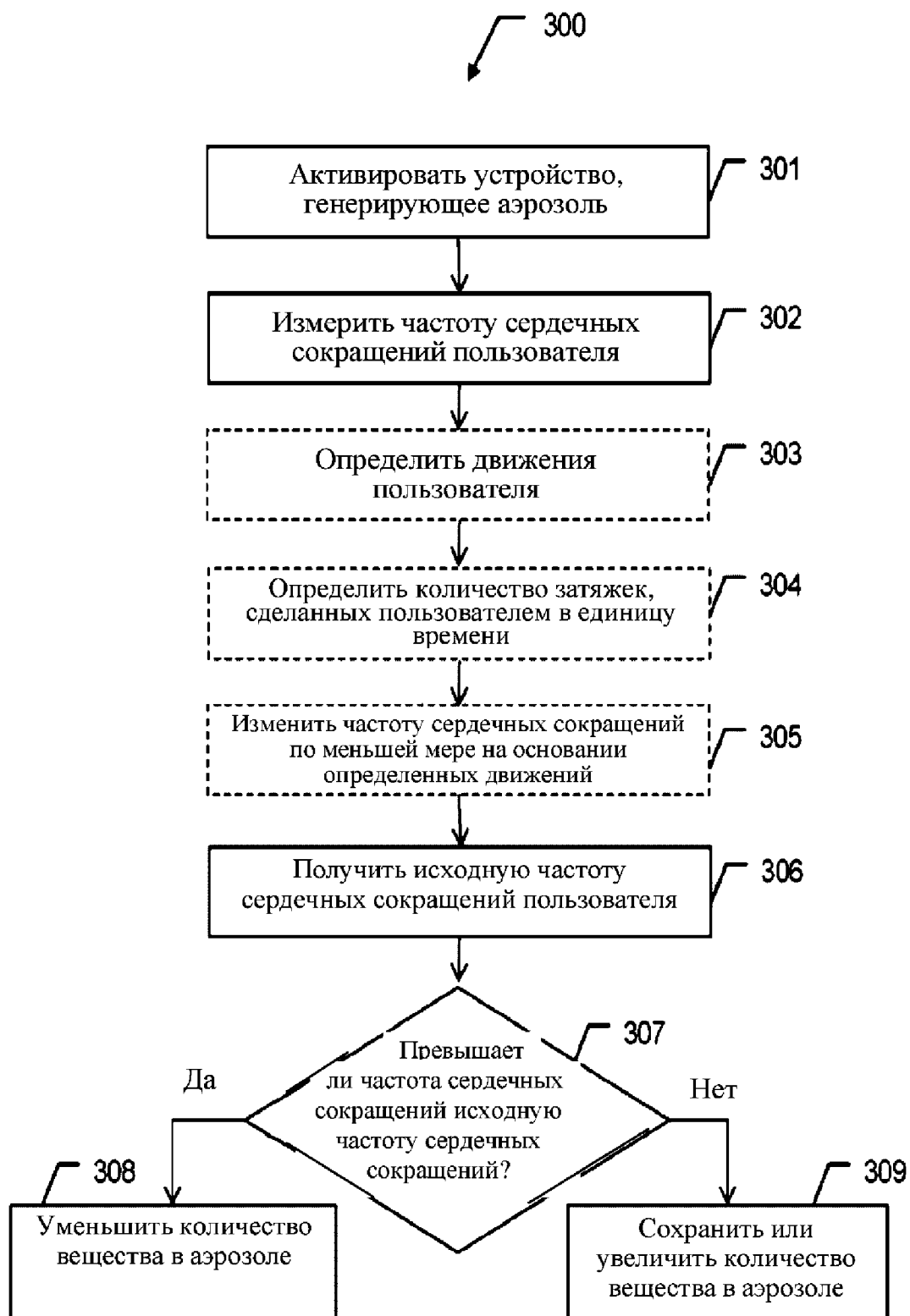
Фиг. 1А



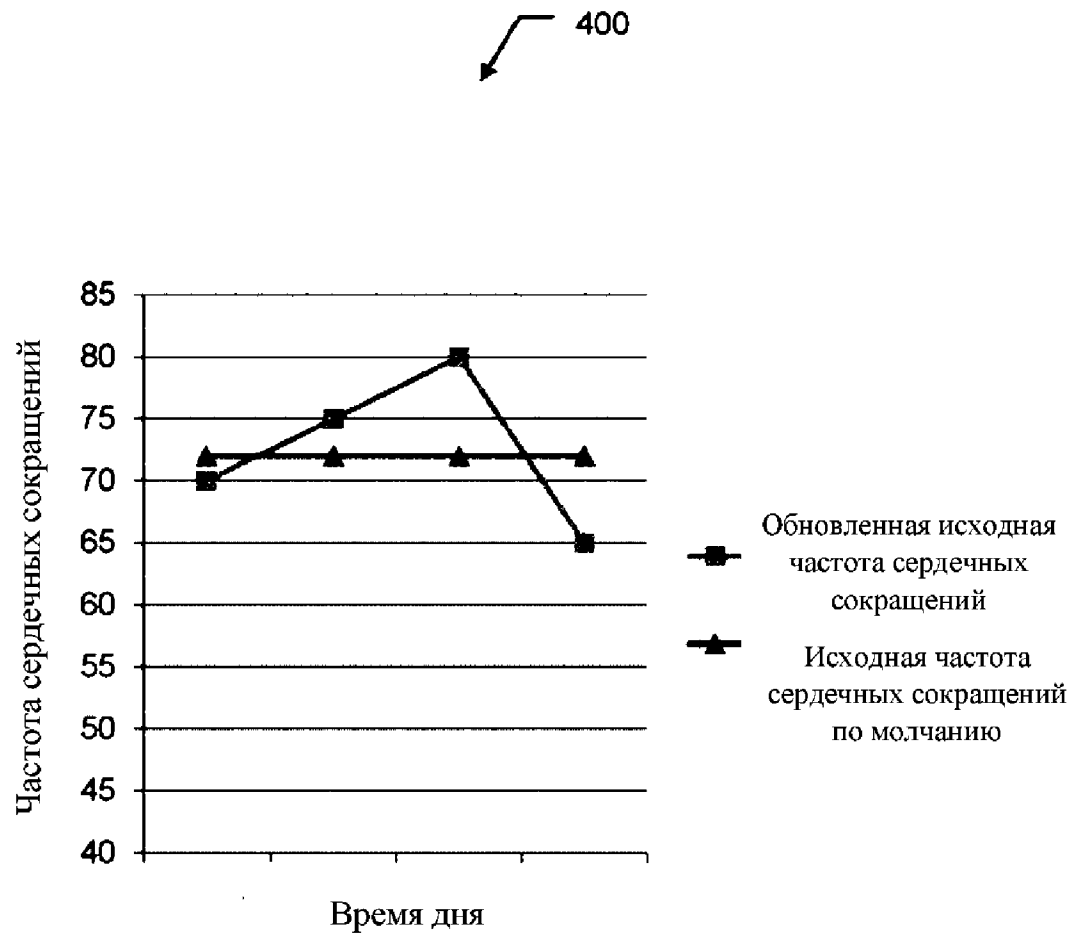
ФИГ. 1В



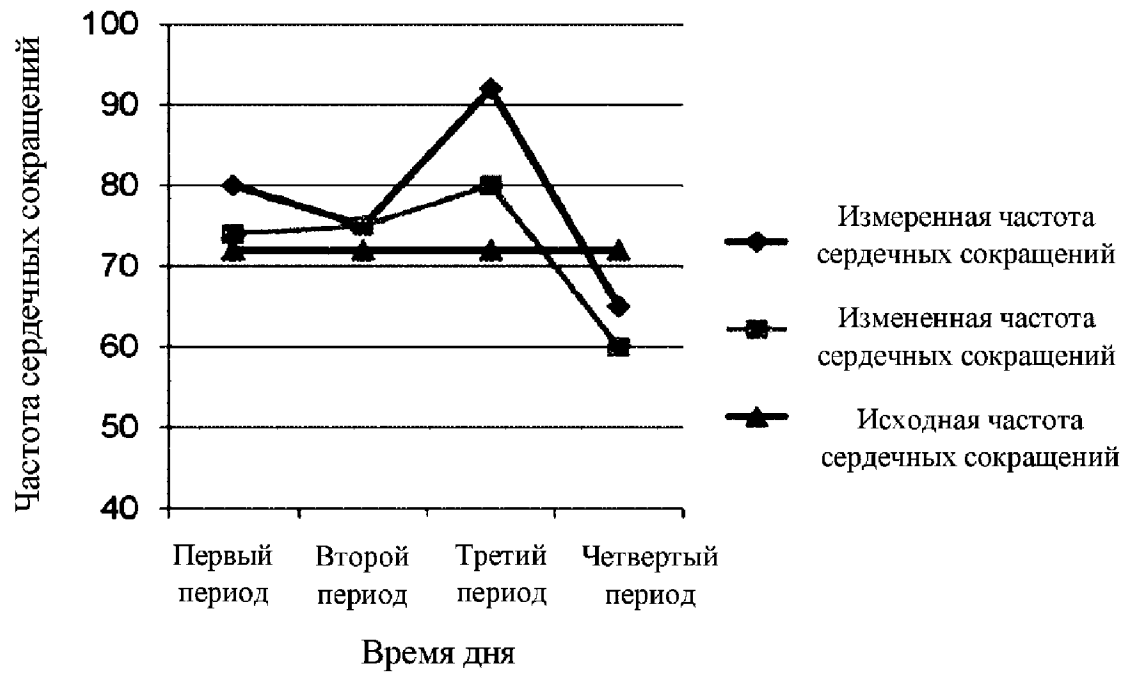
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5