



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/0059 (2006.01); A61B 5/0071 (2006.01); A61B 5/02416 (2006.01); A61B 5/14556 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2015140073, 19.02.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
19.02.2014

Дата регистрации:
21.08.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
22.02.2013 US 61/767,862;
22.02.2013 EP 13156366.0

(43) Дата публикации заявки: 28.03.2017 Бюл. № 10

(45) Опубликовано: 21.08.2018 Бюл. № 24

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 22.09.2015

(86) Заявка РСТ:
EP 2014/053251 (19.02.2014)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/128172 (28.08.2014)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и Партнеры"

(72) Автор(ы):

ДУБЕЛЬЧИК Александр (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2012143842 A2, 26.10.2012. US
2007142715 A1, 21.06.2007. WO 2011112559 A2,
15.09.2011. AU 2012203576 A1, 19.07.2012. WO
2011076886 A2, 30.06.2011. US 2012195473 A1,
02.08.2012. US 2010152547 A1, 17.06.2010. RU
2010150471 A, 20.06.2012.

(54) МАРКЕР СО СВЕТОИЗЛУЧАЮЩЕЙ ОБЛАСТЬЮ ДЛЯ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ В ОПРЕДЕЛЕНИИ
ИНФОРМАЦИИ О ПОКАЗАТЕЛЯХ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Способ для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта осуществляют с использованием системы для определения информации о показателях жизнедеятельности. При этом применяют маркер для субъекта. Удаленно регистрируют излучение, испускаемое маркером по направлению к коже субъекта и отраженное от кожи. Определяют информацию о показателях жизнедеятельности из зарегистрированного излучения, отраженного

от кожи субъекта. Система содержит маркер, удаленный блок для регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к коже субъекта и отраженного от кожи, и аналитический блок для определения информации о показателях жизнедеятельности из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи субъекта. Область маркера для испускания света содержит флуоресцентные пигменты и/или люминесцентные пигменты. Флуоресцентный пигмент преобразует свет с первой длиной волны в свет со второй

длиной волны, где первая длина волны представляет собой длину волны невидимого света. Маркер содержит средство для прикрепления маркера к субъекту. Достигается обеспечение бесконтактных измерений

показателей жизнедеятельности в темных помещениях, например, ночью, или в случаях, когда оптический спектр окружающего света не содержит длин волн, которые требуются для конкретного измерения. 2 н. и 7 з.п. ф-лы, 9 ил.

R U 2 6 6 4 6 0 0 C 2

R U 2 6 6 4 6 0 0 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

A61B 5/0059 (2006.01); **A61B 5/0071** (2006.01); **A61B 5/02416** (2006.01); **A61B 5/14556** (2006.01)(21)(22) Application: **2015140073, 19.02.2014**(24) Effective date for property rights:
19.02.2014Registration date:
21.08.2018

Priority:

(30) Convention priority:
22.02.2013 US 61/767,862;
22.02.2013 EP 13156366.0(43) Application published: **28.03.2017** Bull. № 10(45) Date of publication: **21.08.2018** Bull. № 24(85) Commencement of national phase: **22.09.2015**(86) PCT application:
EP 2014/053251 (19.02.2014)(87) PCT publication:
WO 2014/128172 (28.08.2014)Mail address:
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

DUBELCHIK Aleksander (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)(54) **MARKER WITH LIGHT-EMITTING AREA FOR USE IN DETERMINING INFORMATION ON VITAL SIGNS**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medicine. Method for determining information about the performance of a subject is carried out using a system for determining information on indicators of vital activity. Marker for the subject is used. Remotely record the radiation emitted by the marker towards the skin of the subject and reflected from the skin. Determine information about the indicators of vital activity from the recorded radiation reflected from the skin of the subject. System comprises a marker, a remote unit for recording the radiation emitted by the

marker toward the skin of the subject and reflected from the skin, and an analytic unit for determining information on vital signs from the recorded radiation reflected from the skin of the subject. Marker area for light emission contains fluorescent pigments and/or luminescent pigments. Fluorescent pigment converts light from a first wavelength into light with a second wavelength, where the first wavelength is the wavelength of invisible light. Marker contains means for attaching a marker to the subject.

EFFECT: it is possible to provide contactless measurements of vital signs in dark rooms, for example,

at night, or in cases where the optical spectrum of ambient light does not contain the wavelengths that are

required for a particular measurement.
9 cl, 9 dwg

R U 2 6 6 4 6 0 0 C 2

R U 2 6 6 4 6 0 0 C 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

Настоящее изобретение относится к маркеру для использования в определении информации о показателях жизнедеятельности субъекта. Кроме того, настоящее изобретение относится к подходам оптических измерений, которые могут быть использованы для удаленного определения показателей жизнедеятельности наблюдаемого субъекта. В этом контексте, оптическое измерение может относиться к фотоплетизмографии (PPG) и, в частности, к пульсовой оксиметрии.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Показатели жизнедеятельности человека, например, частота сердечных сокращений (HR), частота дыхания (RR) или насыщенность крови кислородом, служат индикаторами текущего состояния человека и как мощные прогностические средства серьезных медицинских явлений. Поэтому, показатели жизнедеятельности экстенсивно контролируются в стационарных и амбулаторных условиях, на дому или при дополнительном лечении, на отдыхе и при физических упражнениях.

Один из вариантов измерения показателей жизнедеятельности – это плетизмография. Плетизмография в целом относится к измерению изменений объема органа, или части тела и в частности, к регистрации изменений объема вследствие кардио-сосудистой пульсовой волны, распространяющейся через тело субъекта с каждым сердечным ударом.

Фотоплетизмография (PPG) представляет собой оптическую измерительную методику, которая оценивает изменение во времени коэффициента отражения света или коэффициента пропускания света обследуемой области или объема. Методика PPG основана на том принципе, что кровь поглощает свет больше чем окружающая ткань, так, что вариации объема крови с каждым сердечным ударом влияют на коэффициент пропускания или коэффициент отражения, соответственно. Помимо информации о частоте сердцебиений, форма волны PPG может содержать информацию, относящуюся к дополнительному физиологическому явлению, например, дыханию. Оценивая коэффициент пропускания и/или коэффициент отражения на различных длинах волн (обычно красного и инфракрасного света), может быть определена насыщенность крови кислородом.

Обычные пульсовые оксиметры для измерения частоты сердцебиений и насыщенности кислородом субъекта прикрепляются к коже субъекта, например, к кончику пальца, мочке уха или на лбу. Поэтому, они обозначаются как «контактные» устройства PPG. Типичный пульсовой оксиметр содержит СИД красного свечения и СИД инфракрасного свечения в качестве источников света, и один фотодиод для регистрации света, который прошел через ткань пациента. Коммерчески доступные пульсовые оксиметры быстро переключаются между измерениями на красной и инфракрасной длинах волн и, тем самым, измеряют коэффициент пропускания одной и той же области или объема ткани на двух различных длинах волн. Это обозначается как мультиплексирование с временным уплотнением. Коэффициент пропускания во времени на каждой длине волны дает формы волны PPG для красной и инфракрасной длин волн. Хотя контактный PPG рассматривается как в основном неинвазивная методика, контактное измерение PPG часто оказывается неприятным, поскольку пульсовой оксиметр непосредственно прикрепляется к субъекту, и различные кабели ограничивают свободу движения.

AU 2012203576 A1, WO 2011/076886 A2 и US 2007/0142715 A1 раскрывают беспроводные, переносные PPG устройства, содержащие беспроводной передатчик, так, что кабель более не требуется. Беспроводные PPG устройства дополнительно содержат источник света и фотодетектор, а также соединенные с ними электронные и

обрабатывающие схемы. Все эти компоненты, т.е. источник света, фотодетектор, электронные устройства и беспроводной передатчик осуществлены в единственном устройстве в виде пластыря или привязного ремня, которые могут прикрепляться к телу субъекта.

5 Недавно, были введены бесконтактные удаленные устройства PPG для незаметных измерений. Удаленный PPG использует источники света или, в общем случае, радиационные источники, расположенные удаленно от обследуемого субъекта. Аналогично, также детектор, например, камера или фотодетектор, могут быть расположены удаленно от обследуемого субъекта. Поэтому, удаленные
10 фотоплетизмографические системы и устройства считаются незаметными и хорошо подходящими для медицинских так же как немедицинских каждодневных применений.

В Verkruijsse и др., «Удаленная плетизмографическая визуализация с использованием окружающего света» («Remote plethysmographic imaging using ambient light»), Optics Express, 16 (26), 22 декабря 2008, стр. 21434-21445, показано, что фотоплетизмографические
15 сигналы могут быть измерены удаленно с использованием окружающего света и обычной потребительской видеокамеры.

Бесконтактные физиологические измерения с камерой требуют достаточного количества света соответствующих длин волн для извлечения желаемой информации о показателях жизнедеятельности. Это может быть достигнуто обеспечением того, что
20 окружающее освещение установлено соответственным образом. Однако во время засыпания может возникнуть большой дискомфорт для пациентов или других контролируемых объектов, если свет оказывается включенным во время измерения. Кроме того, важно, чтобы оптический спектр света соответствовал требованиям. Например, для измерения насыщенности крови кислородом важно иметь свет
25 определенных длин волн, обычно красных и инфракрасных.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Цель настоящего изобретения заключается в получении бесконтактных измерений показателей жизнедеятельности в темных помещениях, например, ночью, или в случаях, когда оптический спектр окружающего света не содержит длин волн, которые требуются
30 для определенного измерения.

В первом объекте настоящего изобретения представлен маркер для использования в системе для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта, причем система содержит удаленный блок регистрации для регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к коже субъекта и отраженного от кожи
35 субъекта, причем маркер содержит область маркера для испускания света по направлению к коже субъекта для удаленного определения информации о показателях жизнедеятельности из отраженного света, и средство прикрепления для прикрепления маркера к субъекту.

В дополнительном объекте настоящего изобретения представляется система для
40 определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта, которая содержит маркер, как описано выше, удаленный блок регистрации для регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к коже субъекта и отраженного от кожи субъекта, и аналитический блок для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи
45 субъекта.

В дополнительном объекте настоящего изобретения представляется устройство для использования с маркером, как описано выше, которое содержит удаленный блок регистрации для регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к

коже субъекта и отраженного от кожи субъекта, и аналитический блок для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи субъекта.

В дополнительном объекте настоящего изобретения представляется способ для 5 определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта, который содержит этапы применения маркера, как описано выше, к субъекту, регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к коже субъекта и отраженного от кожи субъекта, и определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи субъекта.

10 Предпочтительные варианты реализации изобретения заданы в зависимых пунктах формулы. Следует понимать, что предлагаемые система, устройство и способ имеют подобные и/или идентичные предпочтительные варианты реализации как и предлагаемый маркер, и как определено в зависимых пунктах формулы.

Авторы установили, что оказывается предпочтительным выборочно освещать 15 обследуемую область кожи субъекта, для которого должна быть определена информация о показателях жизнедеятельности. В частности, ночью это позволяет осуществлять незаметные измерения показателей жизнедеятельности. Вместо того, чтобы освещать всю площадь, достаточно осветить только обследуемую область. В соответствии с изобретением, это достигается маркером, содержащим область маркера для испускания 20 света по направлению к коже субъекта. Маркер дополнительно содержит средство прикрепления для прикрепления маркера к субъекту. Следовательно, маркер непосредственно накладывается на обследуемую область и испускает свет по направлению к коже субъекта непосредственно, где это необходимо. Светоизлучающий маркер может быть приложен к одежде, одеялу, простыне или любому элементу вблизи 25 субъекта. Предпочтительно то, что маркер непосредственно накладывается на кожу субъекта. Поскольку светоизлучающий маркер непосредственно накладывается на кожу субъекта, правильная обследуемая область ткани кожи оказывается освещенной также при движении пациента.

Маркер испускает свет по направлению к коже субъекта. Часть света проникает 30 через кожу субъекта, в частности, в верхние слои кожной ткани, и отражается внутри ткани. Отраженный свет имеет различную во времени интенсивность вследствие различного во времени поглощения и/или пропускания света внутри ткани. Эта различная во времени интенсивность анализируется для определения информации о показателях жизнедеятельности наблюдаемого субъекта. Поглощение и/или пропускание 35 изменяются вследствие изменений объема кровеносных сосудов из-за сердечнососудистой пульсовой волны, распространяющейся через тело субъекта с каждым сердечным ударом.

Взаимодействие света с биологической тканью сложно и включает в себя оптические процессы (многократного) рассеяния, обратного рассеяния, поглощения, пропускания 40 и (диффузного) отражения. Термин «отражает», используемый в данном контексте, не следует рассматривать как ограниченный зеркальным отражением, но содержит вышеупомянутые типы взаимодействия света с тканью и любые комбинации этого.

Термин «показатель жизнедеятельности», используемый в контексте настоящего изобретения, относится к физиологическому параметру субъекта и к производным 45 параметрам. В частности, термин «показатель жизнедеятельности» содержит частоту сердечных сокращений (HR) (иногда также называемую частота пульса), изменчивость частоты сердечных сокращений (изменчивость частоты пульса), пульсовое давление, перфузию, индикатор перфузии, изменчивость перфузии, волны Траубе Херинга Мэйера,

частоту дыхания (RR), температуру тела, кровяное давление, концентрация вещества в крови и/или ткани, например, насыщенность кислорода или уровень глюкозы.

Термин «информация о показателе жизнедеятельности», используемая в контексте настоящего изобретения, содержит один или несколько измеряемых показателей жизнедеятельности, как определено выше. Кроме того, термин «информация о показателе жизнедеятельности» содержит данные, относящиеся к физиологическому параметру, соответствующему изменению формы сигнала или данным, относящимся к физиологическому параметру во времени, который может служить для последующего анализа.

Термин «область», используемый в контексте настоящего изобретения, также содержит множество подобластей, которые не обязательно связаны друг с другом.

Согласно предпочтительному варианту реализации, область маркера содержит флуоресцентные пигменты и/или люминесцентные пигменты для испускания света по направлению к коже субъекта. Предпочтительно то, что, область маркера для испускания света по направлению к коже субъекта содержит вещество, которое освещает измеряемую сторону люминесценцией, таким образом, в частности, хемилюминесценцией вследствие химической реакции или, альтернативно, фосфоресценцией.

Альтернативно, область маркера для испускания света по направлению к коже субъекта содержит вещество, которое преобразовывает длины волн от падающего окружающего света до другой длины волны посредством флуоресценции. Флуоресцентные пигменты преобразовывают свет с первой длинной волны, в свет со второй длинной волны. Предпочтительно то, что, упомянутая первая длина волны представляет собой длину волны невидимого света. Используя флуоресценцию, оказывается возможным осветить измеряемую сторону невидимым окружающим светом, например, ультрафиолетовым или инфракрасным светом, не тревожа пациента в течение ночи. При необходимости, флуоресцентные и люминесцентные пигменты объединяются в том же самом маркере в тех же самых или отдельных областях маркера.

Преобразование длин волн флуоресценцией также помогает в измерениях показателя жизнедеятельности в течение дневного времени, когда спектр окружающего света не содержит длины волн, которые требуются для измерения. Например, обычные газоразрядные лампы часто не содержат достаточно инфракрасного света, чтобы выполнить измерение насыщенности крови кислородом. Флуоресцентные пигменты могут преобразовать энергию от произвольных доступных длин волн до определенных длин волн, необходимых для измерения.

Используемый здесь термин «длина волны» относится также и к полосе длин волн, или участку длин волн. Это следует понимать как спектральный диапазон, имеющий ограниченную спектральную ширину. Например, для оптического фильтра термин «длина волны» относится к полосе пропускания фильтра. Следовательно, термин «длина волны» не ограничивается единственной длиной волны, но также используется для диапазона длин волн, например, в несколько нанометров или в несколько десятков нанометров, вокруг центральной длины волны. Кроме того, термин «длина волны» в контексте фильтра может также относиться к множественным дискретным спектральным диапазонам одного и того же элемента фильтра.

В соответствии с дополнительным вариантом реализации настоящего изобретения, маркер содержит первую область маркера для испускания света с первой длинной волны и/или вторую область маркера для испускания света со второй длинной волны. Первая область маркера и вторая область маркера могут быть отдельными, непосредственно смежными, перекрывающимися или могут также совпадать.

Использование, по меньшей мере, частично отдельной первой области маркера и второй области маркера предпочтительно, поскольку первая область маркера и вторая область маркера, тем самым, задают пространственно отдельные области, которые могут быть оценены для определения информации о показателях жизнедеятельности. Каждая область маркера сконфигурирована для испускания света с различной длиной волны так, чтобы концентрация вещества могла быть определена на основании сравнения света, отраженного от ткани, на двух различных длинах волн. Использование этого вида маркера имеет преимущество в том, что не требуется какая-либо дополнительная фильтрация в блоке регистрации, таком как камера. Различные области различных длин волн могут быть разделены в блоке регистрации, блоке обработки изображения или блоке анализа посредством пространственного разложения. Таким образом, единственный блок регистрации может получить всю необходимую информацию, что является предпочтительным из-за низкой стоимости системы.

Возможно так, что маркер содержит дополнительные области маркера, которые сконфигурированы для испускания света с дополнительными длинами волн. Необходимые длины волн также содержат длины волн невидимого электромагнитного излучения, включая в себя длины волн инфракрасного и ультрафиолетового диапазонов.

В еще одном варианте реализации, маркер дополнительно содержит область пропускания для пропускания света. Это предпочтительно не только для регистрации света, который отражается от ткани, внешне окружающей маркер, но также и от областей, которые заключены маркером. Область пропускания может быть отверстием в маркере. Альтернативно, область пропускания представляет собой область маркера для пропускания света с желаемой длиной волны, или просто прозрачную, например, по всему видимому, инфракрасному и ультрафиолетовому спектру. Область пропускания также обозначается как «окно» или «оптическое окно». Область пропускания может содержать оптический фильтр, например, пластинчатый оптический фильтр, который гарантирует, что пропускается только свет желаемой длины волны. Типы пластинчатых фильтров включают в себя фильтры поглощения, а также диэлектрические фильтры.

В соответствии с вариацией этого варианта реализации, маркер содержит первую область пропускания для пропускания света с первой длиной волны и/или второй области пропускания для пропускания света со второй длиной волны. Первая область пропускания и вторая область пропускания, тем самым, задают пространственно разделенные области для определения информации о показателях жизнедеятельности. Каждая область пропускания сконфигурирована для передачи света с отличающейся длиной волны, так, чтобы концентрация вещества могла быть определена на основании сравнения света с двумя различными длинами волн с преимуществами, рассмотренными выше.

В дополнительном варианте реализации, маркер содержит непрозрачную область маркера. Предпочтительно то, что непрозрачная область маркера гарантирует, что свет от области маркера для испускания света по направлению к коже субъекта только, или, по меньшей мере, преобладающе испускается по направлению к коже субъекта. Непрозрачная область маркера может рассматриваться как световой экран на вершине светоизлучающей области маркера или участок маркера, который, по меньшей мере, блокирует свет с длиной волны, или длинами волн, испускаемых светоизлучающей областью маркера, или областями. Свет, непосредственно исходящий из светоизлучающей области маркера может быть намного более интенсивным, чем свет, отраженный от кожи субъекта. Таким образом, в процессе регистрации могут возникать

проблемы с динамическим диапазоном детектора или проблемы с эффектами утечки от одного пикселя детектора в соседний пиксель, если непрозрачная область маркера не используется. Кроме того, непрозрачная область маркера может быть использована для разделения областей маркера для эмиссии или для пропускания света для различных

5 длин волн.

В дополнительном варианте реализации, маркер содержит опорную область с заданной характеристикой отражения. Эта опорную область может быть использована для калибровки, поскольку характеристику отражения для заданного диапазона длин волн известна. В частности, когда используется дополнительный источник света для

10 освещения маркера и дополнительный блок управления для управления упомянутым источником света, опорная область может служить для регулировки чувствительности детектора и/или для регулировки интенсивности и/или спектра источника света. Маркер может также содержать больше чем одну опорную область, причем каждая опорная область имеет отличающуюся характеристику отражения. Например, красная опорная

15 область используется для определения оптической интенсивности в красной спектральной области, затем как опорная область, которая отражает свет в инфракрасном спектре, используется для определения оптической интенсивности в инфракрасной спектральной области. На основании этих измерений может быть отрегулирована чувствительность блока регистрации. Альтернативно, регулируется

20 время измерения, чтобы достигнуть достаточно хорошего отношения сигнал-шум.

Кроме того, опорная область может быть использована для определения каких-либо временных или спектральных возмущений окружающего света и/или искусственного источника света, например, медленных изменений в течение дня или систематических воздействий, например, нежелательного мерцания с частотой 50/60 Герц или широтно-

25 импульсной модуляции источника света. Измеренная интенсивность от первой и/или второй области маркера может быть скорректирована для таких возмущений.

В еще одном варианте реализации, маркер дополнительно содержит графический рисунок. Предпочтительно, графический рисунок имеет высокий контраст изображения, например, это черно-белый рисунок. Альтернативно, графический рисунок содержит

30 различные цвета, которые можно ясно различить. Предпочтительно, графический рисунок оптимизирован, чтобы быть машинно-читаемым, такой как штриховой код, матричный штриховой код, алфавитно-цифровые символы, QR-код или подобное. Для регистрации способами обработки изображения, проще регистрировать определенный графический рисунок в наблюдаемом месте, чем анализировать неопределенные

35 признаки изображения. Возможно так, что, графический рисунок представляет собой машинно-читаемый код, который хранит информацию, такую как идентификатор пациента, чтобы приписать измеренную информацию о показателях жизнедеятельности пациенту или части тела пациента. Закодированная информация может дополнительно содержать данные конфигурации для конфигурирования системы для определения

40 информации о показателях жизнедеятельности, например, необходимую чувствительность, или информацию об измеряемой информации о показателях жизнедеятельности. Альтернативно, графический рисунок предоставляет информацию о местоположении обследуемой области для определения информации о показателях жизнедеятельности, например, местоположение относительно местоположения маркера.

45 Расположение области маркера, а также размера и/или формы маркера, может также рассматриваться как графический рисунок. Кроме того, графический рисунок может быть также сделан флуоресцентным или люминесцентным, чтобы сделать его читаемым в неосвещенной среде.

В дополнительном варианте реализации маркера в соответствии с настоящим изобретением, эмиссия света активизируется химической реакцией. Эмиссия света люминесценцией вследствие химической реакции также обозначается как хемиллюминесценция. Это может быть, например, достигнуто ламинированием. В этом

5 примере маркер содержит отдельные части или слои, которые произведены и ориентированы независимо и затем прикреплены или склеены друг с другом непосредственно перед использованием. Каждая из отдельных частей содержит одно из веществ, которые затем реагируют друг с другом для испускания света посредством люминесценции. Как только вещества входят в контакт физически, начинается реакция.

10 В дополнительном примере, по меньшей мере, одно из веществ представляет собой компонент чернил, которые печатаются на маркере, как только эмиссия света от маркера необходима. Маркер содержит несущий материал, который содержит второй компонент, необходимый для реакции люминесценции. Подход печати также работает для двух различных чернил, содержащих каждое из веществ для химической реакции, которые

15 затем смешиваются в процессе печати.

В дополнительном примере, маркер представляет собой первый основной компонент, тогда как второй компонент содержится в текучей среде. Реакция начинается, как только текучая среда попадает на поверхность маркера, например, распылением или нанесением текучей среды на нее.

20 В предпочтительном варианте реализации изобретения, маркер содержит несущий слой для обеспечения механической стабильности маркера, светоизлучающий слой, содержащий флуоресцентные и/или люминесцентные пигменты для испускания света по направлению к коже субъекта, и прикрепляющий слой, содержащий адгезив для прикрепления маркера к субъекту. В целом, несущий слой можно рассматривать как

25 элемент, который обеспечивает механическую стабильность маркера. Например, несущий элемент может быть выполнен из материала группы материалов, содержащих бумагу, ткань, каучук или дополнительные материалы, в частности, материалы, используемые для пластырей в медицинских применениях. Предпочтительно то, что, адгезив представляет собой биологически совместимый адгезив, в частности, для

30 медицинских применений.

В альтернативном варианте реализации, светоизлучающий маркер непосредственно прикладывается к коже субъекта. Например, тип краски, чернил или красителя, или в целом текучая среда или жидкость, которые содержат светоизлучающее вещество, непосредственно наносятся на кожу субъекта, чтобы сформировать область маркера

35 для испускания света по направлению к коже субъекта, так, что не требуется дополнительная механическая стабилизация. Кожа субъекта обеспечивает необходимую механическую стабилизацию. В этом контексте, средство прикрепления относится к несущей текучей среде, которая содержит светоизлучающее вещество.

В объекте настоящего изобретения, представляется аппликатор для нанесения

40 маркера, как описано выше, на кожу субъекта. Аппликатор используется для нанесения светоизлучающего маркера непосредственно на кожу субъекта. Например, имеется аппликатор типа авторучки или тестового маркера, который содержит несущую текучую среду и светоизлучающее вещество. Альтернативно, аппликатор представляет собой штамп для штамповки или резину, печатающую вещество для области маркера для

45 испускания света по направлению к коже субъекта непосредственно на коже субъекта. Возможно так, что эмиссия света активизируется химической реакцией, когда маркер нанесен на кожу субъекта. Альтернативно, двое чернил с компонентами для люминесцентной реакции приводятся в контакт на коже субъекта резиной, печатающей

их одни поверх других.

Контекст настоящего изобретения - это система для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта, содержащая маркер как описано выше, блок регистрации и аналитический блок.

5 Используемый здесь термин «блок регистрации» относится к устройству для регистрации электромагнитного излучения. Оно сконфигурировано для регистрации излучения, испускаемого маркером по направлению к коже субъекта и отраженного от кожи субъекта. Следовательно, свет, который проник в кожную ткань субъекта и отражен из нее, может быть зарегистрирован. Это отраженное излучение содержит
10 представляющую интерес информацию о показателе жизнедеятельности. В предпочтительном варианте реализации, блок регистрации – это камера с датчиком изображения, таким как датчик изображения ПЗС или КМОП, который содержит матрицу светочувствительных пикселей. Выход блока регистрации обозначается как данные излучения. Например, данные излучения представляют собой ряд изображений
15 во времени, таким образом, видео поток. Камера может быть монохромной или цветной камерой.

Принятое излучение, в частности, излучение, принятое от окружения области маркера для испускания света по направлению к коже субъекта, и также от любой возможной области пропускания, содержит свет, который проникает в кожу и отражается внутри
20 ткани. Это принятое излучение имеет изменяющуюся во времени интенсивность вследствие изменяющегося во времени поглощения и/или пропускания света внутри ткани.

Возможно так, что система дополнительно содержит источник света. Источник света может быть с длиной волны, которая оценивается в определении информации о
25 показателях жизнедеятельности субъекта и/или с длиной волны, в частности, с длиной волны невидимого света, которая затем преобразуется в желаемую для измерения длину волны посредством флуоресцентных пигментов области маркера для испускания света по направлению к коже субъекта. Кроме того, возможно, чтобы система содержала блок управления для управления интенсивностью света так, чтобы блок регистрации
30 мог работать в своей оптимальной рабочей точке, в частности, так, чтобы, например, шум или эффекты насыщения не мешали измерению.

Аналитический блок сконфигурирован для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи субъекта. Аналитический блок принимает данные излучения от блока регистрации. Для
35 определения частоты сердцебиений субъекта достаточно оценить изменяющееся во времени излучение, принятое на единственной длине волны. Однако, для определения концентрации вещества, например, для определения насыщенности крови кислородом, или уровня глюкозы, требуется анализ излучения на различных длинах волн.

В еще одном варианте реализации, система дополнительно содержит блок обработки
40 изображения для идентификации маркера в регистрируемом излучении. Блок обработки изображения представляет собой дополнительный элемент, который располагается между блоком регистрации и аналитическим блоком. Блок обработки изображения принимает данные излучения, например, видео поток, от блока регистрации. Блок обработки изображения содержит средство обработки изображения для идентификации
45 маркера в принятых данных излучения. Например, маркер имеет специфические признаки, которые могут быть идентифицированы в изображении видео потока. Способы анализа, известные из технологии обработки изображений и видео анализа, могут быть применены. Блок обработки изображения может предоставить на

аналитический блок обработанные данные излучения, которые содержат информацию о местоположении маркера в данных излучения. В частности, в темноте, излучение, вызванное светоизлучающим маркером, может быть легко идентифицировано.

Например, блок обработки изображения идентифицирует пиксель, или группу пикселей, которые отображают участки датчика изображения, который принял свет от маркера или отраженный свет от окружения маркера. Возможно так, что, блок обработки изображения включен в аналитический блок.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие объекты изобретения будут очевидны из пояснений в отношении описанного ниже варианта (-ов) реализации. На нижеследующих чертежах:

Фиг. 1 изображает примерный вариант реализации системы для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта в соответствии с настоящим изобретением;

Фиг. 2a- виду сбоку первого варианта реализации маркера;

Фиг. 2b - вид сверху первого варианта реализации маркера;

Фиг. 3a - вид сверху второго варианта реализации маркера;

Фиг. 3b - виду снизу второго варианта реализации маркера;

Фиг. 4 - вид сбоку третьего варианта реализации маркера;

Фиг. 5 - определение информации о показателях жизнедеятельности с системой в соответствии с настоящим изобретением;

Фиг. 6 - вид сбоку четвертого варианта реализации маркера;

Фиг. 7 - вид сбоку пятого варианта реализации маркера;

Фиг. 8a - вид сверху шестого варианта реализации маркера;

Фиг. 8b - виду снизу шестого варианта реализации маркера;

Фиг. 9a - вид сверху седьмого варианта реализации маркера;

Фиг. 9b - виду снизу седьмого варианта реализации маркера.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

На Фиг. 1 показан примерный вариант реализации системы 1 для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта, которая содержит маркер 10 и устройство 13 для использования с упомянутым маркером. Маркер 10 содержит область 11 маркера для испускания света по направлению к коже субъекта. Свет испускается по направлению к коже субъекта для определения информации о показателях жизнедеятельности из отраженного света. Устройство 13 для использования с маркером 10 содержит блок 2 регистрации и аналитический блок 6 как основные компоненты. В этом примере, система для определения информации о показателях жизнедеятельности субъекта используется в клинической установке, где субъект 100 находится в постели 103.

Блок 2 регистрации приспособлен для регистрации излучения, испускаемого маркером 10 по направлению к коже субъекта 100 и отраженного от кожи субъекта 100. Иначе говоря, свет испускается маркером 10 по направлению к коже субъекта, где, по меньшей мере, часть его отражается. Отраженный свет затем регистрируется блоком 2 регистрации. В этом примере, блок 2 регистрации соединен с дополнительным блоком 4 обработки изображения. Блок 2 регистрации предоставляет данные 3 излучения, которые отображают зарегистрированное излучение в блок 4 обработки изображения в форме видео потока. Блок 4 обработки изображения идентифицирует маркер 10 в данных 3 излучения. Блок 4 обработки изображения, в свою очередь, соединен с аналитическим блоком 6. Блок 4 обработки изображения предоставляет предварительно обработанные данные 5 излучения на аналитический блок 6. Предварительно

обработанные данные 5 излучения в этом примере содержат информацию о том, какая область изображений видео потока в данных 3 излучения изображает маркер 10 и окружение маркера 10. Аналитический блок 6, в свою очередь, определяет информацию 7 о показателях жизнедеятельности субъекта из изменяющейся во времени интенсивности излучения, принятого от окружения маркера 10, то есть, той области кожи, откуда отражается свет, испущенный маркером по направлению к коже. В этом примере с единственной областью маркера, информация о показателе жизнедеятельности содержит частоту сердечных сокращений.

Блок 4 обработки изображения для идентификации маркера 10 может также быть включен в аналитический блок 6. Альтернативно, данные 3 излучения непосредственно предоставляются на аналитический блок 6. В этом случае, маркер 10 может быть определен ручным выбором маркера 10 и окружающей области в изображениях видео потока. Альтернативно, субъект 100 с маркером 10 располагается в заданном положении в пределах поля блока 2 регистрации так, что маркер 10 располагается в заданном положении. Однако, автоматизированная идентификация маркера 10 в данных 3 излучения блоком 4 обработки изображения предпочтительна.

В показанном примере, маркер 10 непосредственно накладывается на открытую кожу лба 101 субъекта 100. Альтернативный маркер 10' располагается в левом предплечье 102 субъекта 100. Размер и форма маркера 10, 10' могут быть приспособлены в зависимости от анатомического местоположения.

Маркер 10 на лбу 101 субъекта 100 дополнительно содержит область 12 пропускания для пропускания света. Таким образом, свет, отраженный от ткани субъекта в области 12 пропускания также может быть зарегистрирован блоком 2 регистрации и оценен аналитическим блоком 6.

В системе в соответствии с техникой предшествующего уровня, место освещается источником излучения, например, солнечным светом 7a, или искусственным источником света 7b. Источник 7a, 7b излучения прямо или косвенно испускает излучение 8a, 8b по направлению к субъекту 100.

С системой 1 в соответствии с настоящим изобретением, такие источники 7a, 7b света более не требуются; по меньшей мере, источники излучения не содержат длины волн, которые требуются для определенных измерений показателя жизнедеятельности. Для случая, когда маркер 10 содержит люминесцентные пигменты для испускания света по направлению к коже субъекта, окружающие источники света вовсе не необходимы.

Для случая, когда маркер 10 содержит флуоресцентные пигменты для испускания света по направлению к коже субъекта 100, могут быть ослаблены требования относительно спектра окружающего света. Также возможно использовать дополнительный системный источник света 7c, который испускает излучение 8c в направлении к субъекту.

Предпочтительно то, что, излучение 8c, испускаемое системным источником света, освещает измеряемую сторону невидимым светом в ультрафиолетовой или инфракрасной спектральной области. Тем самым, субъект 100 оказывается не потревоженным, например, в течение ночи. Флуоресцентные пигменты преобразовывают энергию от поглощенного света 8c до определенной длины волны, необходимой для измерения показателя жизнедеятельности.

Дополнительный блок 9 управления приспособлен для управления чувствительностью блока 2 регистрации и/или для управления интенсивностью дополнительного системного источника света 7c. Поскольку динамический диапазон детектора или датчика изображения, который используется как блок 2 регистрации, ограничен, заслонки и/или электронные затворы, возможно придется регулировать в соответствии с ситуацией

освещения наблюдаемого места. Системный источник света 7с может быть частью контура управления для установки оптимальной рабочей точки датчика изображения и блока 2 регистрации. Оптимальный в этом контексте относится к выходному сигналу без отсечки, отсутствию насыщения отдельных детекторов датчиков изображения и к хорошему отношению сигнал-шум, по меньшей мере, для области детектора, соответствующей маркеру 10, 10' и его окружению.

На Фиг. 2 показан маркер 20 для использования в определении информации о показателях жизнедеятельности субъекта 100 в соответствии с настоящим изобретением. Маркер 20 содержит несущий слой 21, для обеспечения механической стабильности маркера 20, светоизлучающий слой 22, для испускания света по направлению к коже 104 субъекта, и прикрепляющий слой 23, содержащий адгезив для прикрепления маркера 20 к коже 104 субъекта. Кожа или кожная ткань 104 субъекта содержит кровеносные сосуды 105.

В первом примере, светоизлучающий слой 22 испускает свет 24 посредством люминесценции от люминесцентных пигментов, содержащихся в слое 22 эмиссии света. В этом примере, несущий слой 21 непрозрачен, то есть, несущий слой 21 не пропускает свет, по меньшей мере, в спектре эмиссии люминесцентных пигментов.

Свет 24 испускается от слоя 22 эмиссии света по направлению к коже 104 субъекта и проникает в кожную ткань. Часть света поглощается, но также и часть света отражается 25 внутри ткани 104. Кровь, которая пульсирует через кровеносные сосуды 105 в ткани 104, влияет на пропускание и отражение света при каждом биении сердца. Поэтому, участок, 26 отраженного света, который выходит из ткани 104, имеет изменяющуюся во времени интенсивность, которая отображает сердечно-сосудистую пульсовую волну, распространяющуюся через тело субъекта с каждым биением сердца. Свет 27, который поглощается под маркером, не может быть зарегистрирован.

На Фиг. 2b показан вид сверху маркера 20, наложенного на кожу 104 субъекта. В этом примере, участок 26 отраженного света, который выходит из ткани 104, может быть зарегистрирован в окружении маркера 20.

Во втором примере на Фиг. 2a, светоизлучающий слой 22 содержит флуоресцентные пигменты для испускания света по направлению к коже 104 субъекта. В этом примере, источник 28 света испускает свет с первой длиной волны невидимого ультрафиолетового диапазона к субъекту с маркером 20. Несущий слой 21 прозрачен для этой первой длины волны.

В третьем примере на Фиг. 2a, несущий слой 21 исключен. Вместо того, чтобы использовать отдельный светоизлучающий слой 22 и прикрепляющий слой 23, эти слои заменены чернилами, которые непосредственно наносятся на кожу 104 субъекта 100. Чернила содержат люминесцентные пигменты для испускания света. Часть света испускается по направлению к коже субъекта. Таким образом, чернила также служат для прикрепления люминесцентных пигментов к коже субъекта. Средства прикрепления в этом контексте представляют собой (химические) компоненты чернил и сохраняют чернила на коже субъекта и, тем самым, предотвращают смещение люминесцентных пигментов.

Возможно так, что дополнительный слой непрозрачных чернил наносится на верх светоизлучающего слоя чернил, чтобы блокировать эмиссию света в сторону от кожи субъекта, по меньшей мере, в частях области маркера. Как в предыдущем примере, участок 26 отраженного света, который выходит из ткани 104, может быть зарегистрирован в окружении маркера 20. Для идентификации окружения маркера могут быть использованы известные методики обработки изображения.

На Фиг. 3а показан вид сверху дополнительного варианта реализации маркера в соответствии с настоящим изобретением. При наложении на кожу субъекта, изображенная верхняя поверхность обращена к блоку 2 регистрации и в стороне от кожи субъекта. Маркер 30 содержит первый графический рисунок 31 и второй графический рисунок 32. Возможно так, что, графические рисунки также содержат флуоресцентные и/или люминесцентные пигменты. Таким образом, графические рисунки также могут быть зарегистрированы в темноте.

Маркер 30 дополнительно содержит первую область 33 пропускания и вторую область 34 пропускания для пропускания света.

На Фиг. 3b показан вид снизу маркера на Фиг. 3а, то есть, сторона маркера, которая обращена к коже 104 субъекта 100. Маркер 30 содержит первую область 35 маркера для испускания света с первой длинной волны и вторую область 36 маркера для испускания света со второй длинной волны. При наложении на кожу субъекта, свет с первой длинной волны преобладающе регистрируется в первой области 33 пропускания, и свет, испускаемый со второй длинной волны, предпочтительно регистрируется во второй области 34 пропускания. Области 33, 34 пропускания также обозначаются как окна или оптические окна. В этом примере, оптические окна окружены химически активными областями, которые освещают измеряемую сторону в ткани ниже маркера 30 посредством люминесценции, когда маркер 30 наложен на кожу 104 субъекта 100.

На Фиг. 4 показан подобный вариант реализации маркера 40, который содержит первую область 42 маркера для испускания света с первой длинной волны и вторую область 48 маркера для испускания света со второй длинной волны. В этом варианте реализации, светоизлучающий слой, содержащий первую и вторую светоизлучающие области 42, 48, накладывается на вершину несущего слоя 41, который прикреплен к коже 104 субъекта клейким слоем 43. Несущий слой 41 в этом примере, так же как адгезионный слой 43, прозрачен.

Первая область 42 маркера испускает свет 44 по направлению к коже субъекта 104. Часть света отражается 45 внутренней частью ткани. Свет 46 с первой длиной волны выходит из кожной ткани 104 через оптическое окно, сформированное в центре первой области маркера, и свет 49 со второй длиной волны выходит из ткани кожи 104 через оптическое окно, сформированное в центре второй области 48 маркера. Таким образом, свет с двумя различными длинами волн, который несет фотоплетизмографическую информацию в его различающейся во времени интенсивностью, выходит из кожи субъекта в двух пространственно отдельных областях. Центральный участок 47 маркера 40 непрозрачен и не пропускает свет. Это улучшает разделение двух областей 42, 48 маркера.

На Фиг. 5 показано определение информации о показателях жизнедеятельности субъекта с системой 1 в соответствии с настоящим изобретением. На Фиг. 5 показан блок 52 регистрации и маркер 40 из Фиг. 4.

Блок 52 регистрации содержит приемную оптику 51, например, приемную линзу, и матрицу 55 фотодетекторов, или пикселей, которые формируют датчик изображения. Свет 46, который принимается из оптического окна, сформированного в центре первой области 42 маркера, отображается на первую группу, или матрицу, пикселей 56. Соответственно, свет 49 принятый от оптического окна в центре второй области 48 маркера, отображается на вторую группу пикселей 57. Поскольку поглощение света в ткани 104 изменяется во времени, интенсивность света, падающего на датчик изображения блока 22 регистрации, также изменяется во времени. Поскольку поглощение света в ткани 104 также зависит от длины волны, интенсивность света, падающего на

первую группу пикселей 56 и на вторую группу пикселей 57, различается. Изменяющаяся во времени интенсивность, падающая на области пикселей 56, изображена кривой 58. Изменяющаяся во времени интенсивность, падающая на группу пикселей 57, изображена кривой 59.

Частота импульса субъекта может быть непосредственно определена из изменяющейся во времени интенсивности по одной из кривых 58 или 59. Однако, для определения насыщенности крови кислородом посредством фотоплетизмографии, по меньшей мере, требуются две длины волны, как примерно рассматривается ниже.

Контактные пульсовые оксиметры обычно пропускают красный (R) и инфракрасный (IR) (или, более точно, в некоторых случаях ближний инфракрасный) свет через сосудистую ткань обследуемого субъекта. Соответствующие световые участки (R/IR) могут быть пропущены и зарегистрированы попеременным (при быстром переключении) образом. Учитывая, что соответствующие спектральные участки по-разному поглощаются окисленным гемоглобином (HbO_2) и пониженным гемоглобином (Hb), насыщенность крови кислородом в конечном счете может быть обработана. Алгоритм оценки насыщенности кислородом (SO_2) может использовать отношение сигналов, относящихся к красному и инфракрасному участку. Кроме того, алгоритм может учитывать не пульсирующий компонент сигнала. Как правило, сигнал PPG содержит компонент DC и относительно малый пульсирующий компонент AC. Кроме того, оценка SO_2 обычно содержит полученный эмпирически коэффициент калибровки, применяемый к обрабатываемым значениям. Как правило, коэффициент калибровки (или, кривая калибровки) определяется из эталонных измерений, содержащих инвазивные измерения насыщенности крови кислородом. Коэффициент калибровки требуется, поскольку устройство PPG в основном регистрирует отношение (спектральных) участков сигнала, которое переводится в значение насыщенности крови кислородом, которое обычно содержит отношение HbO_2 и Hb. Например, но без ограничения настоящего раскрытия, оценка насыщенности крови кислородом может быть основанной на следующем общем уравнении:

$$\text{SO}_2 = \frac{\text{HbO}_2}{\text{HbO}_2 + \text{Hb}}, \quad (1)$$

причем устройства PPG только опосредствованно регистрируют HbO_2 и Hb из спектрального отклика, по меньшей мере, на двух длинах волн.

Обычно считается, что измеренная кривая интенсивности 28, 29 в качестве характеристического сигнала содержит значительный постоянный (DC) участок и переменный (AC) участок, наложенный сверху на участок DC. Применяя меры обработки сигналов, участок AC может быть извлечен и, кроме того, компенсирован относительно возмущений. Например, AC участок характеристического сигнала может содержать доминирующую частоту, которая может быть очень показательной для сосудистой активности субъекта 100, в частности, для биений сердца. Однако, характеристический сигнал, в частности, AC участок, может быть показательным для дополнительных параметров жизнедеятельности. В этом отношении, регистрирование насыщенности кислородом артериальной крови представляет собой важную область применения. Как отмечено выше, в основном, характерные значения насыщенности кислородом артериальной крови могут быть рассчитаны, принимая во внимание поведение AC участка характеристического сигнала в различных его спектральных участках. Иначе говоря, степень насыщенности кислородом артериальной крови может быть отражена

в различном поглощении излучения в кровеносных сосудах. Кроме того, можно использовать тот факт, что различие поглощения вследствие степени насыщенности кислородом также значительно изменяется по различным спектральным участкам. Кроме того, также DC участок сигнала может быть использован для регистрации насыщенности крови кислородом. Как правило, DC компонент отображает полное поглощение света в ткани, венозной крови, и не пульсирующей артериальной крови. В отличие от этого, AC компонент может отображать поглощение пульсирующей артериальной крови. Следовательно, определение насыщенности кислородом артериальной крови (SaO_2) может быть выражено как:

$$SaO_2 = C \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{красный}}}{(AC/DC)_{\text{инфракрасный}}}, \quad (2)$$

где C - параметр калибровки. Параметр C может отображать большое разнообразие параметров калибровки, применимых к соотношению AC/DC и не должен, поэтому, интерпретироваться в строгом алгебраическом смысле уравнения (2). Параметр C может, например, отображать фиксированное постоянное значение, набор фиксированных констант, или регулируемый параметр калибровки. Посредством примера, другая примерная модель для получения SaO_2 может быть выражена как:

$$SaO_2 = C_1 + C_2 \cdot \frac{(AC/DC)_{\text{красный}}}{(AC/DC)_{\text{инфракрасный}}}, \quad (3)$$

где C_1 и C_2 могут рассматриваться как параметры калибровки в линейном приближении. В примерном варианте реализации, определение параметра калибровки сигнала может означать регулировку или адаптацию параметра C_1 . Однако, альтернативно, получение SaO_2 может быть также основанным на таблицах значений, размещенных в (или доступных из) аналитическом блоке 6. Таблицы значений (или: базы данных), могут предоставить дискретное представление соотношения между зарегистрированным PPG сигналом и желаемым параметром калибровки. Также в этом случае адаптируемый параметр калибровки может быть применен для улучшения точности определения параметров жизнедеятельности.

Следует понимать, что уравнения (2) и (3) прежде всего представлены в иллюстративных целях. Они не должны рассматриваться как ограничение объема притязаний настоящего раскрытия. Практически, специалист в данной области техники может определить и установить дополнительно соответствующие модели получения SaO_2 . Альтернативные комбинации длин волн, например, зеленого и красного света, могут быть использованы в зависимости от регистрируемого вещества. Хотя подробно было описано измерение SaO_2 , это следует понимать как пример для общей концепции измерения концентрации вещества в крови и/или ткани.

На Фиг. 6 показана модификация маркера 40 из Фиг. 4. Вторая область маркера просто удалена, так, что маркер 60 является прозрачным в этой области. Источник 61 света испускает свет 62 в инфракрасном диапазоне невидимого света на кожную ткань 104 субъекта 100 с маркером 60. Часть света проникает 62 в кожную ткань, отражается 63 и снова выходит 64 из ткани 104. Свет 64, который выходит из ткани 104, модулирован по интенсивности вариацией пульсирующего поглощения. Первая область 65 маркера содержит флуоресцентные пигменты, которые преобразовывают энергию света 62, испускаемого источником 61 света, в красный свет. Часть этого красного света

испускается по направлению к коже и проникает 66 в кожную ткань, отражается 67 и снова выходит 68 из ткани 104. Свет 68, который выходит из ткани 104 с этой первой (красного света) длиной волны и свет, который выходит из ткани 104 со второй (инфракрасного света) длиной волны 64, может быть использован для определения

5 концентрации вещества в ткани 104. Возможно так, что, несущий слой под первой областью маркера действует как фильтр, который блокирует свет с длиной волны источника 61 света.

На Фиг. 7 показан дополнительный вариант реализации маркера 70 в соответствии с настоящим изобретением. Маркер снова содержит несущий слой 71, светоизлучающий

10 слой 72 и прикрепляющий слой 73. Маркер 70 прикреплен к коже 104 субъекта 100. В этом варианте реализации, светоизлучающий слой 72, по меньшей мере, содержит люминесцентные пигменты для испускания света с первой длинной волны и люминесцентные пигменты для испускания света со второй длинной волны. Альтернативно, светоизлучающий слой 72 представляет собой широкополосный

15 излучатель. Маркер 70 имеет опорные области 74a, 75a, 76a, и области пропускания 75b, 76b, сконфигурированные для пропускания света двух различных длин волн, и прозрачную область 74b маркера.

В этом варианте реализации, маркер представляет собой пластырь, или лейкопластырь, который может быть непосредственно прикреплен к коже субъекта

20 100 благодаря адгезионному слою 73. Альтернативно, сам маркер 70 не содержит адгезив, но фиксируется на коже субъекта альтернативным средством фиксации, например, биндажом или лентой, которые действуют как средство прикрепления маркера.

В этом варианте реализации, несущий слой 71 выполнен из непрозрачного

25 резиноподобного материала, который не пропускает свет. Поэтому, несущий элемент имеет признаки отверстия или окна в положениях областей 74b, 75b, 76b маркера. В каждом из окон 74b, 75b, 76b помещена пластина оптического фильтра, причем пластина оптического фильтра в 75b сконфигурирована для пропускания света с первой длинной волны, пластина фильтра в 76b сконфигурирована для пропускания света со второй

30 длинной волны. Оптическое окно в 74b не имеет селективного по частоте фильтра, но прозрачно настолько, чтобы слой люминесцентных пигментов 72 мог регистрироваться блоком регистрации как опорный или для калибровки. Прямой оптический доступ к светоизлучающему слою также предпочтителен для определения того, достаточно ли сильна эмиссия света для задач измерения. Возможно так, что, адгезионный слой 73

35 может быть удален под оптическими окнами, как примерно показано под 76b, для лучших характеристик пропускания.

Опорные области 75a, 76a представляют собой опорные области для определенных длин волн. Предпочтительно, цвет опорной области соответствует длине волны пропускания соседнего фильтра. Например, область 75b маркера сконфигурирована

40 для пропускания зеленого света и опорная область 75 имеет зеленый цвет, так, чтобы она могла служить опорной, в частности, относительно того, сколько зеленого света имеется в излучении, падающем на маркер. В варианте реализации, где используется флюоресценция, такие опорные области могут быть использованы для определения, достаточны ли спектр и интенсивность окружающего света для измерения с

45 окружающим светом или должен быть активизирован дополнительный системный источник света.

На Фиг. 8a показан вид сверху дополнительного примерного варианта реализации маркера 80 в соответствии с настоящим изобретением, на Фиг. 8b показан виду снизу

того же самого. В зависимости от желаемого измерения, может оказаться необходимым разместить оптические окна 85b, 86b насколько возможно близко. Как показано на Фиг. 7, оптические окна 85b, 86b могут быть объединены с оптическими фильтрами, которые предотвращают волновые взаимные помехи между окнами. Для учета

5 окружающих световых эффектов, это может также быть объединено с непрозрачными опорными областями 85a, 86a с разной характеристикой отражения. Если фильтры используются в оптических окнах 85b, 86b, люминесцентные пигменты для необходимой длины волны могут быть смешаны в общем светоизлучающем слое 82 и распределены на всей нижней поверхности маркера 80.

10 В этом варианте реализации, маркер содержит непрозрачный несущий слой 81. Светоизлучающий слой 82 может быть также виден от верхней поверхности через прозрачные оптические окна 84b.

Маркер 80 дополнительно содержит графические рисунки 87 для выравнивания и графический рисунок 88 в виде алфавитно-цифровых символов для идентификации

15 пациента.

На Фиг. 9a показан вид сверху дополнительного варианта реализации маркера 90 в соответствии с настоящим изобретением, на Фиг. 9b показан вид снизу того же самого. Маркер 90 содержит прозрачный носитель 91 и комбинацию флуоресцентных пигментов 92, которые испускают все необходимые длины волн к ткани, в частности, первую

20 длину волны и вторую длину волны. Маркер 90 содержит опорные области 95a для первой длины волны и опорные области 96a для второй длины волны. Кроме того, маркер 90 содержит оптические фильтры 95b, которые составляют первую область пропускания для пропускания света с первой длинной волны, и вторые фильтры 96b, которые составляют вторую область пропускания для пропускания света со второй

25 длинной волны. Даже при том, что пигменты 92 испускают свет с первой и второй длиной волны, фильтры пропускают свет только с одной желаемой длиной волны. Тем самым, сигналы с различными длинами волн пространственно отделены для пространственного разложения и последующего анализа.

В этом варианте реализации, опорные области 95a, 96a и фильтры 95b, 96b размещены

30 в конструкции контрольной панели, однако, возможны и дополнительные конфигурации. В частности, если сигнал на одной длине волны слабее, чем сигнал на другой длине волны, большая область может быть использована для более слабого сигнала, чтобы иметь подобную интенсивность света с обеими длинами волн. Хотя показанные варианты реализации иллюстрируют использование двух различных длин волн, следует

35 понимать, что могут рассматриваться дополнительные длины волн. Если только изменяющаяся во времени интенсивность представляет интерес, применение единственной длины волны может быть достаточным.

Хотя изобретение было подробно показано и рассмотрено на чертежах и предшествующем описании, такую иллюстрацию и описание следует считать

40 иллюстративными или примерными и не ограничительными; изобретение не ограничено раскрытыми вариантами реализации. Другие вариации к раскрытым вариантам реализации могут быть поняты и осуществлены специалистами в данной области техники при осуществлении сформулированного изобретения из анализа чертежей, раскрытия, и приложенных пунктах формулы.

45 В формуле, выражение «содержащий» не исключает других элементов или этапов, и выражение в единственном числе не исключает множества. Единственный элемент или другой блок могут выполнять функции нескольких элементов, отмеченных в формуле. То, что некоторые положения приведены во взаимно различающихся

зависимых пунктах формулы, не означает, что комбинация этих положений не может быть использована для получения преимуществ.

Компьютерная программа может быть сохранена/распределена на подходящей среде, например, оптическом носителе данных или полупроводниковой среде, поставляемой вместе, или как часть других аппаратных средств, но может также быть распределена в других формах, например, через Интернет или другие проводные или беспроводные телекоммуникационные системы.

Любые условные обозначения в пунктах формулы не должны рассматриваться как ограничение объема притязаний изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Система (1) для определения информации (7) о показателях жизнедеятельности субъекта (100), содержащая:

- маркер (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90),

- удаленный блок (2, 52) регистрации для регистрации излучения, испускаемого маркером (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90) по направлению к коже (104) субъекта (100) и отраженного от кожи (104) субъекта (100), и

- аналитический блок (6) для определения информации (7) о показателях жизнедеятельности субъекта (100) из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи (104) субъекта (100), при этом упомянутый маркер содержит область (11, 11', 22, 35, 36, 42, 48, 65, 72, 82, 92) маркера для испускания света по направлению к коже (104) субъекта (100) для удаленного определения информации (7) о показателях жизнедеятельности из отраженного света, причем область (11, 11', 22, 35, 36, 42, 48, 65, 72, 82, 92) маркера содержит флуоресцентные пигменты и/или люминесцентные пигменты для испускания света по направлению к коже (104) субъекта (100), причем флуоресцентный пигмент преобразует свет с первой длиной волны (62) в свет со второй длиной волны (68), и в котором упомянутая первая длина волны (62) представляет собой длину волны невидимого света,

упомянутый маркер содержит средство (23, 43, 73) прикрепления для прикрепления маркера (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90) к субъекту (100).

2. Система по п. 1, в которой маркер содержит первую область (11, 11', 22, 35, 36, 42, 48, 65, 72, 82, 92) маркера для испускания света с первой длиной волны (46, 68) и/или вторую область (11, 11', 22, 35, 36, 42, 48, 65, 72, 82, 92) маркера для испускания света со второй длиной волны (49, 64).

3. Система по п. 1, в которой маркер содержит область (74b, 75b, 76b, 85b, 86b, 95b, 96b) пропускания для пропускания света.

4. Система по п. 3, в которой маркер содержит первую область пропускания для пропускания света с первой длиной волны (46, 68) и/или вторую область пропускания для пропускания света со второй длиной волны (49, 64).

5. Система по п. 1, в которой маркер содержит непрозрачную область (47) маркера.

6. Система по п. 1, в которой маркер дополнительно содержит опорную область (74a, 75a, 76a, 85a, 86a, 95a, 96a) с заданной характеристикой отражения.

7. Система по п. 1, в которой маркер дополнительно содержит графический рисунок (31, 32, 87, 88, 97).

8. Система по п. 1, в которой маркер содержит:

- несущий слой (21, 41, 71, 81, 91) для обеспечения механической стабильности маркера (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90),

- светоизлучающий слой (22, 42, 72, 82, 92), содержащий флуоресцентный и/или

люминесцентный пигменты для испускания света по направлению к коже (104) субъекта (100), и

- прикрепляющий слой (23, 43, 73), содержащий адгезив для прикрепления маркера (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90) к субъекту (100).

5 9. Способ для определения информации (7) о показателях жизнедеятельности субъекта (100) с использованием системы по п. 1, содержащий этапы:

- применения маркера (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90) по п. 1 для субъекта (100),

- удаленной регистрации излучения, испускаемого маркером (10, 10', 20, 30, 40, 60, 70, 80, 90) по направлению к коже (104) субъекта (100) и отраженного от кожи (104) субъекта (100),

10 - определения информации (7) о показателях жизнедеятельности субъекта (100) из зарегистрированного излучения, отраженного от кожи (104) субъекта (100).

15

20

25

30

35

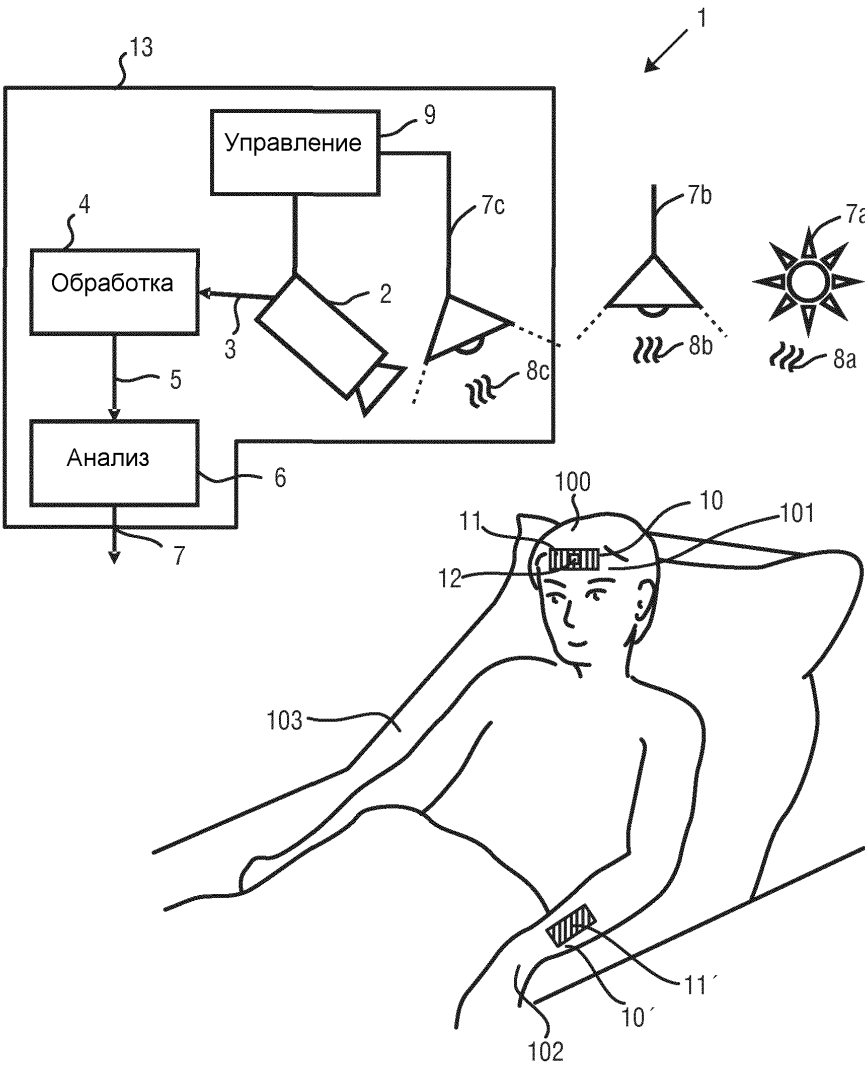
40

45

1

526567

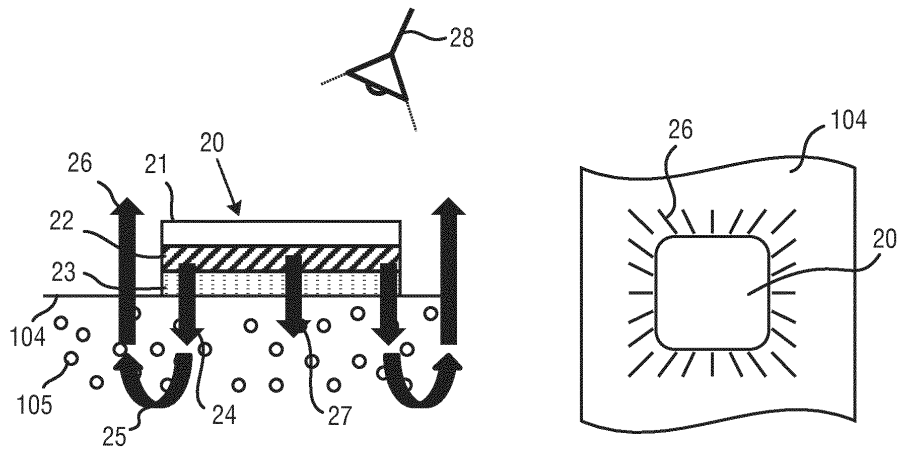
1/5



ФИГ.1

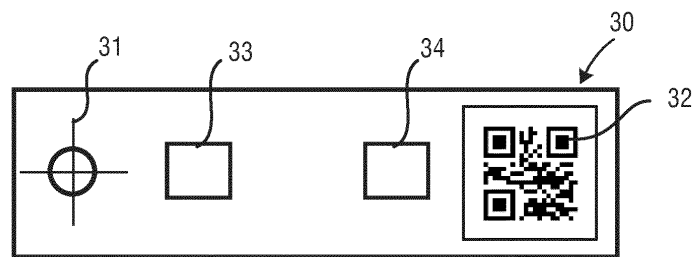
2

2/5

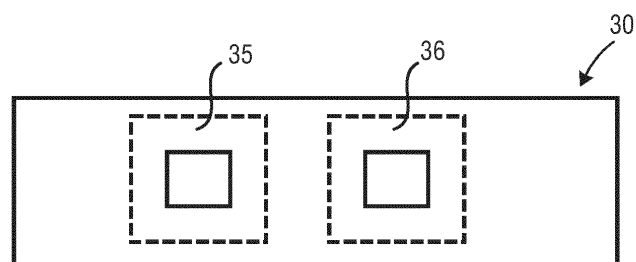


ФИГ.2А

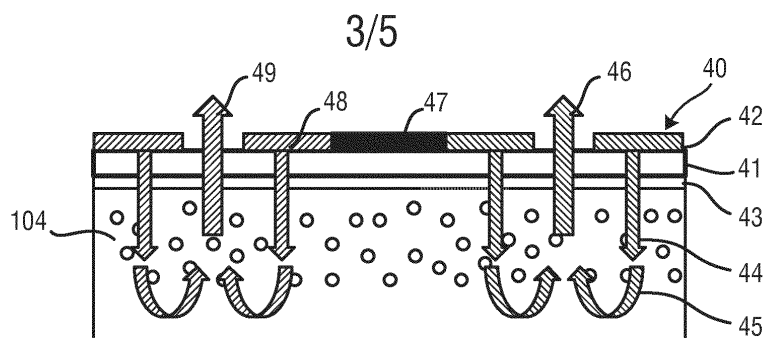
ФИГ.2В



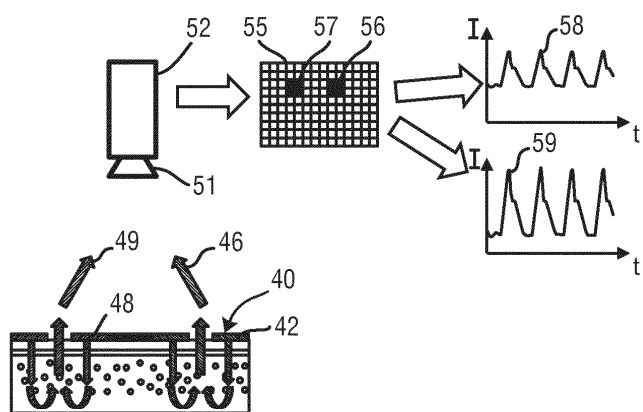
ФИГ.3А



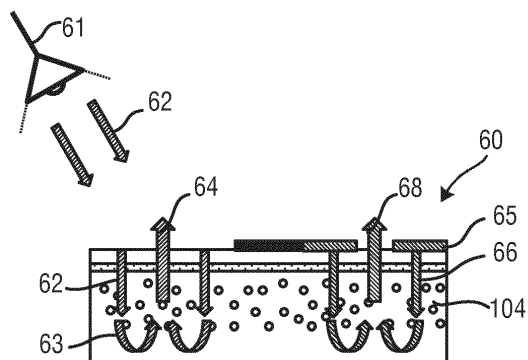
ФИГ.3В



ФИГ.4

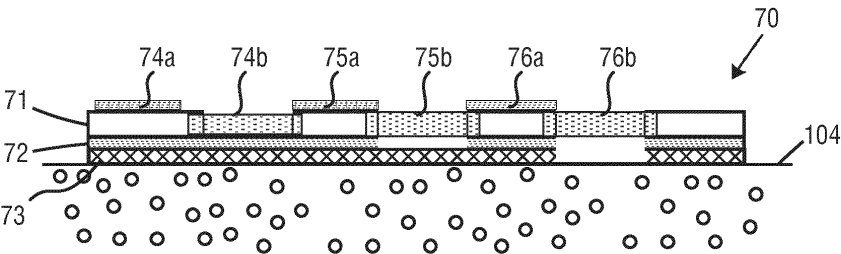


ФИГ.5

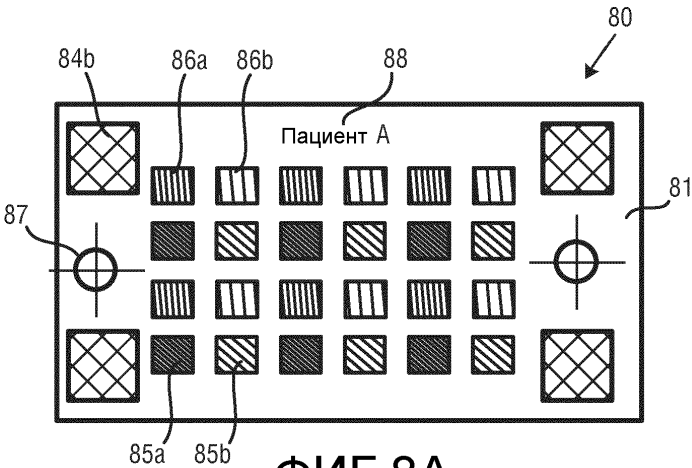


ФИГ.6

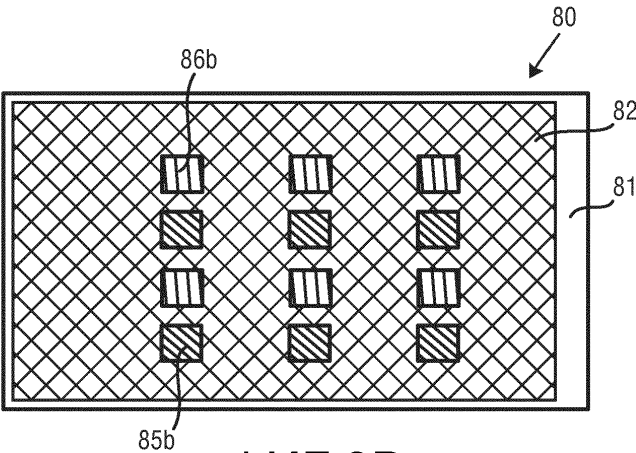
4/5



ФИГ.7

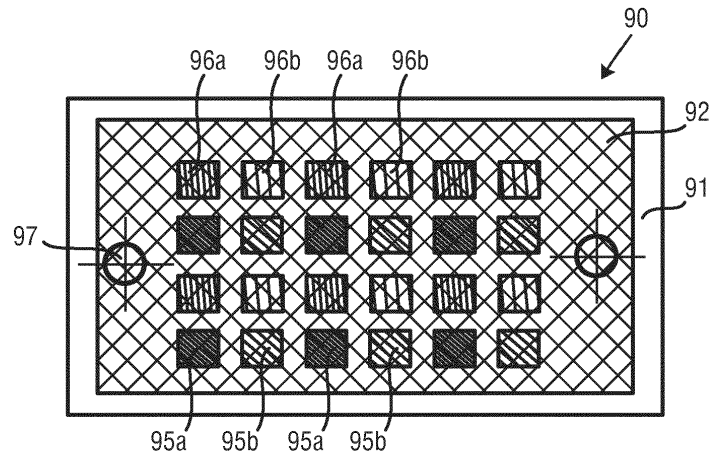


ФИГ.8А

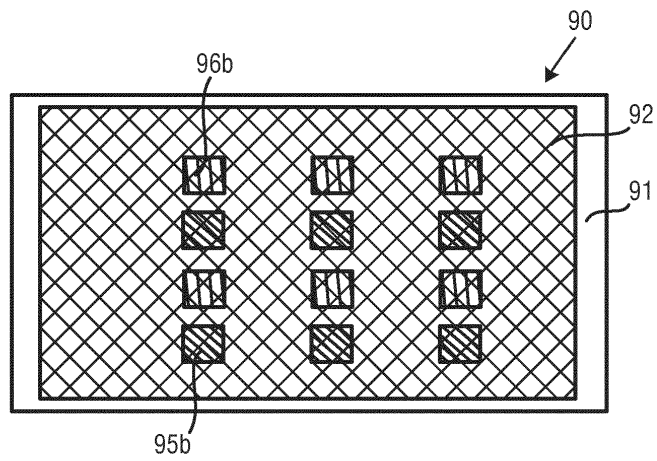


ФИГ.8В

5/5



ФИГ.9А



ФИГ.9В