

(19)



**Евразийское
патентное
ведомство**

(11) **043884**

(13) **B1**

(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОМУ ПАТЕНТУ**

(45) Дата публикации и выдачи патента
2023.06.30

(21) Номер заявки
202192127

(22) Дата подачи заявки
2020.01.31

(51) Int. Cl. *A61B 5/026* (2006.01)
A61B 5/0265 (2006.01)
A61B 5/1455 (2006.01)

(54) **УСТРОЙСТВО И СПОСОБ ВЫЧИСЛЕНИЯ ОБЪЕМНОЙ СКОРОСТИ ПОТОКА
ОКСИГЕНИРОВАННОЙ КРОВИ**

(31) **62/799,221**

(32) **2019.01.31**

(33) **US**

(43) **2021.12.31**

(86) **PCT/IB2020/050806**

(87) **WO 2020/157724 2020.08.06**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:
ФЛОУ СиПиАр ИНК. (СА)

(72) Изобретатель:
**Клостранек Джесс М., Тарулли
Эмидио (СА)**

(74) Представитель:
Медведев В.Н. (RU)

(56) **WO-A1-2000033053
US-B1-6615064**

C. T. Phua and G. Lissorgues, "Non-invasive measurement of blood flow using magnetic disturbance method," 2009 International Conference on Biomedical and Pharmaceutical Engineering, Singapore, 2009, pp. 1-4, section "B. PORH measurement setup with MMSB". (Link: <https://ieeexplore.ieee.org/document/5384098>)

(57) Предлагаются устройство и способ вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови. Устройство включает в себя подложку, выполненную отсоединяемо приклеиваемой в целевой области; оптический датчик, прикрепленный к подложке, чтобы детектировать поглощение излучения кровью, протекающей через целевую область, для определения процента насыщения крови кислородом; магнитный датчик, прикрепленный к подложке, чтобы детектировать изменения магнитного поля в целевой области для определения скорости потока; и процессор, соединенный по меньшей мере с одним из оптического датчика и магнитного датчика, для определения процента насыщения крови кислородом, скорости потока и объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

B1

043884

043884

B1

Область изобретения

Описание относится, в общем, к медицинским устройствам и, в частности, к устройству и способу вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови в целевой области ткани человека.

Предпосылки изобретения

Сердечно-легочная реанимация (СЛР) пациентов является обычным делом в медицинской практике с опубликованной частотой встречаемости 400000 случаев в год только в США. Руководства, например, такие, которые разработаны Американской кардиологической ассоциации, обычно предусматривают для реаниматора алгоритм действий по компрессии грудной клетки и вентиляции для выполнения СЛР. Такие алгоритмы могут иметь разную эффективность для разных пациентов, имеющих разные физиологические особенности пациентов.

Сущность изобретения

Один аспект описания относится к устройству для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови. Устройство включает в себя подложку, имеющую первую сторону и вторую сторону, противоположную первой стороне, при этом подложка выполнена отсоединяемо приклеиваемой на кожу человека смежно с целевой областью ткани. Устройство дополнительно включает в себя оптический датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать поглощение излучения кровью, протекающей через целевую область, для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область. Устройство дополнительно включает в себя магнитный датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать изменения магнитного поля в целевой области, для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область. Устройство дополнительно включает в себя процессор, прикрепленный к подложке и соединенный по меньшей мере с одним из оптического датчика и магнитного датчика, для определения процента насыщения крови кислородом и скорости потока и вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

Другой аспект описания относится к способу вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови. Способ включает в себя детектирование оптическим датчиком, прикрепленным ко второй стороне подложки устройства, поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область ткани человека, при этом поглощение излучения служит для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область. Способ дополнительно включает в себя детектирование магнитным датчиком, прикрепленным ко второй стороне подложки, изменений магнитного поля в целевой области для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область. Способ дополнительно включает в себя вычисление процессором, прикрепленным к подложке, объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

В настоящем описании, элементы могут быть описаны в форме "выполненный с возможностью" выполнения одной или более функций или "предназначенный для выполнения" таких функций. В общем, элемент, который выполнен с возможностью выполнения или предназначен для выполнения функции, позволяет выполнять функцию или применим для выполнения функции, или предусмотрен для выполнения функции, или пригоден для выполнения функции, или иначе способен выполнять функцию.

Следует понимать, что, в целях настоящего описания, выражение "по меньшей мере один из X, Y и Z" и "один или более из X, Y и Z" можно трактовать как только X, только Y, только Z или любое сочетание из двух или более элементов списка X, Y и Z (например, XYZ, XY, YZ, ZZ, и тому подобное). Аналогичная логика применима к двум или более элементам в любом случае из выражений "по меньшей мере один ..." и "один или более...".

Формулировки "примерно", "практически", "по существу", "приблизительно" и тому подобное определяются, как означающие "близкий к" так, например, как понимается специалистами в данной области техники. Формулировки следует понимать в некоторых вариантах осуществления, как "в пределах 10%", в других вариантах осуществления как "в пределах 5%", в еще одних вариантах осуществления как "в пределах 1%", и в дополнительных вариантах осуществления как "в пределах 0,5%".

Краткое описание чертежей

Варианты осуществления описаны со ссылкой на следующие фигуры, на которых
фиг. 1 - схематическое изображение примерного устройства, приклеенного к человеку, для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови при использовании;
фиг. 2 - схематическое изображение устройства с фиг. 1;
фиг. 3 - блок-схема устройства с фиг. 1 в соответствии с другим примерным вариантом осуществления;
фиг. 4 - блок-схема последовательности операций примерного способа вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови;
фиг. 5А - вид в перспективе примерного магнитного датчика устройства с фиг. 1;
фиг. 5В - сечение магнитного датчика с фиг. 5А; и

фиг. 6 - блок-схема последовательности операций примерного способа генерирования уведомлений на основании объемной скорости потока оксигенированной крови.

Подробное описание

Исследования показали более высокие результаты, когда для проведения реанимационных действий используют физиологические показатели "ориентированные на пациента". В частности, мониторинг в реальном времени диастолического артериального давления и/или капнографического значения ET_{CO_2} для руководства проведением СЛР доказал повышение выживаемости и скоростей выписки пациентов. Приблизительно в 50% случаев лечение при остановке сердечной деятельности проводит персонал службы неотложной медицинской помощи вне больничного помещения с контролируруемыми условиями. В таких критических условиях введение инвазивных мониторов физиологических показателей при одно-временной СЛР является сложным и практически нецелесообразным делом, приводящим к неблагоприятным результатам. Соответственно, существует потребность в неинвазивных технологиях для представления реаниматорам результатов измерений в реальном времени клинически релевантных физиологических показателей пациента.

Фиг. 1 схематически изображает устройство 100 для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови в соответствии с настоящим раскрытием. Устройство 100 отсоединяемо приклеивают на кожу человека 101 смежно с целевой областью ткани 102. В настоящем варианте осуществления целевая область 102 находится по меньшей мере частично внутри шеи человека 101. В частности, целевая область 102 включает в себя объем ткани внутри шеи в пределах досягаемости датчиков устройства 100. Например, целевая область 102 может включать в себя участок ткани внутри шеи, включающий в себя участок сонной артерии и/или яремной вены. Целевая область 102 может включать в себя ткань, непосредственно примыкающую к устройству 100 (т.е. включающую в себя область кожи, к которой приклеено устройство 100), или целевая область 102 может включать в себя ткань, соседствующую с устройством 100, но отстоящую от него (т.е. ткань внутри человека 101, но не включающую в себя область кожи, к которой приклеено устройство 100, или другие периферические области ткани). В некоторых вариантах осуществления два или более устройств 100 можно приклеивать в билатеральной конфигурации на шею человека 101, например, чтобы допускать изменение объемной скорости потока оксигенированной крови в двух или более целевых областях 102, через две сонные артерии (что соответствует содержанию, приблизительно, 80% кровотока в головной мозг).

На фиг. 2 представлено схематическое изображение устройства 100. Устройство 100 включает в себя подложку 200, выполненную с возможностью обеспечения опоры для внутренних компонентов устройства 100. Подложка 200 имеет первую сторону 202 и вторую сторону 204, противоположную первой стороне. Например, подложка 200 может включать в себя накладку или пластырь, включающую(ий) в себя один или более слоев материала, чтобы служить опорой для внутренних компонентов между слоями. Подложка 200 может включать в себя гибкий материал, такой как тканое полотно, пластик (например, ПВХ (поливинилхлорид), полиэтилен или полиуретан), латекс или другие материалы, пригодные для контакта с кожей человека, и гибкий для плотного прилегания к контурам в целевой области 102. Устройство 100 включает в себя также клеевой слой 206, прикрепленный к первой стороне 202 подложки 200, чтобы отсоединяемо приклеивать устройство 100 на кожу человека 101 в целевой области 102. Например, клеевой слой 206 может содержать акрилаты (например, метакрилатные, эпоксиакрилатные, виниловые смолы) или другие подходящие адгезивные материалы для отсоединяемого приклеивания к коже человека.

Устройство 100 включает в себя оптический датчик 210, прикрепленный к подложке 200 на второй стороне 204. В общем, оптический датчик 210 выполнен с возможностью детектирования поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область 102, для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область 102, как будет подробнее описано в настоящей заявке. Устройство 100 дополнительно включает в себя магнитный датчик 220, прикрепленный к подложке 200 на второй стороне 204. В общем, магнитный датчик 220 выполнен с возможностью детектирования изменений магнитного поля в целевой области 102 для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область 102, как будет подробнее описано в настоящей заявке.

Устройство 100 дополнительно включает в себя процессор 201, прикрепленный к подложке 200 на второй стороне 204. Процессор 201 связан по меньшей мере с одним из оптического датчика 210 и магнитного датчика 220. Процессор 201 может включать в себя центральный процессор (CPU), микроконтроллер, микропроцессор, процессорное ядро, вентиляционную матрицу, программируемую пользователем, (FPGA) или подобное устройство. В общем, процессор 201 выполнен с возможностью управления компонентами устройства 100, включающего в себя оптический датчик 210 и магнитный датчик 220, чтобы выполнять функции, описанные в настоящей заявке. Процессор 201 дополнительно выполнен с возможностью определения процента насыщения крови кислородом и скорости потока и вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область 102, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

Фиг. 3 изображает блок-схему системы 300, включающей в себя устройство 100, связанное с компьютерным устройством 310. Компьютерное устройство 310 включает в себя интерфейс 312 связи, вы-

полненный с возможностью обмена данными с устройством 100 и другими компьютерными устройствами. Компьютерное устройство 310 дополнительно включает в себя процессор 314, соединенный с интерфейсом 312 связи. Процессор 314 может быть выполнен с возможностью определения процента насыщения крови кислородом, скорости потока и объемной скорости потока оксигенированной крови. Компьютерное устройство 310 может быть, например, настольным компьютером, переносным компьютером, планшетным компьютером, мобильным телефоном или другим подходящим устройством. Компьютерное устройство 310 может дополнительно включать в себя дисплей (не показанный) для отображения объемной скорости потока оксигенированной крови или другого подходящего показателя для генерирования уведомления на основании пороговых условий, связанных с объемной скоростью потока оксигенированной крови. Например, компьютерное устройство 310 может быть портативным устройством автоматического внешнего дефибриллятора (AED), компонентом системы медицинского мониторинга или чем-то подобным.

В частности, оптический датчик 210 включает в себя первый и второй источники излучения 212-1 и 212-2 (называемые обобщенно источником 212 излучения и, совместно источниками 212 излучения; данная терминология используется в других местах настоящей заявки), выполненные с возможностью испускания излучения на двух разных длинах волн в направлении от второй стороны 204. Источники 212 излучения могут быть, например, светодиодами (СД), лазерами или чем-то подобным. Оптический датчик 210 дополнительно включает в себя приемник 214, такой как фотодиод, выполненный с возможностью измерения поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область 102. Первый источник 212-1 излучения выполнен с возможностью испускания излучения на первой длине волны λ_1 (например, примерно 905 нм (в инфракрасном диапазоне спектра)), и второй источник 212-2 излучения выполнен с возможностью испускания излучения на второй длине волны λ_2 (например, примерно 660 нм (в красном диапазоне спектра)). Процессор 201 выполнен с возможностью управления, во время работы оптическим датчиком 210 и, в частности, источниками 212 излучения, для одновременного испускания излучения на двух разных длинах волн λ_1 и λ_2 . Таким образом, приемник 214 измеряет отраженное излучение на первой длине волны λ_1 и отраженное излучение на второй длине волны λ_2 , из которых можно вычислить первое значение поглощения излучения на первой длине волны λ_1 и второе значение поглощения излучения на второй длине волны λ_2 .

В общем, устройство 100 включает в себя подходящее устройство, выполненное с возможностью измерения насыщения кислородом или его процентного содержания. Например, устройство 100 может включать в себя периферический пульсоксиметр вместо или в дополнение к оптическому датчику 210. В других примерах вместо или в дополнение к оптическому датчику 210 для измерения насыщения кислородом или его процентного содержания можно также использовать данные измерений содержания CO_2 в конце спокойного выдоха (ET- CO_2), например, измеренные для интубированных пациентов.

Магнитный датчик 220 включает в себя магнит 222, выполненный с возможностью создания магнитного поля в целевой области 102, и по меньшей мере два магнитных детектора 224-1 и 224-2, выполненных с возможностью детектирования изменений магнитного поля в целевой области 102. Магнит 222 может быть постоянным магнитом, например, стержневым магнитом, или может быть электромагнитом. Например, процессор 201 может управлять блоком 250 питания, чтобы создавать ток для создания магнитного поля около магнита 222. В некоторых вариантах осуществления магнитный датчик 220 включает в себя два или более магнитов 222. Например, магнитный датчик 220 может включать в себя два или более магнитов 222, пространственно размещенных относительно магнитных детекторов 224 так, чтобы обеспечивать более однородное магнитное поле. В частности, два магнита 222 могут располагаться с противоположных сторон от магнитных детекторов 224.

В некоторых вариантах осуществления магнитный датчик 220 может включать в себя три или более магнитных детекторов 224, чтобы позволить устройству 100 определять глубину сосуда, по которому протекает кровь, с использованием метода триангуляции, как будет дополнительно описано ниже. В других вариантах осуществления магнитный датчик 220 включает в себя только два магнитных детектора 224, например, если сосуд является поверхностным (например, лучевая артерия).

В дополнительных вариантах осуществления магнитный датчик 220 может включать в себя магнит, опирающийся на деформируемый материал, такой как поропласт, гель или что-то подобное. При детектировании силы действия магнитного поля магнит может заставлять деформируемый материал механически отклоняться, что делает возможным определение детектируемой силы действия магнитного поля. В частности, механическое отклонение деформируемого материала может быть пропорционально силе действия магнитного поля.

В настоящем варианте осуществления устройство 100 дополнительно включает в себя интерфейс 230 связи, связанный с процессором 201. В общем, интерфейс 230 связи выполнен с возможностью обеспечения обмена данными устройства 100 с другими компьютерными устройствами, например, компьютерным устройством 310. Например, устройство 100 может быть выполнено с возможностью передачи посредством интерфейса 230 связи значений поглощения излучения и изменения магнитного поля внешнему процессору для определения процента насыщения крови кислородом и скорости потока и вычисле-

ния объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока. Интерфейс 230 связи может включать в себя беспроводной передатчик (например, Bluetooth-передатчик) или другую подходящую аппаратуру для обеспечения возможности обмена данными устройства 100 с другими компьютерными устройствами.

В настоящем варианте осуществления устройство 100 дополнительно включает в себя индикатор 240 и блок 250 питания. В общем, индикатор 240 выполнен с возможностью генерирования уведомления на основании объемной скорости потока оксигенированной крови. Индикатор 240 соединен с процессором 201, который выполнен с возможностью управления индикатором 240, чтобы генерировать уведомление. Уведомления могут включать в себя одно или более из: звукового сигнала и визуального сигнала. Например, индикатор 240 включает в себя СД-светоиндикаторы 242-1, 242-2 и 242-3. Каждый СД-светоиндикатор 242 может соответствовать отличающемуся уведомлению и может быть выполнен с возможностью испускания излучения на отличающихся длинах волн (т.е. разного свечения). В частности, процессор 201 может быть выполнен с возможностью управления индикатором 240, чтобы испускать разные сигналы посредством СД-светоиндикаторов 242, при детектировании различных отличающихся пороговых условий, соответствующих объемной скорости потока оксигенированной крови, как будет дополнительно описано ниже. В других вариантах осуществления индикатор 240 может включать в себя громкоговоритель, и сигнал может быть звуковым сигналом. Например, звуковой сигнал может включать в себя три разных тональных сигнала, сообщения или команды, в зависимости от разных пороговых условий.

Блок 250 питания электрически соединен с оптическим датчиком 210 и магнитным датчиком 220 и, в общем, выполнен с возможностью подачи питания в оптический датчик 210 и магнитный датчик 220. Блок 250 питания также соединен с процессором 201, который выполнен с возможностью управления блоком 250 питания.

На фиг. 4 представлен примерный способ 400 вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови в целевой области. Для облегчения описания, способ 400 будет описан в связи с устройством 100, изображенным на фиг. 1 и фиг. 2. В некоторых вариантах осуществления способ 400 может быть также реализован или выполнен с использованием другой подходящей системы.

На этапе 405 оптический датчик 210 детектирует поглощение излучения кровью, протекающей через целевую область 102. В частности, приемник 214 измеряет первое значение поглощения излучения на первой длине волны λ_1 и второе значение поглощения излучения на второй длине волны λ_2 . В некоторых вариантах осуществления первое и второе значения поглощения передаются в процессор 201 для дальнейшей обработки. В других вариантах осуществления первое и второе значения поглощения передаются в компьютерное устройство 310 через интерфейс 230 связи для дальнейшей обработки.

На этапе 410 магнитный датчик 220 детектирует изменения магнитного поля в целевой области 102. Значения изменений магнитного поля также могут передаваться в процессор 201 или компьютерное устройство 310 для дальнейшей обработки.

На этапе 415 вычисляется объемная скорость потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область 102. В частности, объемная скорость потока оксигенированной крови вычисляется на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока. В настоящем варианте осуществления этап 415 будет описан в связи с его выполнением процессором 201. В других вариантах осуществления этап 415 может выполняться компьютерным устройством 310 и, в частности, процессором 314 или другой подходящей системой.

Процессор 201 выполнен с возможностью определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область 102, на основании поглощения излучения, детектированного оптическим датчиком 210 на этапе 405.

Процент насыщения крови кислородом можно определять на основании отношения значений поглощения излучения на первой длине волны λ_1 и излучения на второй длине волны λ_2 . В частности, концентрации оксигемоглобина (т.е. оксигенированной крови) и дезоксигемоглобина (т.е. дезоксигенированной крови) могут быть вычислены по поглощению излучения с длинами волн λ_1 и λ_2 и предварительно заданным параметрам для описания поглощения излучения оксигемоглобином и дезоксигемоглобином. После этого можно определить процент насыщения крови кислородом на основании отношения концентрации оксигенированной крови к сумме концентраций оксигенированной и дезоксигенированной крови.

Процессор 201 дополнительно выполнен с возможностью определения скорости потока крови, протекающей через целевую область 102, на основании изменений магнитного поля в целевой области 102, детектированных магнитным датчиком 220 на этапе 410. Скорость потока крови, протекающей через целевую область 102, можно определять на основании изменений магнитного поля, детектированных в целевой области 102. В частности, можно использовать суммарную площадь под кривой в пике сигнала, детектированного магнитным датчиком 220. Оксигемоглобин является диамагнетиком, из чего следует, что, в отсутствие приложенного магнитного поля, он характеризуется нулевым суммарным магнитным моментом и создает только слабый магнитный момент, противоположный приложенному внешнему магнитному полю. Напротив, дезоксигемоглобин является парамагнетиком, из чего следует, что прило-

жение внешнего магнитного поля ориентирует магнитный момент вдоль поля. Следовательно, присутствие дезоксигемоглобина усиливает магнитное поле (т.е. повышает плотность магнитного потока).

Суммарный вектор намагниченности, центрированный посередине поперечного сечения кровеносного сосуда, можно определить на основании числа парамагнитных диполей и эффективного объема диполя. Значение суммарного вектора намагниченности является функцией времени, так как он изменяется вместе с изменением кровотока, при этом амплитуда сигнала, зависящего от изменения плотности магнитного потока, соответствует объемной скорости потока крови по сосуду, задаваемой умножением средней скорости кровотока на поперечное сечение сосуда. Когда скорость кровотока умножают на поперечное сечение сосуда, перемножение дает объемную скорость потока крови. Сигнал, детектированный детекторами 224, пропорционален изменению во времени суммарного вектора намагниченности. В частности, амплитуда сигнала зависит от значения суммарного вектора намагниченности и удаления сосуда от детектора 224. Следовательно, геометрическую конфигурацию детектора 224 можно использовать для определения местоположения сосуда.

Например, на фиг. 5А изображены магнитные детекторы 224-1, 224-2 и третий магнитный детектор 224-3, отстоящий в плоскости 502, приблизительно перпендикулярно направлению сосуда, а также магниты 222-1 и 222-2 для создания однородного магнитного поля. Приведенная конфигурация дает геометрическую схему расположения, показанную на фиг. 5В. Значение M представляет суммарный вектор намагниченности. Значения r_1 , r_2 и r_3 представляют соответствующие расстояния от центра сосуда до каждого из детекторов 224. Значение d представляет расстояние между детекторами 224, а значения s и l представляют координаты x и y центра сосуда относительно первого детектора 224-1. Расстояния s и l можно определить по амплитуде изменений, детектированных магнитными детекторами 224 и взаимному расположению детекторов 224 и сосуда.

Определив местонахождение сосуда, по глубине сосуда можно определить интенсивность магнитного поля, сформированного магнитом 222. Например, зависимость между глубиной сосуда и интенсивностью магнитного поля может быть предварительно записана в памяти на основании экспериментальных данных. Соответственно, устройство 100 может считывать интенсивность магнитного поля на основании найденной глубины сосуда. И наконец, измеренные интенсивности сигналов можно соотнести с интенсивностью магнитного поля, чтобы получить количественную меру степени присутствующего парамагнетизма, которая соответствует объемной скорости потока дезоксигемоглобина.

В некоторых вариантах осуществления целевая область 102 может быть шейей пациента, и устройство 100 может располагаться над сонной артерией. Соответственно, процент насыщения крови кислородом и объемную скорость потока дезоксигенированной крови можно использовать для вычисления суммарной объемной скорости потока и объемной скорости потока оксигенированной крови. Напротив, устройство 100 можно расположить над яремными венами, чтобы определять суммарную объемную скорость потока (на основании того, что яремные вены содержат, в основном, дезоксигенированную кровь) и вычислять объемную скорость потока оксигенированной крови по суммарной объемной скорости потока и проценту насыщения крови кислородом.

В некоторых вариантах осуществления процессор 201 может быть дополнительно выполнен с возможностью разделения, так называемых, парамагнитных сигналов от сонной артерии и соседних внутренних яремных вен с использованием Фурье-анализа. В частности, высокие частоты можно использовать для выделения сигнала от сонной артерии, а сниженные частоты, соответствуют потоку по яремным венам.

На этапе 415 процессор 201 может быть дополнительно выполнен с возможностью управления индикатором 240, чтобы генерировать уведомление на основании вычисленной объемной скорости потока оксигенированной крови. Например, процессор 201 может генерировать уведомление в соответствии с примерным способом 600, показанным на фиг. 6.

Процессор 201 выполнен с возможностью определения на этапе 605, является ли объемная скорость потока оксигенированной крови выше первого порога. Например, первый порог может представлять минимальный требуемый объем оксигенированной крови. Если определение является утвердительным, то процессор 201 выполнен с возможностью перехода на этап 610. Процессор 201 выполнен с возможностью управления СД-светоиндикатором 242-1 на этапе 610, чтобы испускать первый сигнал. Например, первый сигнал может быть излучением зеленого свечения или звуковым сигналом, указывающим, что минимальный требуемый объем оксигенированной крови достигнут.

Если определение на этапе 605 является отрицательным, то процессор 201 выполнен с возможностью перехода на этап 615. Процессор 201 выполнен с возможностью определения на этапе 615, является ли скорость потока ниже второго порога. Например, второй порог может представлять минимальную требуемую скорость потока. Если скорость потока крови в целевой области имеет значение ниже второго порога, то процессор 201 выполнен с возможностью перехода на этап 620.

Процессор 201 выполнен с возможностью управления СД-светоиндикатором 242-2 на этапе 620, чтобы испускать второй сигнал. Например, второй сигнал может быть излучением оранжевого свечения или звуковым сигналом, указывающим, что скорость потока крови в целевой области следует повысить (например, посредством повышения частоты или глубины компрессий во время СЛР), чтобы повысить

объемную скорость потока оксигенированной крови.

Если на этапе 615 процессор 201 определяет, что скорость потока крови в целевой области выше второго порога, то процессор 201 выполнен с возможностью перехода на этап 625. Процессор 201 выполнен с возможностью управления СД-светоиндикатором 242-3 на этапе 625, чтобы испускать третий сигнал. Например, третий сигнал может быть излучением красного свечения или звуковым сигналом, указывающим, что процент насыщения крови кислородом у крови в целевой области следует повысить (например, посредством обеспечения вентиляции для усиления оксигенации во время СЛР), чтобы повысить объемную скорость потока оксигенированной крови.

Настоящее изобретение предлагает неинвазивное устройство и способ вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови. Устройство можно применять, например, во время СЛР, чтобы определять количество кислорода, протекающее через шею. В частности, объемная скорость потока оксигенированной крови, протекающей через шею, дает адекватное показание количества оксигенированной крови, протекающей к головному мозгу. В частности, примерно 80% церебрального кровотока обеспечивается по сонным артериям, поэтому измерение оксигенированной крови в сонных артериях предоставляет косвенную меру перфузии головного мозга, достигаемой во время СЛР.

В некоторых вариантах осуществления само устройство может быть компактным и запитываться от батарейки, без потребности во внешних источниках питания и дополнительных устройствах для интерпретации результатов. В частности, устройство может включать в себя индикаторы, например, визуальные индикаторы, выполненные с возможностью генерирования уведомлений на основании объемной скорости потока оксигенированной крови. Например, устройство может испускать первый сигнал, когда объемная скорость потока оксигенированной крови является достаточной для подачи кислорода в головной мозг. Устройство может испускать второй сигнал, когда объемная скорость потока оксигенированной крови и скорость потока являются низкими, показывающими, что скорость потока следует повысить, чтобы повысить объемную скорость потока оксигенированной крови. Например, устройство может включать в себя индикатор для указания реаниматору, что требуется повышенная частота или глубина компрессий. В других вариантах осуществления второй сигнал может испускаться, когда объемная скорость потока оксигенированной крови является низкой, и процент насыщения крови кислородом является высоким, что аналогично указывает на необходимость повышения скорости потока, чтобы повысить объемную скорость потока оксигенированной крови. Устройство может испускать третий сигнал, когда объемная скорость потока оксигенированной крови является низкой, и скорость потока является высокой, указывая, что следует повысить процент насыщения крови кислородом. Например, устройство может включать в себя индикатор для указания реаниматору, что требуется вентиляция для подачи кислорода в кровь и, следовательно, повышения процента насыщения крови кислородом. В других вариантах осуществления третий сигнал может испускаться, когда низкими являются объемная скорость потока оксигенированной крови и процент насыщения крови кислородом.

Следовательно, устройство обеспечивает мониторинг в реальном времени объемной скорости потока оксигенированной крови во время СЛР. Кроме того, в некоторых вариантах осуществления вычисление объемной скорости потока оксигенированной крови и индикаторы обеспечиваются в самом устройстве. Следовательно, устройство можно использовать как автономное вспомогательное медицинское устройство для предоставления реаниматору обратной связи в реальном времени, без использования проводов или других необходимых соединений, которые могут быть помехой или, в ином случае, могут отсоединяться во время СЛР.

Кроме того, в некоторых вариантах осуществления устройство включает в себя интерфейс связи, выполненный с возможностью беспроводной передачи данных (например, с использованием протокола Bluetooth или другого подходящего протокола беспроводной связи) на внешнее компьютерное устройство. В некоторых вариантах осуществления вычисление объемной скорости потока оксигенированной крови может быть предусмотрено в самом устройстве. Поэтому устройство может быть выполнено с возможностью передачи результатов на внешнее компьютерное устройство для отображения или дополнительной обработки. Кроме того, в некоторых вариантах осуществления устройство может быть выполнено с возможностью передачи данных детектированных поглощения излучения и изменений магнитного поля на внешнее компьютерное устройство для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, отображения и дополнительной обработки. Например, внешнее компьютерное устройство может отображать значения процента насыщения крови кислородом, скорости потока и объемной скорости потока оксигенированной крови. В дополнение или вместо звукового или визуального уведомления некоторые варианты осуществления могут представлять в реальном времени данные измерения объемной скорости потока оксигенированной крови в другие устройства, например, аппараты вентиляционной поддержки, аппараты для непрямого массажа грудной клетки или другие вспомогательные устройства для СЛР, чтобы допускать внесение поправок в их работу. То есть, рабочие параметры вспомогательного устройства для СЛР можно изменять в реальном времени в ответ на объемную скорость потока оксигенированной крови, чтобы повышать эффективность вспомогательного устройства при выполнении СЛР.

В еще одних дополнительных вариантах осуществления устройство можно применять в процессе других медицинских процедур, например, хирургических операций, чтобы следить за объемной скоро-

стью потока оксигенированной крови в головной мозг или другие важные органы. Например, устройство можно применять для получения косвенной меры церебрального кровотока (ЦКТ) у пациентов в нейроотделении интенсивной терапии, с особым вниманием к повышению внутричерепного давления (ВЧД). В частности, когда ВЧД повышается, ЦКТ снижается; соответственно, устройство можно применять неинвазивным способом посредством обеспечения непрерывного мониторинга в реальном времени изменений (снижений) ЦКТ у пациентов, с клиническим подходом к рассмотрению развития повышенного ВЧД (например, пациенты с травмой головы). Таким образом, можно избежать инвазивных мер, таких как трепанационное отверстие с введением зонда в мозговую паренхиму. Устройство может также оценивать отношения объемных скоростей потока оксигенированной крови в головной мозг из правой и левой сонных артерий для использования при детектировании и контроле острого ишемического инсульта и каротидного стеноза. В некоторых вариантах осуществления устройство может также обеспечивать обратную связь, пригодную для использования вне пределов больницы, например, пациентами, в качестве домашнего монитора фистул для гемодиализа.

В других примерах устройство можно применять для контроля оксигенации ткани во время процедур периферической ревазуляризации.

Объем охраны формулы изобретения не должен ограничиваться вариантами осуществления, описанными в предыдущих примерах, не должен охватываться самой широкой интерпретацией, соответствующей описанию в целом.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Устройство для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, содержащее подложку, имеющую первую сторону и вторую сторону, противоположную первой стороне, при этом подложка выполнена отсоединяемо приклеиваемой своей первой стороной к коже человека смежно с целевой областью ткани;

оптический датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать поглощение излучения кровью, протекающей через целевую область, для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область;

магнитный датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать изменения магнитного поля в целевой области, для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область; и

процессор, прикрепленный к подложке и соединенный с оптическим датчиком и магнитным датчиком, для определения процента насыщения крови кислородом и скорости потока и вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

2. Устройство по п.1, дополнительно содержащее блок питания, электрически соединенный по меньшей мере с одним из оптического датчика и магнитного датчика, при этом блок питания выполнен с возможностью подачи питания на упомянутый по меньшей мере один из оптического датчика и магнитного датчика.

3. Устройство по п.1, причем оптический датчик содержит

источник излучения, выполненный с возможностью испускания излучения на двух разных длинах волн в направлении от второй стороны; и

приемник, выполненный с возможностью измерения поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область.

4. Устройство по п.1, причем магнитный датчик содержит

магнит, выполненный с возможностью создания магнитного поля; и

по меньшей мере два магнитных детектора, выполненных с возможностью детектирования изменений магнитного поля в целевой области.

5. Устройство по п.1, дополнительно содержащее индикатор, прикрепленный к подложке на второй стороне и соединенный с процессором, при этом индикатор выполнен с возможностью генерировать уведомление на основании объемной скорости потока оксигенированной крови.

6. Устройство по п.5, причем уведомление содержит один или более из звукового сигнала и визуального сигнала.

7. Устройство по п.5, причем индикатор выполнен с возможностью испускания первого сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови выше первого порога;

испускания второго сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови ниже первого порога и скорость потока ниже второго порога; и

испускания третьего сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови ниже первого порога, а скорость потока выше первого порога.

8. Устройство по п.1, дополнительно содержащее интерфейс связи, прикрепленный к подложке и соединенный по меньшей мере с одним из оптического датчика, магнитного датчика и процессора, при

этом интерфейс связи выполнен с возможностью передачи по меньшей мере одного из процента насыщения крови кислородом, скорости потока и объемной скорости потока оксигенированной крови внешнему процессору.

9. Устройство по п.1, дополнительно содержащее клеевой слой, прикрепленный к первой стороне подложки, чтобы отсоединяемо приклеивать подложку к коже человека смежно с целевой областью.

10. Способ вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, содержащий детектирование оптическим датчиком, прикрепленным ко второй стороне подложки устройства, поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область ткани человека, при этом поглощение излучения служит для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область;

детектирование магнитным датчиком, прикрепленным ко второй стороне подложки, изменений магнитного поля в целевой области для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область; и

вычисление процессором, прикрепленным к подложке, объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.

11. Способ по п.10, дополнительно содержащий подачу питания по меньшей мере на один из оптического датчика и магнитного датчика посредством блока питания, электрически соединенного с упомянутым по меньшей мере одним из оптического датчика и магнитного датчика.

12. Способ по п.10, причем детектирование оптическим датчиком процента насыщения крови кислородом содержит

посредством источника излучения испускание излучения на двух разных длинах волн в направлении от подложки; и

посредством приемника измерение поглощения излучения кровью, протекающей через целевую область.

13. Способ по п.10, причем детектирование магнитным датчиком скорости потока содержит

создание магнитом магнитного поля в целевой области;

детектирование по меньшей мере двумя магнитными детекторами изменений магнитного поля в целевой области.

14. Способ по п.10, дополнительно содержащий генерирование уведомления на основании объемной скорости потока оксигенированной крови.

15. Способ по п.14, причем уведомление содержит один или более из звукового сигнала и визуального сигнала.

16. Способ по п.14, причем генерирование уведомления содержит

испускание первого сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови выше первого порога;

испускание второго сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови ниже первого порога и скорость потока ниже второго порога; и

испускание третьего сигнала, когда объемная скорость потока оксигенированной крови ниже первого порога, а скорость потока выше второго порога.

17. Способ по п.10, дополнительно содержащий этап передачи Bluetooth-передатчиком процента насыщения крови кислородом и скорости потока второму процессору, размещенному вне устройства, чтобы вычислять объемную скорость потока оксигенированной крови.

18. Способ по п.10, дополнительно содержащий приклеивание подложки к коже человека на целевой области.

19. Способ по п.10, причем целевая область является шеей человека.

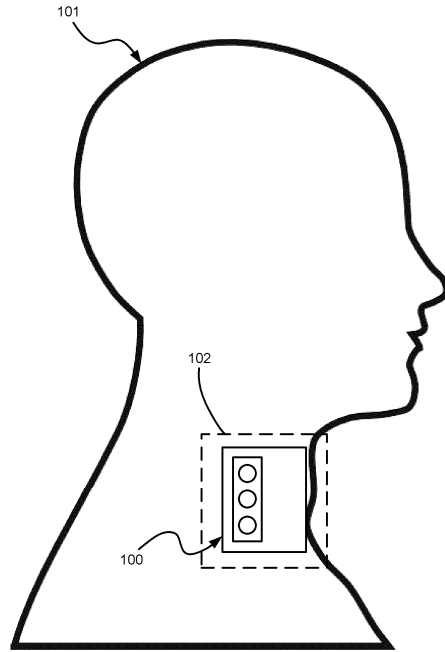
20. Устройство для вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, содержащее

подложку, имеющую первую сторону и вторую сторону, противоположную первой стороне, при этом подложка выполнима отсоединяемо приклеиваемой своей первой стороной к коже человека смежно с целевой областью ткани;

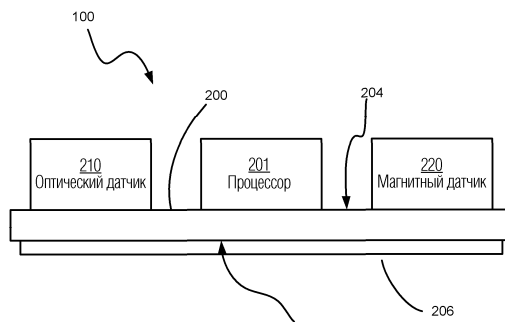
оптический датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать поглощение излучения кровью, протекающей через целевую область, для определения процента насыщения крови кислородом у крови, протекающей через целевую область;

магнитный датчик, прикрепленный к подложке на второй стороне подложки, чтобы детектировать изменения магнитного поля в целевой области, для определения скорости потока крови, протекающей через целевую область; и

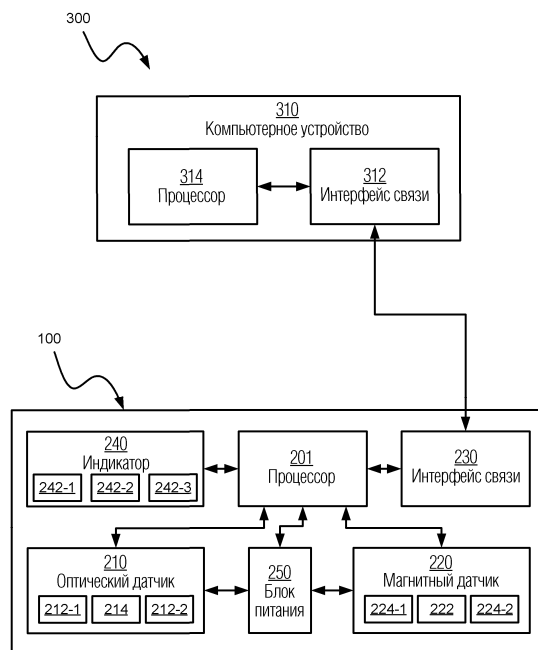
интерфейс связи, соединенный с оптическим датчиком и магнитным датчиком, при этом интерфейс связи выполнен с возможностью передачи поглощения излучения и изменений магнитного поля внешнему процессору для определения процента насыщения крови кислородом и скорости потока и вычисления объемной скорости потока оксигенированной крови, протекающей через целевую область, на основании процента насыщения крови кислородом и скорости потока.



Фиг. 1



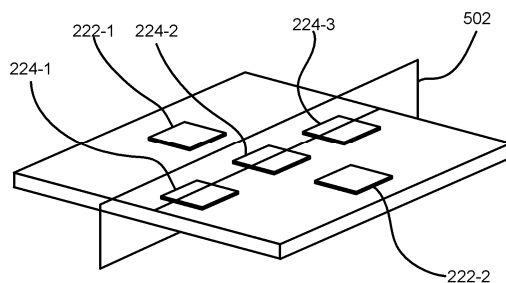
Фиг. 2



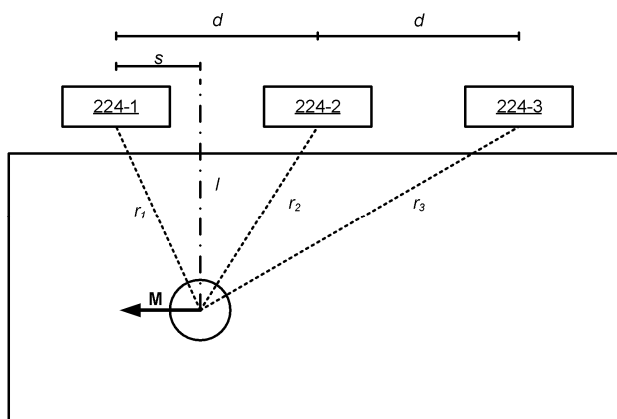
Фиг. 3



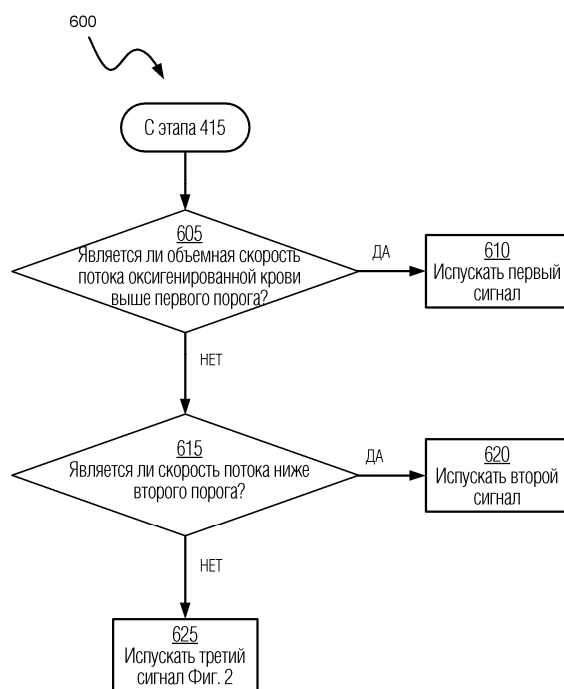
Фиг. 4



Фиг. 5А



Фиг. 5В



Фиг. 6

