(19) Евразийское патентное ведомство

(21) 202000203 (13) A1

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2020.10.02

(22) Дата подачи заявки
2017.10.02

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

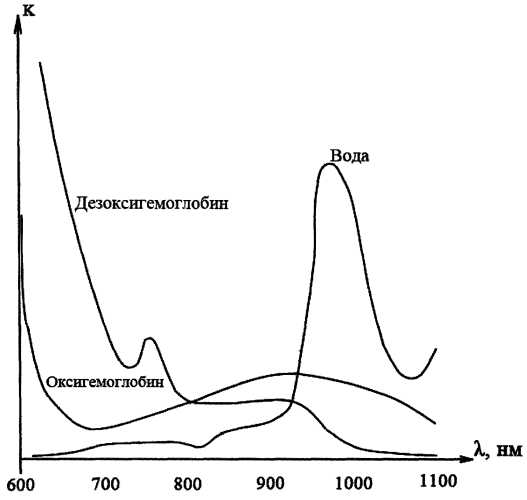
(54) СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ КИСЛОРОДА В КРОВИ

(31) **2016139018**
(32) **2016.10.04**
(33) **RU**
(62) **201800608; 2017.10.02**

(71) Заявитель:
ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ "ТЕЛЕБИОМЕТ" (RU)

(72) Изобретатель:
Крыжановский Эдвард Владимирович, Григорян Армен Гарегинович, Ковалев Владимир Викторович, Чистов Александр Владимирович (RU)

(57) Изобретение относится к области исследования и анализа химического состава материалов и преимущественно может быть использовано в диагностической медицинской технике для неинвазивного определения концентрации содержащегося в крови кислорода. Способ включает облучение биологической ткани поочередно в любой последовательности оптическим излучением первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, и третьего диапазона длин волн, включающего значение 960 нм, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения и преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал. Концентрацию кислорода в крови определяют на основании значения разности электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и первого диапазонов, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением третьего диапазона. Изобретение обеспечивает снижение погрешности определения концентрации кислорода, обусловленной наличием в исследуемой биологической ткани воды.



202000203 A1

202000203 A1

СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ КИСЛОРОДА В КРОВИ

Область техники

Изобретение относится к области исследования и анализа химического состава материалов и преимущественно может быть использовано в диагностической медицинской технике для неинвазивного определения концентрации кислорода, содержащегося в крови.

Предшествующий уровень техники

Для неинвазивного определения насыщения крови кислородом и концентрации содержащегося в ней гемоглобина наиболее широко применяются способы и технические средства оптической оксиметрии, которые основаны на использовании различий поглощения оптического излучения гемоглобином, содержащим и не содержащим кислород, поскольку дезоксигемоглобин существенно поглощает красное оптическое излучение, а оксигемоглобин – ближнее инфракрасное.

Так, например, известен способ определения концентрации компонентов крови (RU 2344752 C1, 2009), который для неинвазивного определения концентрации гемоглобина предусматривает поочередное облучение биологической ткани видимым оптическим излучением с длиной волны, например, равной 590 нм и 650 нм, прием прошедших через биологическую ткань оптических излучений с указанными длинами волн, преобразование их в электрический сигнал и определение концентрации гемоглобина в крови на основании амплитудных значений полученных электрических сигналов.

Известны способы неинвазивного определения насыщения крови кислородом и концентрации содержания в ней гемоглобина, которые осуществлены в известных пульсовых оксиметрах (RU 2175523 C1, 2001; RU 2221485 C2, 2004; RU 2233620 C1, 2004; RU 2259161 C1, 2005; RU 2332165 C2, 2008; RU 2496418 C1, 2013) и в общей для них части предусматривают поочередное облучение биологической ткани красным и ближним инфракрасным оптическим излучением с различной длиной волны, прием прошедших через биологическую ткань красного и ближнего инфракрасного оптических излучений, преобразование их в электрический сигнал и определение концентрации гемоглобина в крови и насыщения ее кислородом на основании амплитудных значений полученных электрических сигналов.

Однако все указанные выше известные способы позволяют осуществлять диагностику оксигенации крови только лишь тех участков биологической ткани, сквозь которые способно пройти оптическое излучение указанных диапазонов

длин волн, что дает возможность их применения для исследования исключительно только таких сравнительно тонких биологических тканей, как палец и мочка уха.

Известен способ, осуществленный в известном пульсовом оксигемометре одноразового применения (RU 2428112 C2, 2011), который включает поочередное облучение биологической ткани красным и ближним инфракрасным оптическим излучением, прием диффузно отраженных биологической тканью красного и ближнего инфракрасного оптических излучений, преобразование их в электрический сигнал и определение концентрации гемоглобина в крови, а также насыщения ее кислородом на основании амплитудных значений полученных электрических сигналов.

Использование в указанном известном способе приема диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения существенно расширяет возможности его применения, поскольку позволяет использовать его для исследования не только пальцев или мочек ушей, но и других биологических тканей организма человека, в частности, мягких тканей лба, лобных костей, лобных долей головного мозга.

Наиболее близким по технической сущности к заявляемому способу неинвазивного определения концентрации кислорода в крови является оптический способ определения оксигенации крови (RU 2040912 C1, 1995), который включает поочередное облучение биологической ткани зондирующими оптическими излучениями красного и инфракрасного диапазонов длин волн, прием диффузно рассеянных биологической тканью оптических излучений указанных диапазонов длин волн, преобразование их в электрические сигналы и определение концентраций гемоглобина и кислорода в крови на основании амплитудных значений полученных электрических сигналов.

Недостатком ближайшего аналога, как и всех рассмотренных выше аналогов, является недостаточно высокая точность определения концентрации кислорода в крови, что связано с погрешностью измерений, обусловленной значительным содержанием в исследуемой биологической ткани воды, имеющей достаточно различимый спектр поглощения инфракрасного оптического излучения в диапазонах длин волн, используемых в рассмотренных аналогах.

Сущность изобретения

Задачей настоящего изобретения явилось создание способа неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, который обеспечивает достижение технического результата, заключающегося в

повышении точности определения концентрации кислорода.

Поставленная задача решена и технический результат достигнут, согласно настоящему изобретению, тем, что способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, включающий, в соответствии с ближайшим аналогом, поочередное облучение биологической ткани в любой последовательности оптическим излучением красного и ближнего инфракрасного диапазона длин волн, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения, преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал и определение на основании полученного электрического сигнала концентрации кислорода в крови, отличается от ближайшего аналога тем, что облучение биологической ткани осуществляют оптическим излучением первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, оптическим излучением второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, и оптическим излучением третьего диапазона длин волн, включающего значение 960 нм, а концентрацию кислорода определяют на основании значения разности электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и первого диапазонов, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением третьего диапазона.

При этом определение концентрации кислорода в крови осуществляют с использованием экспериментально полученной тарировочной зависимости между концентрацией кислорода в крови и полученным разностным электрическим сигналом, имеющим значение $U_{РАЗН}=U_2-U_1-U_3(к_{13}+к_{23})$, где U_1, U_2, U_3 – значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением первого, второго и третьего диапазонов длин волн, соответственно, $к_{13}$, $к_{23}$ - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно.

Упомянутые коэффициенты при совместной обработке известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн определяют предварительно в соответствии с выражениями $к_{13}=K_3S_3/K_1/S_1$ и $к_{23}=K_3S_3/K_2/S_2$, где K_1, K_2, K_3 – средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин

волн, соответственно, S_1, S_2, S_3 – средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно.

С одной стороны, оптическое излучение первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, в значительно большей степени поглощается дезоксигемоглобином, чем оксигемоглобином. С другой стороны, оптическое излучение второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, в большей степени поглощается оксигемоглобином, чем дезоксигемоглобином. Поэтому использование в заявляемом способе облучения биологической ткани оптическим излучением первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, и оптическим излучением второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, позволяет определить концентрацию кислорода в крови на основании значения разности электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и первого диапазонов.

Вместе с тем, биологические ткани содержат значительное количество воды.

Вода имеет наиболее выраженный спектр поглощения в диапазоне длин волн от 650 нм до 1100 нм с максимумом вблизи длины волны 960 нм. Поэтому наличие в биологической ткани воды приводит к искажению полезного сигнала, проявляющемуся в увеличении электрического сигнала из-за поглощения водой оптического излучения как первого диапазона длин волн, так и в существенно большей степени второго диапазона длин волн, что вносит существенную погрешность определения концентрации кислорода.

Для оценивания и учета погрешности измерения, обусловленной наличием воды в исследуемой биологической ткани, согласно настоящему изобретению, предложено перед, после или между облучением оптическим излучением первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, и оптическим излучением второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, которое обеспечивает получение полезного сигнала для определения концентрации кислорода, осуществлять облучение биологической ткани оптическим излучением третьего диапазона длин волн, включающего значение 960 нм, в котором расположен максимум спектра поглощения воды, и в результате приема диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения третьего диапазона длин волн получать электрический сигнал, который определяется преимущественно текущим значением концентрации воды в исследуемой биологической ткани.

Поэтому определение концентрации кислорода на основании значения разности электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и первого диапазонов длин волн, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением третьего диапазона длин волн, позволяет учесть погрешность, обусловленную наличием в исследуемой биологической ткани воды, и, тем самым, повысить точность определения концентрации кислорода.

Отмеченное свидетельствует о решении декларированной выше задачи и достижении сформулированного выше технического результата настоящего изобретения благодаря наличию у заявляемого способа неинвазивного определения концентрации кислорода в крови перечисленных выше отличительных признаков.

Краткое описание чертежей

На фиг. 1 показана структурная схема устройства, которое позволяет наилучшим образом осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, где 1 – блок светодиодов, 2 – приемник оптического излучения, 3 – усилитель, 4 – аналого-цифровой преобразователь, 5 – контроллер, 6 – блок индикации и 7 – биологическая ткань.

На фиг. 2 показаны спектры поглощения оптического излучения оксигемоглобина, дезоксигемоглобина и воды в диапазоне длин волн от 600 нм до 1100 нм.

Предпочтительный вариант осуществления изобретения

Устройство, которое позволяет наилучшим образом осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, содержит последовательно соединенные приемник 2 оптического излучения, усилитель 3, аналого-цифровой преобразователь 4, контроллер 5 и блок 6 индикации, а также блок 1 светодиодов, подключенный к выходу контроллера 5.

Блок 1 светодиодов содержит, по меньшей мере, один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в первом диапазоне длин волн 680-720 нм, включающем значение 700 нм, например, светодиод типа L-132XHT фирмы Kingbright, по меньшей мере, один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения во втором диапазоне длин волн 860-900 нм, включающем значение 880 нм, например, светодиод типа BL-314IR фирмы BetLux, и, по меньшей мере, один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в третьем

диапазоне длин волн 940-980 нм, включающем значение 960 нм, например, светодиод типа TSUS4400 фирмы Vishay.

В качестве приемника 2 оптического излучения может быть использован фотодиод, чувствительный к оптическому излучению в диапазоне длин волн от 570 нм до 1100 нм, например, фотодиод типа BPW34 фирмы Vishay.

Приемник 2 оптического излучения и светодиоды блока 1 светодиодов установлены на общем основании (на фиг. 1 не показано), которое выполнено с возможностью прижатия к исследуемой биологической ткани 7, причем светодиоды размещены вокруг приемника 2 оптического излучения.

В качестве усилителя 3 может быть использован прецизионный операционный усилитель, например, типа AD8604 фирмы Analog Devices.

В качестве аналого-цифрового преобразователя 4 может быть использован, высокоскоростной аналого-цифровой преобразователь большой разрядности (от 12 бит), например, аналого-цифровой преобразователь типа AD7655 фирмы Analog Devices.

В качестве контроллера 5 может быть использован любой микроконтроллер, обладающий необходимыми ресурсами для управления внешним аналого-цифровым преобразователем и достаточным быстродействием, например, типа ATXmega128A4U фирмы Atmel, снабженный постоянным и оперативным запоминающими устройствами.

Устройство, которое позволяет осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, работает следующим образом.

Для определения концентрации кислорода в крови основание с приемником 2 оптического излучения и светодиодами блока 1 светодиодов прижимают к исследуемой биологической ткани 7.

При включении устройства светодиоды блока 1 светодиодов оптического излучения не испускают. Электрический сигнал с приемника 2 оптического излучения, определяемый его темновым током, усиливается усилителем 3 и преобразуется аналого-цифровым преобразователем 4 в цифровой код, который поступает в контроллер 5 и запоминается в его оперативном запоминающем устройстве.

Затем по сигналам с контроллера 5 поочередно подается напряжение на светодиоды блока 1 светодиодов. Для осуществления заявляемого способа последовательность включения светодиодов не принципиальна.

Например, при подаче напряжения на светодиод блока 1 светодиодов,

выполненный с возможностью испускания оптического излучения в первом диапазоне длин волн 680-720 нм, последний испускает оптическое излучение указанного диапазона длин волн в направлении исследуемой биологической ткани 7. Часть падающего оптического излучения поглощается, преимущественно, дезоксигемоглобином, а часть диффузно отражается и падает на приемник 2 оптического излучения, который преобразует эту часть оптического излучения в электрический сигнал, определяемый в большей степени концентрацией дезоксигемоглобина в исследуемой биологической ткани 7 и в меньшей степени – оксигемоглобином и водой (см. фиг. 2). Этот электрический сигнал усиливается усилителем 3 и после преобразования аналого-цифровым преобразователем 4 в цифровой код поступает в контроллер 5, который с целью учета погрешности измерения, обусловленной темновым током приемника 2 оптического излучения, вычитает из этого цифрового кода хранящийся в оперативном запоминающем устройстве цифровой код, соответствующий электрическому сигналу, обусловленному темновым током приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу u_1, значение которого определяется преимущественно концентрацией дезоксигемоглобина в исследуемой биологической ткани 7.

Затем ранее включенный светодиод выключается, но в результате подачи напряжения, например, на светодиод блока 1 светодиодов, выполненный с возможностью испускания оптического излучения во втором диапазоне с длинами волн 860-900 нм, последний испускает оптическое излучение указанного диапазона длин волн в направлении исследуемой биологической ткани 7. Аналогичным образом приемник 2 оптического излучения преобразует диффузно отраженное оптическое излучение в электрический сигнал, который определяется преимущественно концентрацией оксигемоглобина в исследуемой биологической ткани 7 и в меньшей степени – дезоксигемоглобином и водой (см. фиг. 2). Этот электрический сигнал усиливается усилителем 3 и после преобразования аналого-цифровым преобразователем 4 в цифровой код поступает в контроллер 5, который с целью учета погрешности измерения, обусловленной темновым током приемника 2 оптического излучения, вычитает из этого цифрового кода хранящийся в оперативном запоминающем устройстве цифровой код, соответствующий электрическому сигналу, обусловленному темновым током приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу

u_2, значение которого определяется преимущественно концентрацией оксигемоглобина в исследуемой биологической ткани 7.

Далее ранее включенный светодиод выключается, но в результате подачи напряжения на светодиод блока 1 светодиодов, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в третьем диапазоне длин волн 940-980 нм, последний испускает оптическое излучение указанного диапазона длин волн в направлении исследуемой биологической ткани 7. Аналогичным образом приемник 2 оптического излучения преобразует диффузно отраженное оптическое излучение в электрический сигнал, который в большей степени определяется концентрацией воды в исследуемой биологической ткани 7 и в меньшей степени – оксигемоглобином и дезоксигемоглобином (см. фиг. 2). Этот электрический сигнал усиливается усилителем 3 и после преобразования аналого-цифровым преобразователем 4 в цифровой код поступает в контроллер 5, который с целью учета погрешности измерения, обусловленной темновым током приемника 2 оптического излучения, вычитает из этого цифрового кода хранящийся в оперативном запоминающем устройстве цифровой код, соответствующий электрическому сигналу, обусловленному темновым током приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу u_3, значение которого определяется преимущественно концентрацией воды в исследуемой биологической ткани 7.

Затем рассмотренные процессы поочередного включения по сигналам с контроллера 5 светодиодов блока 1 светодиодов, преобразования отраженного оптического излучения в электрический сигнал приемником 2 оптического излучения и обработки контроллером 5 полученных цифровых кодов неоднократно повторяются. В результате этого в оперативном запоминающем устройстве контроллера 5 накапливаются выборки цифровых значений электрических сигналов u_1, u_2 и u_3, которые для фильтрации случайных погрешностей измерений статистически обрабатываются контроллером 5, в результате чего формируются усредненные цифровые значения электрических сигналов U_1, U_2 и U_3, соответственно, и запоминаются в оперативном запоминающем устройстве контроллера 5.

На основании полученных усредненных значений U_1, U_2 и U_3 электрических сигналов контроллер 5 вычисляет значение разностного электрического сигнала в соответствии со следующим выражением:

$$U_{РАЗН}=U_2-U_1-U_3(к_{13}+к_{23}),$$

где U_1, U_2, U_3 – усредненные значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани 7 оптическим излучением первого, второго и третьего диапазонов длин волн, соответственно;

$к_{13}$, $к_{23}$ - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно, и хранящиеся в постоянном запоминающем устройстве контроллера 5.

Указанные выше коэффициенты, хранящиеся в постоянном запоминающем устройстве контроллера 5, определяют предварительно при совместной обработке известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн в соответствии с выражениями:

$$к_{13}=K_3S_3/K_1/S_1 \text{ и } к_{23}=K_3S_3/K_2/S_2,$$

где K_1, K_2, K_3 – средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно;

S_1, S_2, S_3 – средние значения относительной спектральной чувствительности приемника 2 оптического излучения в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно.

Концентрацию кислорода в крови контроллер 5 определяет на основании полученного значения разностного электрического сигнала $U_{РАЗН}$ с использованием тарировочной зависимости между концентрацией кислорода и полученным разностным электрическим сигналом $U_{РАЗН}$, которая была экспериментально получена предварительно и записана в постоянное запоминающее устройство контроллера 5.

Полученное значение концентрации кислорода в крови из контроллера 5 поступает в блок 6 индикации, который отображает это значение оператору устройства.

Промышленная применимость

Авторами настоящего изобретения был разработан и испытан опытный образец устройства, которое позволяет осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови. Испытания опытного образца устройства показали, во-первых, его работоспособность, а, во-вторых, возможность достижения технического результата, заключающегося в

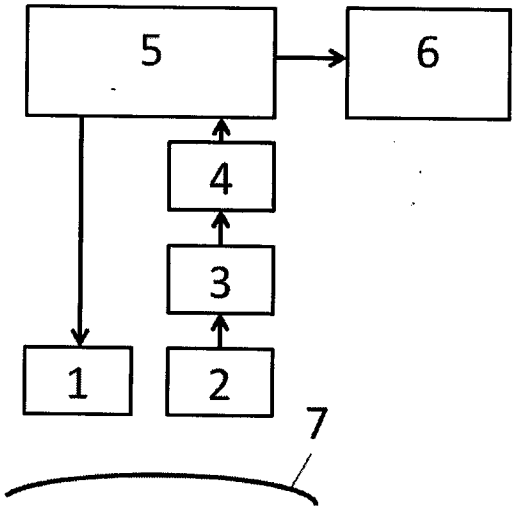
повышении точности определения концентрации кислорода за счет снижения погрешности измерений, обусловленной наличием в исследуемой биологической ткани воды, на 10-12%.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

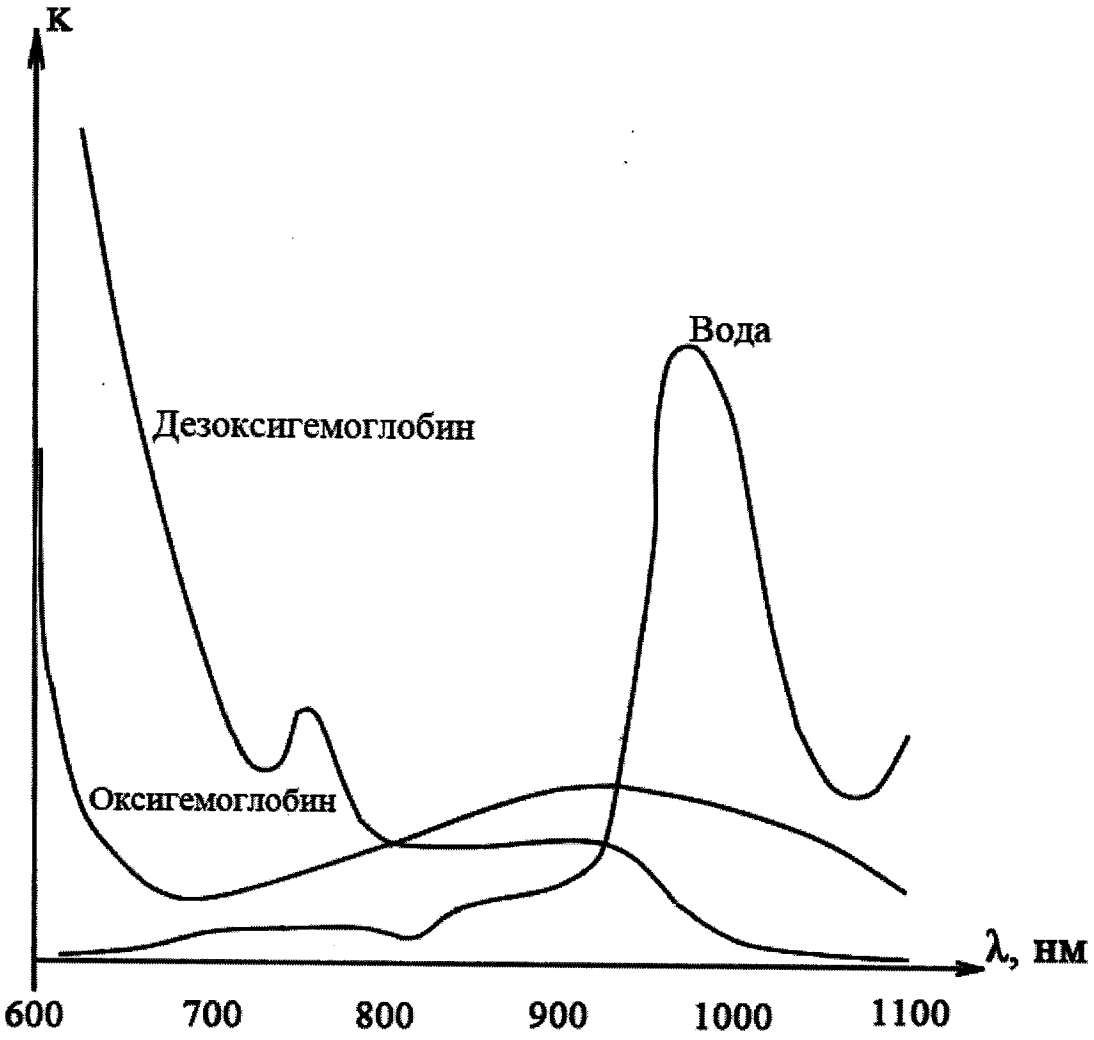
1. Способ неинвазивного определения концентрации кислорода в крови, включающий поочередное облучение биологической ткани в любой последовательности оптическим излучением красного и ближнего инфракрасного диапазона длин волн, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения, преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал и определение на основании полученного электрического сигнала концентрации кислорода в крови, отличающийся тем, что облучение биологической ткани осуществляют оптическим излучением первого диапазона длин волн, включающего значение 700 нм, оптическим излучением второго диапазона длин волн, включающего значение 880 нм, и оптическим излучением третьего диапазона длин волн, включающего значение 960 нм, а концентрацию кислорода определяют на основании значения разности электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и первого диапазонов, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением третьего диапазона.

2. Способ по п. 1, отличающийся тем, что определение концентрации кислорода в крови осуществляют с использованием экспериментально полученной тарировочной зависимости между концентрацией кислорода в крови и полученным разностным электрическим сигналом, имеющим значение $U_{РАЗН}=U_2-U_1-U_3(к_{13}+к_{23})$, где U_1, U_2, U_3 – значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением первого, второго и третьего диапазонов длин волн, соответственно, $к_{13}$, $к_{23}$ - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно.

3. Способ по п. 2, отличающийся тем, что упомянутые коэффициенты при совместной обработке известных характеристики относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн определяют предварительно в соответствии с выражениями $к_{13}=K_3S_3/K_1/S_1$ и $к_{23}=K_3S_3/K_2/S_2$, где K_1, K_2, K_3 – средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно, S_1, S_2, S_3 – средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения в первом, втором и третьем диапазонах длин волн, соответственно.


5
6
4
3
1
2
7

Фиг. 1


K
Вода
Дезоксигемоглобин
Оксигемоглобин
λ, нм
600
700
800
900
1000
1100

Фиг. 2

ДОГОВОР О ПАТЕНТНОЙ КООПЕРАЦИИ

PCT

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

(статья 18 и правила 43 и 44 PCT)

Номер дела заявителя или агента -	**ДЛЯ ДАЛЬНЕЙШИХ ДЕЙСТВИЙ**	см. Форму PCT/ISA/220 и, если применимо, пункт 5 ниже.
Номер международной заявки PCT/RU 2017/000731	Дата международной подачи 02 октября 2017 (02.10.2017)	Самая ранняя дата приоритета 04 октября 2016 (04.10.2016)
Заявитель ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ "ТЕЛЕБИОМЕТ"		

Настоящий отчет о международном поиске подготовлен данным Международным поисковым органом и направляется заявителю в соответствии со Статьей 18. Копия отчета направляется в Международное бюро.

Настоящий отчет о международном поиске состоит из 2 листов.

☐ К нему прилагаются копии всех ссылочных документов, указанных в данном отчете.

1. **Основа отчета**

   a. Относительно **языка** международный поиск проведен на основе:

   ☒ международной заявки на языке, на котором она была подана.

   ☐ перевода международной заявки на следующий язык _____, который является языком перевода, представленного для целей международного поиска (Правила 12.3(a) и 23.1(b)).

   b. ☐ Данный отчет о международном поиске подготовлен с учетом **исправления очевидной ошибки,** разрешенного данным Органом или доведенного до сведения данного Органа согласно Правилу 91 (Правило 43.6*bis*(a)).

   c. ☐ Относительно любой **последовательности нуклеотидов и/или аминокислот,** раскрытой в международной заявке, см. графу I

2. ☐ **Некоторые пункты формулы не подлежат поиску** (см. графу II).

3. ☐ **Единство изобретения не соблюдено** (см. графу III).

4. В части **названия.**

   ☒ принят текст, представленный заявителем.

   ☐ данным Органом установлен следующий текст:

5. В части **реферата.**

   ☒ принят текст, представленный заявителем.

   ☐ данным Органом установлен, согласно Правилу 38.2, текст, приведенный в графе IV. Заявитель может в течение одного месяца с даты отправки настоящего отчета о международном поиске представить свои комментарии в данный Орган.

6. В части **чертежей.**

   a. С рефератом должна быть опубликована фигура № 2

   ☒ как предложено заявителем.

   ☐ как предложено этим Органом, так как заявитель не указал фигуры.

   ☐ как предложено этим Органом, так как данная фигура лучше характеризует изобретение.

   b. ☐ реферат будет опубликован без чертежей.

ОТЧЕТ О МЕЖДУНАРОДНОМ ПОИСКЕ

Номер международной заявки

PCT/RU 2017/000731

A. КЛАССИФИКАЦИЯ ПРЕДМЕТА ИЗОБРЕТЕНИЯ

A61B 5/1455 *(2006.01)*

Согласно Международной патентной классификации МПК

B. ОБЛАСТЬ ПОИСКА

Проверенный минимум документации (система классификации с индексами классификации)

A61B 5/1455, 5/00

Другая проверенная документация в той мере, в какой она включена в поисковые подборки

Электронная база данных, использовавшаяся при поиске (название базы и, если, возможно, используемые поисковые термины)

Espacenet, PatSearch (RUPTO Internal), USPTO, CIPO

C. ДОКУМЕНТЫ, СЧИТАЮЩИЕСЯ РЕЛЕВАНТНЫМИ:

Категория*	Цитируемые документы с указанием, где это возможно, релевантных частей	Относится к пункту №
D, A	RU 2040912 C1 (НАУЧНО-ИНЖЕНЕРНЫЙ ЦЕНТР БИОМЕДИЦИНСКОЙ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ ИНСТИТУТА РАДИОТЕХНИКИ И ЭЛЕКТРОНИКИ РАН) 09.08.1995	1-4
A	RU 2173082 C1 (ГОСУДАРСТВЕННОЕ УНИТАРНОЕ ПРЕДПРИЯТИЕ "НПО АСТРОФИЗИКА") 10.09.2001	1-4
D, A	RU 2233620 C1 (ЗАКРЫТОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО "МИКАРД-ЛАНА") 10.08.2004	1-4
A	RU 2574571 C1 (КРЫЖАНОВСКИЙ ЭДВАРД ВЛАДИМИРОВИЧ и др.) 10.02.2016	1-4
A	EA 1936 B1 (САЙТОМЕТРИКС, ИНК.) 22.10.2001	1-4
A	US 6149481 A (NTC TECHNOLOGY, INC.) 21.11.2000	1-4

☐ последующие документы указаны в продолжении графы C.

☐ данные о патентах-аналогах указаны в приложении

* Особые категории ссылочных документов:

"A" документ, определяющий общий уровень техники и не считающийся особо релевантным

"E" более ранняя заявка или патент, но опубликованная на дату международной подачи или после нее

"L" документ, подвергающий сомнению притязание(я) на приоритет, или который приводится с целью установления даты публикации другого ссылочного документа, а также в других целях (как указано)

"O" документ, относящийся к устному раскрытию, использованию, экспонированию и т.д.

"P" документ, опубликованный до даты международной подачи, но после даты испрашиваемого приоритета

"T" более поздний документ, опубликованный после даты международной подачи или приоритета, но приведенный для понимания принципа или теории, на которых основывается изобретение

"X" документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает новизной или изобретательским уровнем, в сравнении с документом, взятым в отдельности

"Y" документ, имеющий наиболее близкое отношение к предмету поиска; заявленное изобретение не обладает изобретательским уровнем, когда документ взят в сочетании с одним или несколькими документами той же категории, такая комбинация документов очевидна для специалиста

"&" документ, являющийся патентом-аналогом

Дата действительного завершения международного поиска	Дата отправки настоящего отчета о международном поиске
09 января 2018 (09.01.2018)	18 января 2018 (18.01.2018)

Наименование и адрес ISA/RU:
Федеральный институт промышленной собственности,
Бережковская наб., 30-1, Москва, Г-59,
ГСП-3, Россия, 125993
Факс: (8-495) 531-63-18, (8-499) 243-33-37

Уполномоченное лицо:
Ю. Блохина
Телефон № (495) 531-64-81