

(19)



**Евразийское  
патентное  
ведомство**

(11) **034311**

(13) **B1**

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

(45) Дата публикации и выдачи патента  
**2020.01.28**

(51) Int. Cl. *A61B 5/1455* (2006.01)  
*G06F 19/00* (2011.01)

(21) Номер заявки  
**201700335**

(22) Дата подачи заявки  
**2015.12.17**

---

(54) **СПОСОБ НЕИНВАЗИВНОГО ОПРЕДЕЛЕНИЯ КОНЦЕНТРАЦИИ ГЛЮКОЗЫ В КРОВИ**

---

(31) **2014152166**

(56) EP-A1-0426358  
WO-A1-2013165887  
US-A-5222496  
US-A-6167290  
RU-U1-83694

(32) **2014.12.22**

(33) **RU**

(43) **2017.11.30**

(86) **PCT/RU2015/000891**

(87) **WO 2016/105248 2016.06.30**

(71)(73) Заявитель и патентовладелец:  
**ОБЩЕСТВО С ОГРАНИЧЕННОЙ  
ОТВЕТСТВЕННОСТЬЮ "БРЕЙН  
БИТ" (RU)**

(72) Изобретатель:  
**Крыжановский Эдвард  
Владимирович, Аджемов Артем  
Сергеевич, Григорян Армен  
Гарегинович (RU)**

---

(57) Изобретение относится к области исследования и анализа химического состава материалов и преимущественно может быть использовано в диагностической медицинской технике для неинвазивного определения содержания глюкозы в крови. Способ включает облучение биологической ткани поочередно в любой последовательности оптическим излучением первого диапазона с длинами волн 950-970 нм, второго диапазона с длинами волн 1020-1060 нм, третьего диапазона с длинами волн 930-950 нм, четвертого диапазона с длинами волн 740-760 нм и пятого диапазона с длинами волн 830-850 нм, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения, преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал и определение концентрации глюкозы в крови на основании значения суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго, третьего и четвертого диапазонов, которая уменьшена на значения, определяемые электрическими сигналами, полученными при облучении биологической ткани оптическим излучением первого и четвертого диапазонов. Изобретение обеспечивает повышение точности определения концентрации глюкозы в крови за счет снижения погрешности измерений, обусловленной наличием в исследуемой биологической ткани воды и меланина.

---

**B1**

**034311**

**034311**

**B1**

### Область техники

Изобретение относится к области исследования и анализа химического состава материалов и преимущественно может быть использовано в диагностической медицинской технике для неинвазивного определения содержания глюкозы в крови.

#### Предшествующий уровень техники

Известен способ неинвазивного измерения концентрации вещества в организме, например глюкозы в крови человека (RU 2511405 C2, 2014), при осуществлении которого определяют величину инфракрасного излучения, излучаемого и/или рассеиваемого организмом в диапазоне волн 8,5-10,5 мкм, включающем в себя по меньшей мере одну длину волны, характеризующую глюкозу, измеряют температуру детектора и одного или более компонентов оптической системы и сопоставляют температуры детектора и одного или более компонентов оптической системы с набором заданных калибровочных параметров для коррекции детектированной величины инфракрасного излучения, учитывающей влияние излучения каждого детектора и одного или более компонентов оптической системы.

Как отмечают авторы этого изобретения, выбор дальнего инфракрасного диапазона длин волн в качестве рабочего диапазона был обусловлен наличием у глюкозы выраженных и различных спектров поглощения в указанном диапазоне, что в отличие от технических решений, традиционно использующих ближний инфракрасный диапазон длин волн, позволяет получить большее значение полезного сигнала, но требует использования криогенного охлаждения аппаратуры, существенно усложняющего конструкцию устройства для осуществления способа и повышающего его габариты.

Отказаться от применения криогенного охлаждения при осуществлении указанного известного способа авторам этого известного изобретения позволило использование коррекции результатов измерений полезного сигнала на основании результатов измерений температуры организма, окружающей среды, а также детектора оптического излучения и всех компонентов оптической системы устройства, что также приводит к существенному усложнению конструкции упомянутого устройства.

Среди способов, в которых используется оптическое излучение ближнего инфракрасного и/или видимого диапазонов длин волн, не требующих при их осуществлении охлаждения или измерения и учета температуры, известны, например, способ неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови (RU 2515410 C2, 2014) и способ, который позволяет осуществить известное диодное лазерное устройство для неинвазивного измерения гликемии (RU 2468356 C2, 2012), которые в общей для них части включают облучение биологической ткани оптическим излучением лазера, преобразование отраженного и рассеянного биологической тканью оптического излучения в электрический сигнал и вычисление концентрации глюкозы в крови на основании амплитудного значения этого электрического сигнала. При этом используют монохроматическое оптическое излучение с длиной волны 650 нм (RU 2515410 C2, 2014) или видимое и инфракрасное оптическое излучение в диапазоне длин волн от 500 до 1100 нм.

Наиболее близким по технической сущности к заявляемому способу неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови является известный способ неинвазивного измерения концентрации глюкозы в крови (RU 2122208 C1, 1998), который предусматривает облучение кровеносных сосудов коллимированным оптическим излучением полупроводникового лазера с изменяемой длиной волны в пределах от 1,3 до 1,9 мкм при постепенном увеличении подаваемого на него тока при постоянном напряжении и постоянном регулировании температуры, регистрацию поглощенного, рассеянного и диффузно отраженного кровью излучения путем преобразования его в электрический сигнал, а затем в цифровой код, сравнение цифрового кода с тарировочной кривой и определение по результату сравнения значения концентрации глюкозы с последующим воспроизведением значения на цифровом экране.

Недостатком ближайшего аналога, как и всех рассмотренных выше аналогов, является недостаточно высокая точность определения концентрации глюкозы в крови, что связано с погрешностью измерений, обусловленной значительным содержанием в исследуемой биологической ткани воды и меланина, имеющих выраженные и различные спектры поглощения оптического излучения в диапазонах длин волн, используемых в рассмотренных аналогах.

#### Сущность изобретения

Задачей настоящего изобретения явилось создание способа неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови, который обеспечивает достижение технического результата, заключающегося в повышении точности определения концентрации глюкозы в крови.

Поставленная задача решена согласно настоящему изобретению тем, что способ неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови, включающий в соответствии с ближайшим аналогом облучение биологической ткани оптическим излучением ближнего инфракрасного диапазона длин волн, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения, преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал и определение концентрации глюкозы в крови на основании полученного электрического сигнала, отличается от ближайшего аналога тем, что облучение биологической ткани осуществляют поочередно в любой последовательности оптическим излучением первого диапазона с длинами волн 950-970 нм, оптическим излучением второго диапазона с длинами волн 1020-1060 нм и оптическим излучением третьего диапазона с длинами волн 930-950 нм, а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании значения суммы электрических сигналов, полу-

ченных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и третьего диапазонов, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением первого диапазона.

При более лучшем осуществлении изобретения дополнительно облучают биологическую ткань оптическим излучением четвертого диапазона с длинами волн 740-760 нм, а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и третьего диапазонов, которая уменьшена на значения, определяемые электрическими сигналами, полученными при облучении биологической ткани оптическим излучением первого и четвертого диапазонов.

При более лучшем осуществлении изобретения дополнительно облучают биологическую ткань оптическим излучением пятого диапазона с длинами волн 830-850 нм, а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго, третьего и пятого диапазонов, которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением первого диапазона.

При наилучшем осуществлении изобретения дополнительно облучают биологическую ткань оптическим излучением четвертого диапазона с длинами волн 740-760 нм, а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго, третьего и пятого диапазонов, которая уменьшена на значения, определяемые электрическими сигналами, полученными при облучении биологической ткани оптическим излучением первого и четвертого диапазонов.

При этом определение концентрации глюкозы в крови осуществляют с использованием экспериментально полученной тарировочной зависимости между концентрацией глюкозы и полученным суммарным электрическим сигналом, имеющим значение  $U_{\text{СУМ}}=U_2+U_3+U_5-U_1(k_{12}+k_{13}+k_{15})-U_4(k_{42}+k_{43}+k_{45})$ , где  $U_1, U_2, U_3, U_4, U_5$  - значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением первого, второго, третьего, четвертого и пятого диапазонов соответственно,  $k_{12}, k_{13}, k_{15}$  - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $k_{42}, k_{43}, k_{45}$  - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно.

Коэффициенты при совместной обработке известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн определяют предварительно в соответствии с выражениями  $k_{12}=K_2 S_2/K_1/S_1, k_{13}=K_3 S_3/K_1/S_1, k_{15}=K_5 S_5/K_1/S_1$ , где  $K_1, K_2, K_3, K_5$  - средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_1, S_2, S_3, S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно.

Коэффициенты при совместной обработке известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника оптического излучения и спектра поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн определяют предварительно в соответствии с выражениями  $k_{42}=K_2 S_2/K_4/S_4, k_{43}=K_3 S_3/K_4/S_4, k_{45}=K_5 S_5/K_4/S_4$ , где  $K_2, K_3, K_4, K_5$  - средние значения коэффициентов поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_2, S_3, S_4, S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно.

Известно, что спектр поглощения оптического излучения глюкозы в ближнем инфракрасном диапазоне длин волн от 800 до 1100 нм имеет выраженные и различные максимумы вблизи длин волн 1040, 940 и 840 нм (здесь длины волн перечислены в порядке убывания соответствующих им значений максимумов). Поэтому использование в заявляемом способе облучения биологической ткани оптическим излучением второго диапазона с длинами волн 1020-1060 нм и оптическим излучением третьего диапазона с длинами волн 930-950 нм, а при более лучшем осуществлении способа и оптическим излучением пятого диапазона с длинами волн 830-850 нм позволяет получить при его осуществлении большее значение полезного сигнала.

Вместе с тем, биологические ткани содержат значительные количества воды и меланина.

Вода имеет наиболее выраженный спектр поглощения в диапазоне длин волн от 800 до 1100 нм с максимумом вблизи длины волны 960 нм, значение которого даже превышает значение наибольшего максимума спектра поглощения глюкозы, расположенного вблизи длины волны 1040 нм. Поэтому наличие воды приводит к искажению полезного сигнала, проявляющемуся в увеличении электрического сигнала из-за поглощения ею оптического излучения второго, третьего и пятого диапазонов длин волн, и при этом вносит наиболее существенную погрешность измерения при определении концентрации глюко-

зы.

Спектр поглощения оптического излучения меланина в диапазоне длин волн от 700 до 1100 нм не имеет максимумов, а носит достаточно равномерный характер, но его значение даже превышает значение максимума спектра поглощения глюкозы вблизи длины волны 840 нм, что приводит к искажению полезного сигнала, обусловленного поглощением глюкозой оптического излучения пятого диапазона длин волн более чем на 100%. Наличие в исследуемой биологической ткани меланина также вследствие искажения вызывает увеличение полезного сигнала, обусловленного поглощением глюкозой оптического излучения второго и третьего диапазонов длин волн на 30-40%. Поэтому наличие в исследуемой биологической ткани меланина при определении концентрации глюкозы с использованием облучения биологической ткани оптическим излучением второго, третьего и пятого диапазонов длин волн приводит к возникновению погрешности измерения меньшей, чем вызывает вода, но все же достаточно существенной.

Для оценивания и учета погрешности измерения, обусловленной наличием воды в исследуемой биологической ткани, согласно настоящему изобретению авторами предложено перед, после или между облучением оптическим излучением второго диапазона с длинами волн 1020-1060 нм и третьего диапазона с длинами волн 930-950 нм, обеспечивающим получение полезного сигнала для определения концентрации глюкозы, осуществлять облучение биологической ткани оптическим излучением первого диапазона с длинами волн 950-970 нм, в котором расположен максимум спектра поглощения воды, и в результате приема диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения первого диапазона длин волн получать электрический сигнал, который определяется преимущественно текущим значением концентрации воды в исследуемой биологической ткани. Поэтому определение концентрации глюкозы в крови на основании значения суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и третьего диапазонов (где расположены два наибольших максимума спектра поглощения глюкозы), которая уменьшена на значение, определяемое электрическим сигналом, полученным при облучении биологической ткани оптическим излучением первого диапазона (где расположен максимум спектра поглощения воды), позволяет учесть погрешность, обусловленную наличием в исследуемой биологической ткани воды, и, тем самым, повысить точность определения концентрации глюкозы.

При более лучшем осуществлении изобретения с целью повышения точности определения концентрации глюкозы за счет учета погрешности, обусловленной наличием в исследуемой биологической ткани меланина, дополнительно облучают биологическую ткань только оптическим излучением четвертого диапазона с длинами волн 740-760 нм, в котором практически отсутствует поглощение оптического излучения глюкозой и водой, и в результате приема диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения четвертого диапазона длин волн получают электрический сигнал, который определяется текущим значением концентрации меланина в исследуемой биологической ткани. Поэтому определение концентрации глюкозы в крови на основании значения суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго и третьего диапазонов (где расположены два наибольших максимума спектра поглощения глюкозы), которая уменьшена на значения, определяемые электрическими сигналами, полученными при облучении биологической ткани оптическим излучением первого диапазона (где расположен максимум спектра поглощения воды) и четвертого диапазона (по которому оценивается концентрация меланина), позволяет учесть погрешности, обусловленные наличием в исследуемой биологической ткани как воды, так и меланина, и, тем самым, повысить точность определения концентрации глюкозы.

При наилучшем осуществлении изобретения с целью повышения точности определения концентрации глюкозы осуществляют поочередно в любой последовательности облучение биологической ткани не только оптическим излучением первого диапазона, оптическим излучением второго диапазона, оптическим излучением третьего диапазона и оптическим излучением четвертого диапазона, но и оптическим излучением пятого диапазона с длинами волн 830-850 нм (где расположен третий наименьший максимум спектра поглощения глюкозы), а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют на основании суммы электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением второго, третьего и пятого диапазонов (где расположены все три максимума спектра поглощения глюкозы), которая уменьшена на значения, определяемые электрическими сигналами, полученными при облучении биологической ткани оптическим излучением первого диапазона (где расположен максимум спектра поглощения воды) и четвертого диапазона (по которому оценивается концентрация меланина).

Отмеченное свидетельствует о решении декларируемой выше задачи настоящего изобретения благодаря наличию у заявляемого способа неинвазивного определения концентрации глюкозы 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 глюкозы 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 приведены спектры поглощения оптического излучения глюкозы, воды и меланина в диапазоне длин волн от 700 до 1150 нм, где показаны и римскими цифрами I, II, III, IV и V обозначены соответственно первый, второй, третий, четвертый и пятый диапазоны длин волн оптического излучения.

#### **Предпочтительный вариант осуществления изобретения**

Устройство, которое позволяет наилучшим образом осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации глюкозы 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 950-970 нм, например типа SIM-012ST, по меньшей мере один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения во втором диапазоне длин волн 1020-1060 нм, например типа OIS-150-1020, по меньшей мере один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в третьем диапазоне длин волн 930-950 нм, например типа KM2520F3C03, по меньшей мере один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в четвертом диапазоне длин волн 740-760 нм, например типа EDEF-1LS3, и по меньшей мере один светодиод, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в пятом диапазоне длин волн 830-850 нм, например типа EDEI-1LS3.

В качестве приемника 2 оптического излучения использован фотодиод, чувствительный к оптическому излучению в диапазоне длин волн от 740 до 1060 нм, например фотодиод типа BPW34.

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 использован прецизионный операционный усилитель, например типа AD8604.

В качестве аналого-цифрового преобразователя 4 использован аналого-цифровой преобразователь AD7655.

В качестве контроллера 5 использован микроконтроллер ATXmega128A4U, снабженный постоянным и оперативным запоминающими устройствами.

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

Для определения концентрации глюкозы 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 I длин волн 950-970 нм (см. фиг. 2), последний испускает оптическое излучение указанного диапазона длин волн в направлении исследуемой биологической ткани 7. Часть падающего оптического излучения поглощается преимущественно водой, 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 воды в исследуемой биологической ткани 7 и в меньшей степени - глюкозой и меланином. 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 от темного тока приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу  $u_1$ , значение которого определяется преимущественно концентрацией воды 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 в четвертом диапазоне IV (см. фиг. 2) с длинами волн 740-760 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 концентрацией меланина в исследуемой биологической ткани 7, поскольку поглощения оптического излучения этого диапазона длин волн глюкозой и водой практически не наблюдается. 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 от темнового тока приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу  $u_4$ , значение которого определяется концентрацией меланина в исследуемой биологической ткани 7.

Далее ранее включенный светодиод выключается, но в результате подачи напряжения, например, на светодиод блока 1 светодиодов, выполненный с возможностью испускания оптического излучения во втором диапазоне II длин волн 1020-1060 нм (см. фиг. 2), 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 не только концентрацией глюкозы в исследуемой биологической ткани 7, но также и концентрациями в ней воды и меланина. 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 от темнового тока приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу  $u_2$ , значение которого определяется концентрациями глюкозы, воды и меланина 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 в третьем диапазоне III длин волн 930-950 нм (см. фиг. 2), 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 не только концентрацией глюкозы в исследуемой биологической ткани 7, но также и концентрациями в ней воды и меланина. 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 от темнового тока приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу  $u_3$ , значение которого определяется концентрациями глюкозы, воды и меланина в исследуемой биологической ткани 7.

И, наконец, вновь ранее включенный светодиод выключается, но в результате подачи напряжения на светодиод блока 1 светодиодов, выполненный с возможностью испускания оптического излучения в пятом диапазоне V длин волн 830-850 нм (см. фиг. 2), 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 не только концентрацией глюкозы в исследуемой биологической ткани 7, но также и концентрациями в ней воды и меланина. 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 от темнового тока приемника 2 оптического излучения, и заносит в оперативное запоминающее устройство полученную разность, которая соответствует электрическому сигналу  $u_5$ , значение которого определяется концентрациями глюкозы, воды и меланина в исследуемой биологической ткани 7.

Затем рассмотренный процесс 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 значений электрических сигналов  $u_1$ ,  $u_2$ ,  $u_3$ ,  $u_4$  и  $u_5$ , которые для фильтрации случайных погрешностей измерений статистически обрабатываются контроллером 5, в результате чего формируются усредненные значения электрических сигналов  $U_1$ ,  $U_2$ ,  $U_3$ ,  $U_4$  и  $U_5$  соответственно и запоминаются в оперативном запоминающем устройстве контроллера 5.

На основании полученных усредненных значений электрических сигналов контроллер 5 вычисляет значение суммарного электрического сигнала в соответствии со следующим выражением:

$$U_{\text{СУМ}} = U_2 + U_3 + U_5 - U_1(K_{12} + K_{13} + K_{15}) - U_4(K_{42} + K_{43} + K_{45}),$$

где  $U_1$ ,  $U_2$ ,  $U_3$ ,  $U_4$ ,  $U_5$  - усредненные значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением первого, второго, третьего, четвертого и пятого диапазонов соответственно;

$\kappa_{12}$ ,  $\kappa_{13}$ ,  $\kappa_{15}$  - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно и хранящиеся в постоянном запоминающем устройстве контроллера 5;

$\kappa_{42}$ ,  $\kappa_{43}$ ,  $\kappa_{45}$  - коэффициенты, предварительно полученные на основании совместной обработки известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно и хранящиеся в постоянном запоминающем устройстве контроллера 5.

При предварительной совместной обработке известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн указанные коэффициенты определяют в соответствии с выражениями  $\kappa_{12} = K_2 S_2 / K_1 / S_1$ ,  $\kappa_{13} = K_3 S_3 / K_1 / S_1$ ,  $\kappa_{15} = K_5 S_5 / K_1 / S_1$ , где  $K_1$ ,  $K_2$ ,  $K_3$ ,  $K_5$  - средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ ,  $S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника 2 оптического излучения в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно.

При предварительной совместной обработке известных характеристик относительной спектральной чувствительности используемого приемника 2 оптического излучения и спектра поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн указанные коэффициенты определяют в соответствии с выражениями  $\kappa_{42} = K_2 S_2 / K_4 / S_4$ ,  $\kappa_{43} = K_3 S_3 / K_4 / S_4$ ,  $\kappa_{45} = K_5 S_5 / K_4 / S_4$ , где  $K_2$ ,  $K_3$ ,  $K_4$ ,  $K_5$  - средние значения коэффициентов поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_2$ ,  $S_3$ ,  $S_4$ ,  $S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника 2 оптического излучения во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно.

Концентрацию глюкозы в крови контроллер 5 определяет на основании полученного значения суммарного электрического сигнала  $U_{\text{СУМ}}$  с использованием тарировочной зависимости между концентрацией глюкозы и полученным суммарным электрическим сигналом  $U_{\text{СУМ}}$ , которая была экспериментально получена предварительно и записана в постоянное запоминающее устройство контроллера 5.

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

Авторами настоящего изобретения был разработан и испытан опытный образец устройства, которое позволяет наилучшим образом осуществить заявляемый способ неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови. Испытания опытного образца устройства показали, во-первых, его работоспособность, а, во-вторых, возможность достижения технического результата, заключающегося в повышении точности определения концентрации глюкозы в крови за счет снижения погрешности измерений, обусловленной наличием в исследуемой биологической ткани воды и меланина, на 28-34%.

#### ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

Способ неинвазивного определения концентрации глюкозы в крови, включающий облучение биологической ткани оптическим излучением ближнего инфракрасного диапазона длин волн, прием диффузно отраженного биологической тканью оптического излучения, преобразование принятого оптического излучения в электрический сигнал и определение концентрации глюкозы в крови на основании полученного электрического сигнала, отличающийся тем, что облучение биологической ткани осуществляют поочередно в любой последовательности оптическим излучением первого диапазона с длинами волн 950-970 нм, оптическим излучением второго диапазона с длинами волн 1020-1060 нм, оптическим излучением третьего диапазона с длинами волн 930-950 нм, оптическим излучением четвертого диапазона с длинами волн 740-760 нм и оптическим излучением пятого диапазона с длинами волн 830-850 нм, а определение концентрации глюкозы в крови осуществляют с использованием экспериментально полученной тарировочной зависимости между концентрацией глюкозы и полученным суммарным электрическим сигналом, имеющим значение  $U_{\text{СУМ}} = U_2 + U_3 + U_5 - U_1(\kappa_{12} + \kappa_{13} + \kappa_{15}) - U_4(\kappa_{42} + \kappa_{43} + \kappa_{45})$ , где  $U_1$ ,  $U_2$ ,  $U_3$ ,  $U_4$ ,  $U_5$  - значения электрических сигналов, полученных при облучении биологической ткани оптическим излучением первого, второго, третьего, четвертого и пятого диапазонов соответственно,  $\kappa_{12}$ ,  $\kappa_{13}$ ,  $\kappa_{15}$  - коэффициенты, предварительно полученные в соответствии с выражениями  $\kappa_{12} = K_{B2} S_2 / K_{B1} / S_1$ ,  $\kappa_{13} = K_{B3} S_3 / K_{B1} / S_1$ ,  $\kappa_{15} = K_{B5} S_5 / K_{B1} / S_1$ , где  $K_{B1}$ ,  $K_{B2}$ ,  $K_{B3}$ ,  $K_{B5}$  - средние значения коэффициентов поглощения воды в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_1$ ,  $S_2$ ,  $S_3$ ,  $S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения в первом, втором, третьем и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $\kappa_{42}$ ,  $\kappa_{43}$ ,  $\kappa_{45}$  - коэффициенты, предварительно полученные в соответствии с выражениями  $\kappa_{42} = K_{M2} S_2 / K_{M4} / S_4$ ,  $\kappa_{43} = K_{M3} S_3 / K_{M4} / S_4$ ,  $\kappa_{45} = K_{M5} S_5 / K_{M4} / S_4$ , где  $K_{M2}$ ,  $K_{M3}$ ,  $K_{M4}$ ,  $K_{M5}$  - средние значения коэффициентов поглощения меланина во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно,  $S_2$ ,  $S_3$ ,  $S_4$ ,  $S_5$  - средние значения относительной спектральной чувствительности приемника оптического излучения во втором, третьем, четвертом и пятом диапазонах длин волн соответственно.

