



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 5/145 (2023.08); D06M 11/74 (2023.08)

(21)(22) Заявка: 2023109209, 11.04.2023

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
11.04.2023Дата регистрации:
11.01.2024

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 11.04.2023

(45) Опубликовано: 11.01.2024 Бюл. № 2

Адрес для переписки:

630090, г. Новосибирск, пр. Ак. Лаврентьева,
13, ИФП СО РАН, ПатО

(72) Автор(ы):

Антонова Ирина Вениаминовна (RU),
Соотс Регина Альфредовна (RU),
Иванов Артем Ильич (RU),
Потеряев Дмитрий Александрович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное
учреждение науки Институт физики
полупроводников им. А.В. Ржанова
Сибирского отделения Российской академии
наук (ИФП СО РАН) (RU)(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: CN 112864324 A, 28.05.2021. RU
2727243 C2, 21.07.2020. RU 2660316 C2,
05.07.2018. RU 2017134295 A, 03.04.2019. RU
2577560 C2, 20.03.2016. CN 209644906 U,
19.11.2019. CN 105136889 A, 09.12.2015. US 2017/
0158815 A1, 08.06.2017. MY 192519 A, 25.08.2022.

(54) Носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицине применительно к средствам, для определения уровня глюкозы в крови по выделяемому поту. Носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови содержит подложку, на которой 2D печатью, образуя чувствительный элемент, выполнен слой в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль. При этом для чернил использована суспензия графена и органического полимера PEDOT:PSS с обработкой последнего компонентом чернил - этиленгликолем. Обработкой достигнуто по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых %. При этом использован графен в виде частиц с латеральными размерами от 100 до 400 нм. Либо обработкой достигнуто по отношению к

содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %. В этом случае использован графен в виде частиц с латеральными размерами от 40 до 80 нм. Кроме того, подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающего адгезию напечатанных слоев. Волокнистый материал выбран с плотностью, обеспечивающей впитывание материала слоев и проникновение его в структуру материала подложки, с достижением возможности реализации чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена. Достигается повышение чувствительности определения содержания глюкозы в крови по анализу отделяемого пота. 6 з.п. ф-лы, 7 ил.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61B 5/145 (2006.01)
D06M 11/74 (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
A61B 5/145 (2023.08); *D06M 11/74* (2023.08)

(21)(22) Application: **2023109209, 11.04.2023**

(24) Effective date for property rights:
11.04.2023

Registration date:
11.01.2024

Priority:

(22) Date of filing: **11.04.2023**

(45) Date of publication: **11.01.2024** Bull. № 2

Mail address:

**630090, g. Novosibirsk, pr. Ak. Lavrenteva, 13, IFP
SO RAN, PatO**

(72) Inventor(s):

**Antonova Irina Veniaminovna (RU),
Soots Regina Alfredovna (RU),
Ivanov Artem Ilich (RU),
Poteryaev Dmitrij Aleksandrovich (RU)**

(73) Proprietor(s):

**Federalnoe gosudarstvennoe byudzhethnoe
uchrezhdenie nauki Institut fiziki
poluprovodnikov im. A.V. Rzhanova Sibirskogo
otdeleniya Rossijskoj akademii nauk (IFP SO
RAN) (RU)**

(54) **BODY-WORN SENSOR NODE FOR BLOOD GLUCOSE DETECTION**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to the means for determining the level of glucose in the blood by secreted sweat. A body-worn sensor assembly for determining blood glucose contains a substrate on which a layer in the form of a strip of electrically conductive composite material graphene/PEDOT:PSS/ethylene glycol is 2D printed, forming a sensing element. A suspension of graphene and the organic polymer PEDOT:PSS was used for the ink, with the latter being treated with an ink component — ethylene glycol. By the treatment the following ratio is achieved, in relation to the graphene content, a PEDOT:PSS content of $5 \cdot 10^{-4}$ to $5 \cdot 10^{-3}$ mas.%. Graphene was used in the form of particles with lateral sizes from 100 to 400 nm. Or the content of PEDOT:PSS in relation to the graphene content is

achieved by treatment, the ratio is equal to $1 \cdot 10^{-3}$ to $5 \cdot 10^{-1}$ mas.%. Graphene is used in the form of particles with lateral sizes from 40 to 80 nm. Besides, the substrate is made of flexible, non-conductive fibrous material that ensures adhesion of the printed layers. The fibrous material is selected with a density that ensures the absorption of the layer material and its penetration into the structure of the substrate material, allowing the sensitive element to implement the function of adsorption of glucose molecules from sweat by graphene particles.

EFFECT: increase in the sensitivity of determining the blood glucose content by analyzing excreted sweat is achieved.

7 cl, 7 dwg

RU 2 811 305 C1

RU 2 811 305 C1

Техническое решение относится к области медицины, в частности к средствам диагностики, определяющим показатели крови в живом организме, неинвазивного типа, и может быть использован для определения уровня глюкозы - одного из важных метаболитов - по анализу выделяемого пота.

5 Определение уровня глюкозы в крови - одно из наиболее часто выполняемых биохимических исследований. Причина исключительной популярности теста связана с высокой заболеваемостью сахарным диабетом. Данный тест выполняется как в условиях стационара, в поликлиниках, так и в домашних условиях, поскольку без информации, предоставляемой данным показателем, трудно скорректировать свою
10 диету, физические нагрузки, применение сахароснижающих препаратов. Исключительная важность теста и большие объемы выполняемых исследований стимулируют разработчиков к созданию различных типов приборов и методов мониторинга уровня глюкозы в крови.

Известен носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в
15 крови (Н. Lee, Ch. Song, Yo. S. Hong, M. Kim, H. R. Cho, T. Kang, K. Shin, S. H. Choi, T. Hyeon, D.-H. Kim «Wearable/disposable sweat-based glucose monitoring device multistage transdermal drug delivery module», Sci. Adv., 2017, 3, e1601314, 8 March 2017), используемый в сенсоре глюкозы на основе количественного анализа пота и содержащий
20 располагаемый на подложке полиимида PI сенсорный слой в виде системы структурированных электродов для осуществления измерения уровня глюкозы, включающий рабочий электрод в составе слоев пористого золота, берлинской лазури и глюкозы оксидазы, и выполненную с возможностью примыкания к сенсорному слою пленку материала Нафион.

Для корректного определения уровня глюкозы посредством приведенного сенсорного
25 узла в сенсоре предусмотрены дополнительные компоненты - датчики влажности, pH, температуры. Датчик влажности необходим для определения требуемого времени для достижения влажности. Величина отклика увеличивается с увеличением времени ношения датчика на коже. С учетом проверки значения pH при необходимости корректируется отклик сенсора глюкозы, так как чем выше значение pH, тем выше отклик сенсора.
30 Количественное определение глюкозы осуществляют с использованием калибровочной кривой. Датчик температуры предназначен для контроля и управления процессом потоотделения.

Известен носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в
35 крови (Z. Pu, X. Zhang, H. Yu, J. Tu, H. Chen, Yu. Liu, X. Su, R. Wang, L. Zhang, D. Li «A thermal activated and differential self-calibrated flexible epidermal biomicrofluidic device for wearable accurate blood glucose monitoring», Sci. Adv., 2021, 7, eabod0199, 27 January 2021), содержащий подложку, реализованную с возможностью ориентации ее одной стороной к телу и выполненную в виде слоя материала Нафион, располагаемый на другой стороне
40 указанной подложки сенсорный слой в виде системы структурированных электродов для осуществления измерения уровня глюкозы, выполненных на основе многослойных структур.

Каждый из электродов системы в зависимости от реализуемой им функции, выполнен в одном или же в другом составе наноструктурированных слоев, в свою очередь реализующих индивидуальные функции. Так, рабочий электрод может включать гибкую
45 пленку полиимида, слой золота, трехмерную наноструктуру, сформированную из графена и наночастиц платины, слой берлинской лазури, слой GO_x (глюкоза оксидаза), слой Нафиона. Кроме того, рабочий электрод может быть выполнен с другим составом наноструктурированных слоев - гибкой пленки полиимида, слоя золота, слоя PEDOT

-поли(3,4-этилендиокситиофен), Na⁺ селективного мембранного слоя, слоя Нафiona.

Кроме того, сенсорный узел снабжен дополнительными конструктивными элементами. На сенсорном слое сформирован ансамбль из пары гибких пленок, между которыми расположены осуществляющие температурный контроль компоненты.

Указанный ансамбль предназначен для реализации контроля и поддержания требуемой термической стимуляции потоотделения, которое необходимо для измерения сопротивления выделяемого пота и на основании результатов указанного измерения определения содержания глюкозы в крови.

Описанные аналоги не решают техническую проблему создания недорогого, конструктивно и технологически простого, носимого на теле сенсорного узла для определения содержания глюкозы в крови на основе анализа выделяемого пота, обладающего повышенной чувствительностью к содержанию глюкозы.

Низкая чувствительность демонстрируется относительно невысоким токовым откликом каждого приведенного сенсорного узла, который регистрируют в отношении непосредственно выделяемого пота, и по величине которого судят об уровне глюкозы. Содержание глюкозы в выделяемом поте, в отношении которого проводят измерение электрического тока, не оказывает на проводимость пота и, как следствие, на формирование токового отклика, того воздействия, которое обеспечило бы высокую чувствительность.

В качестве ближайшего аналога принят носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови (патентный документ CN 112864324 B, опубликован 11.10.2022), реализованный в виде электрохимического транзисторного биосенсора на органической сетке и содержащий гибкую подложку, расположенные на подложке две пленки PEDOT:PSS - поли(3,4-этилендиокситиофен)-поли(стиролсульфоната), которые выполнены с возможностью осуществления одной пленкой функции канала с одним концом, являющимся истоком, и вторым концом, являющимся стоком, а другой пленкой - функции затвора. При этом исток и сток выполнены с возможностью соединения с одним цифровым измерителем, исток и затвор выполнены с возможностью соединения с другим цифровым измерителем. Используется конструкция с рабочим электродом и электродом сравнения. Описанный сенсорный узел для определения содержания глюкозы подлежит включению в измерительную цепь.

Пленка PEDOT:PSS сформирована с использованием ультразвуковой обработки водного раствора PEDOT:PSS и жидкого компонента дисперсии, с последующим фильтрованием в вакууме на пористой мембране PVDF и получением промежуточной пленки, с переносом последней на стеклянную подложку и осуществлением заключительных сушки и отжига. При этом в состав жидкой дисперсии введен компонент из группы: MeOH, EtOH, EG или DMSO.

В качестве гибкой подложки использована непроводящая прозрачная полимерная подложка или лист предпочтительно из материала: полиэфирного на основе ПЭТФ, полиакриламида или полидиметилсилоксанового на основе ПДМС.

В описании к патенту отмечено, что в отношении различных жидких матриц (таких как тканевая жидкость, дыхание, пот, слюна и слезы) устройство характеризуется нестабильностью и невоспроизводимостью результатов измерений. Концентрации биомаркеров намного ниже, чем в крови. Поэтому для определения содержания глюкозы в крови по проведению анализа пота требуется применение биосенсоров с более высокой чувствительностью.

Используемый материал для элементов транзисторной структуры не оптимален для создания высокочувствительного сенсорного узла.

Разработка направлена на решение технической проблемы создания недорогого, технологически простого в изготовлении, характеризующегося повышенной чувствительностью носимого на теле сенсорного узла для определения содержания глюкозы в крови на основе анализа выделяемого пота за счет достигаемого технического результата.

Техническим результатом является повышение чувствительности сенсорного узла, используемого для определения содержания глюкозы в крови по анализу отделяемого пота.

Технический результат достигается носимым на теле сенсорным узлом для определения содержания глюкозы в крови, содержащим подложку, при этом на подложке 2D печатью, образуя чувствительный элемент, выполнен слой в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль с использованием для чернил суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS с обработкой последнего компонентом чернил - этиленгликолем до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых %, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 100 до 400 нм или до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 40 до 80 нм, подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающей адгезию напечатанных слоев, с плотностью волокнистого материала, обеспечивающей впитывание их материала и проникновение его в структуру материала подложки, с обеспечением реализации чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена.

В сенсорном узле выполненный 2D печатью слой в виде полосы сформирован в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, и выполнен в виде сплошной полосы или полосы с рисунком, на концах снабженной контактными площадками для включения в измерительную электрическую цепь.

В сенсорном узле рисунок выполнен в форме ленточного орнамента - меандра.

В сенсорном узле выполненный 2D печатью слой в виде полосы, сформированный в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, реализован в количестве напечатанных слоев, которым при их печати на подложке SiO₂/Si возможно достижение толщины до 80 нм.

В сенсорном узле в композитном электропроводящем материале толщина частиц графена равна 0,35 - 2 нм.

В сенсорном узле слой в виде полосы на подложке выполнен 2D печатью с использованием для чернил суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS, с обработкой последнего компонентом чернил - этиленгликолем, а именно, с содержанием графена в суспензии от 1 до 3 мг/мл, с добавлением этиленгликоля с содержанием этиленгликоля в растворе от 10 до 20 объемных % в растворе этилового спирта с содержанием воды - 30 объемных %, этилового спирта - 70 объемных %.

В сенсорном узле подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающей адгезию напечатанных слоев, с плотностью волокнистого материала, обеспечивающей впитывание их материала и проникновение его в структуру материала подложки, с обеспечением реализации чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота

частицами графена, а именно, выполнена из бумаги плотностью от 40 до 115 г/м² или из нетканого полотна спанлейс плотностью от 30 до 50 г/м².

5 Сущность предлагаемого к правовой охране решения поясняется нижеследующим описанием и прилагаемыми фигурами.

10 На Фиг. 1 приведена полученная при фиксированном напряжении, равном 0,5 В, кривая изменения тока в зависимости от времени ношения показанного на одной из вставок разработанного неинвазивно закрепляемого сенсорного узла с чувствительным элементом, представляющим собой слой в виде полосы с рисунком меандра, сформированный парой 2D напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль (EG), закрепленным на запястье, как показано на второй вставке.

15 На Фиг. 2 показаны кривые изменения величины тока при напряжении 0,5 В от времени после открепления сенсорного узла от запястья, измеренные в отношении сенсорного узла с чувствительным элементом, представляющим собой слой в виде полосы с рисунком меандра, сформированный парой 2D напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/EG, после ношения сенсорного узла в течение часа на запястье конкретного человека, на вставке приведены вольтамперные характеристики (ВАХ) сенсорного узла, ношение которого
20 осуществлялось в течение 1 часа, измеренные после открепления сенсорного узла от запястья, с выдерживаем различных временных интервалов между откреплением его и измерением ВАХ, где: 1 - изменение величины тока от времени при уровне глюкозы в крови 13,0 мМ; 2 - изменение величины тока от времени при уровне глюкозы в крови 9,1 мМ; 3 - изменение величины тока от времени при уровне глюкозы в крови 7,0 мМ; 4 - изменение величины тока от времени при уровне глюкозы в крови 4,3 мМ; 5 - ВАХ, измеренная непосредственно после открепления, уровень глюкозы в крови 13,0 мМ; 6 - ВАХ, измеренная по истечении 5 мин после открепления, уровень глюкозы в крови 13,0 мМ; 7 - ВАХ, измеренная по истечении 11 мин после открепления, уровень глюкозы в крови 13,0 мМ.

30 На Фиг. 3 приведены полученные при напряжении 0,5 В данные изменения тока в зависимости от уровня глюкозы в крови человека при использовании сенсорного узла с чувствительным элементом, представляющим собой слой в виде полосы с рисунком меандра, сформированный парой 2D напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/EG, где: 8 - кривая, охватывающая данные лиц с отсутствием заболевания диабет; 9 - кривая, охватывающая данные лиц с диагнозом диабет второго типа.

40 На Фиг. 4 приведены полученные для уровня глюкозы в крови 9 мМ данные изменения величины отклика сенсорного узла в зависимости от количества напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/EG, в выполненном 2D печатью слое в виде полосы с рисунком меандра, являющемся чувствительным элементом сенсорного узла.

45 На Фиг. 5 представлены зависимости слоевого сопротивления от механического деформационного изгиба для четырех тестовых структур, выполненных с использованием подложки из ПЭТ (полиэтилентерефталат), на которой 2D печатью выполнен слой в виде полосы из композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль: а) в виде сплошной полосы; б) полосы с рисунком в форме ленточного орнамента - меандра.

На Фиг. 6 показан регистрируемый отклик сенсорного узла, выполненного с использованием подложки из нетканого полотна спанлейс, и его релаксация после

открепления от запястья в случаях ношения его в течение часа на запястье человека, у которого уровень глюкозы в крови составляет 9,4 мМ, и человека, у которого уровень глюкозы в крови составляет 8,9 мМ.

На Фиг. 7 показаны изменения откликов сенсорных узлов в зависимости от уровня глюкозы в крови, которые зафиксированы для сенсорного узла, выполненного с использованием подложки из нетканого полотна спанлейс, и сенсорного узла, выполненного с использованием подложки из бумаги, при выполнении в указанных сенсорных узлах чувствительного слоя в виде полосы из композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль с одним и тем же количеством печатных слоев и одинаковой геометрической конфигурацией, после ношения указанных сенсорных узлов, в течение часа закрепленными на запястьях людей, у которых разный уровень глюкозы в крови, где: 10 - кривая, соответствующая сенсорному узлу, выполненному с использованием подложки из нетканого полотна; 11 - кривая, соответствующая сенсорному узлу, выполненному с использованием подложки из бумаги.

Предлагаемый сенсорный узел реализован резистивного типа. Узел представляет собой гибкую подложку с расположенным на ней чувствительным элементом.

Чувствительным элементом является сформированный 2D печатью слой в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/EG.

Функционирование такого сенсорного узла базируется на повышении проводимости чувствительного элемента при адсорбции глюкозы, присутствующей в выделяемом поте из протоков потовых желез, открытых на поверхности кожного покрова при выделении пота. Пот может содержать различные составляющие - 98% воды, 2% химических соединений, среди которых азотистые вещества, образующиеся при распаде белков, гистамин, стероидные гормоны, холестерин, глюкоза, аминокислоты, серии и гистидин, соединения летучих жирных кислот. При закреплении сенсорного узла на запястье реализуется возможность выделения пота через кожу и контактирования его с материалом чувствительного слоя обеспечивать накопление заряда в нем и, как следствие, вызывать повышение проводимости слоя. Повышение электрического тока, возникающего в чувствительном элементе в виде полосы, при приложении к его концам напряжения обусловлено адсорбцией глюкозы на композитном электропроводящем материале графен/PEDOT:PSS/EG и обменными процессами носителей заряда на поверхности материала.

Как известно из опубликованной статьи (P. Panigrahi, M. Sajjad, D. Singh, T. Hussain, J. A. Larsson, R. Ahuja, N. Singh «Two-dimensional Nitrogenated Holey Graphene (C_2N) monolayer based glucose sensor for diabetes mellitus», Applied Surface Science 573 (2022) 151579), для глюкозы энергия связи оказывается достаточно высокой, равной -0,93 эВ (-1,31 эВ) в газовой фазе (водной среде). Адсорбция молекул усиливается в водной среде. Глюкоза связывается с графеном посредством физической сорбции, с передачей монослоем графена, как указано в публикации, заряда молекулам глюкозы. Адсорбция молекул глюкозы, в частности, на монослое графена обеспечивает увеличение работы выхода последнего примерно на 2,00 эВ по сравнению с графеном в отсутствие на нем адсорбированных молекул глюкозы. Этот факт является иллюстрацией предпосылки для успешной реализации сенсоров глюкозы, в основе которой лежит использование новых неферментативных материалов для неинвазивного выявления уровня сахара в крови.

Глюкоза, адсорбируясь на графене, может оказывать на формирование токового отклика такое воздействие, которое приводит к его значительному росту и обеспечивает

высокую чувствительность.

Кроме того, углеродные материалы, обладая хорошей электрической проводимостью, обеспечивают быстрый отклик сенсора на изменение концентрации глюкозы.

Таким образом, для формирования чувствительного элемента сенсорного узла разработан композитный электропроводящий материал графен/PEDOT:PSS/EG, получаемый в виде слоя 2D печатью. Необходимость разработки и использования слоя данного материала в сенсорном узле продиктовано следующим.

Во-первых, реализацией наличия в материале частиц графена, на которые адсорбируются молекулы глюкозы и протекают обменные процессы носителями заряда на поверхности.

Во-вторых, достижением возможности получения слоев материала, характеризующихся высокой гибкостью и стабильностью, при этом обладающих высокой электрической проводимостью за счет способности накапливать заряд.

Для реализации требуемого сенсорного узла образующий чувствительный элемент слой из указанного материала сформирован 2D печатью на подложке в виде полосы с использованием для чернил суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS. При этом реализована обработка полимера PEDOT:PSS компонентом чернил - этиленгликолем до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых %, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 100 до 400 нм. Либо при использовании в композите более мелких частиц графена в поперечнике - при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 40 до 80 нм - обработка проведена до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %.

Для повышения чувствительности важно определение минимальных значений, интервалов, содержания PEDOT:PSS в композите слоя, при котором слой, характеризуются повышенной проводимостью. Подвижность носителей заряда в слое из композитного материала составляет $1-6 \text{ см}^2/(\text{В} \cdot \text{с})$. В то же время, известно, что подвижность носителей заряда в отношении слоев PEDOT:PSS и PEDOT:PSS с этиленгликолем произвольного содержания принимает значения $10^{-3}-6 \cdot 10^{-1} \text{ см}^2/(\text{В} \cdot \text{с})$ (Yow-Jon Lin, Wei-Shih Ni and Jhe-You Lee, J. Appl. Phys., 2015, 117, 215501; J. Rivnay, S. Inal, B.A. Collins, M. Sessolo, E. Stavrinidou, X. Strakosas, C. Tassone, D.M. DeLongchamp, G.G. Malliaras, Nat. Comm. 2016, 7, 11287). В отношении слоев графена, в частности, толщиной 2 нм подвижность носителей заряда составляет $5-20 \text{ см}^2/(\text{В} \cdot \text{с})$ (Е.А. Yakimchuk, R.A. Soots, I.A. Kotin, I.V. Antonova, Current Appl. Phys., 2017, 17, 1655). Таким образом, подвижность носителей заряда в используемом в качестве чувствительного элемента слое композитного материала и в слое графена является величиной одного порядка, что важно в целях поддержания протекания обменных процессов носителями заряда на поверхности при адсорбции молекул глюкозы с обеспечением увеличения токового отклика. Указанные количественные интервалы, характеризующие содержание компонента PEDOT:PSS в композите слоя, обеспечиваются за счет частичного удаления PSS из полимерных цепей PEDOT:PSS и заменой на этиленгликоль.

Обработка компонентом, используемым при 2D печати, влияет на содержание в составе слоя PEDOT:PSS и, как следствие, на повышение проводимости композитного слоя и стабильность его электропроводящих свойств. Задание содержания PEDOT:PSS в композитном слое посредством обработки, с одной стороны, обеспечивает повышение

проводимости слоя, с другой стороны, приводит к отсутствию обуславливаемой наличием в составе слоя PEDOT:PSS значительной деградации, приводящей к увеличению сопротивления и, как следствие, снижению проводимости композитного слоя с течением времени - нестабильности слоя. Кроме того, задание содержания в композитном слое графена и размеров его частиц в сочетании с заданием содержания в композитном слое PEDOT:PSS, оказывает влияние не только на стабильность проводимости композитного слоя, но и на его гибкость.

Функция обработки этиленгликолем в отношении PEDOT:PSS заключается в снижении содержания PEDOT:PSS (за счет легирования этиленгликолем полимерных цепей PEDOT:PSS) в композите до значений, при которых наблюдается резкое падение слоевого сопротивления и, как следствие, повышение электрической проводимости.

В целях достижения стабильности проводимости используемого композитного слоя, содержание PEDOT:PSS в композите снизу ограничено значением, при котором слоевое сопротивление резко уменьшается. Верхнюю границу диапазона значений определяет содержание, при котором деградация проводимости композита слоя, связанная с присутствием содержания PEDOT:PSS, становится значительной.

Использование в композите указанного графена в сочетании с указанным содержанием PEDOT:PSS, обеспечивает гибкость используемого слоя. То есть, при деформации растяжения, возникающей при изгибе слоя, проявляется слабое изменение сопротивления слоя. В композитном слое это изменение составляет от 1 до 10% при растягиваемой деформации до 4,5%, в то время как слой из частиц графена толщиной 350 нм демонстрирует увеличение сопротивления в 4 раза (M. Soni, M. Bhattacharjee, M. Ntagios, R. Dahiya, IEEE Sensors Journal, 2020, 20, 14).

Таким образом, исходное сопротивление чувствительного элемента предлагаемого сенсорного узла составляет 10^{-7} - 10^{-8} кОм. После ношения его закрепленным на запястье человека в зависимости от уровня глюкозы в его крови сопротивление чувствительного элемента падает на 3-5 порядков, что приводит к значительному увеличению токового отклика. Если проводить сравнение с известными сенсорными узлами (H. Lee, Ch. Song, Yo. S. Hong, M. Kim, H. R. Cho, T. Kang, K. Shin, S. H. Choi, T. Hyeon, D.-H. Kim, Sci. Adv., 2017, 3, e1601314, 8 March 2017; Z. Pu, X. Zhang, H. Yu, J. Tu, H. Chen, Yu. Liu, X. Su, R. Wang, L. Zhang, D. Li, Sci. Adv., 2021, 7, eabod0199, 27 January 2021), то достигаемые ими показатели в отношении сопротивления намного хуже, изменение их достигает разов (не порядков!), всего 2-6 раз. Соответственно, токовый отклик намного ниже и, значит, низкая чувствительность.

С другой стороны, достижение технического результата, выражающееся в повышении чувствительности сенсорного узла, обеспечивается не только чувствительным элементом в виде слоя рассмотренного композитного материала. Определенное влияние оказывает используемая подложка.

Подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающего адгезию напечатанных слоев, с плотностью материала, обеспечивающей впитывание материала напечатанных слоев и проникновение его в структуру материала подложки. Поскольку в материале чувствительного элемента присутствуют частицы графена, на которые адсорбируются молекулы глюкозы и на поверхности которых протекают обменные процессы носителями заряда, то является важным как можно лучше обеспечить молекулам глюкозы доступ к поверхностям частиц графена. Так как, чем большее количество молекул глюкозы будет адсорбировано на поверхностях частиц графена и чем в большем объеме, количестве актов, будут протекать обменные процессы носителями заряда, тем выше будет токовый

отклик и, как следствие, чувствительность сенсорного узла.

Подложка в целях реализации назначения сенсорного узла и достижения указанного результата при его использовании должна соответствовать ряду требований. Во-первых, быть гибкой, обеспечивать адгезию чувствительного элемента и не проводить электрический ток. Во-вторых, должна быть выполнена из волокнистого материала, обеспечивающего впитывание композита напечатанных слоев, способствующего проникновению композита в структуру материала подложки, что существенно для повышения чувствительности сенсорного узла. Подойдут в качестве подложки текстильные и бумажные материалы, относящиеся к категории волокнистых.

Волокнистый материал для подложки выбирают исходя из условия, что он гарантированно обладает развитой поверхностью, обуславливающей более высокую величину площади поверхности. При использовании такого материала в качестве подложки, 2D слой, напечатанный на ней, например, в составе пары печатных слоев, занимает большую площадь поверхности за счет проникновения материала слоя в промежутки волокон материала подложки, чем будучи напечатанным на традиционной подложке SiO₂/Si. Распределение 2D напечатанного слоя по поверхности подложки и расположение его на поверхностной площади как можно большей величины обуславливает повышение количества частиц графена композита слоя, локализованных на поверхности чувствительного элемента. В результате улучшается доступность частиц графена для адсорбирования на них молекул глюкозы и, как следствие, происходит увеличение количества актов протекания обменных процессов носителями заряда.

Когда речь заходит о развитой поверхности, традиционно считается, что чем меньше размеры пор, тем выше значение удельной поверхности. Однако необходимо заметить, что промежутки между волокнами чрезмерно малых размеров (поры малых размеров) могут препятствовать впитыванию материала напечатанных слоев и проникновению его в структуру материала подложки. Относительно объемного распределения и открытости пор отметим следующее.

Пористые материалы представляют собой твердые тела, в объеме которых находятся пустоты, заполненные, в частности, газообразной средой. К пористым материалам относятся пены с закрытыми и открытыми порами, а также волокнистые материалы. Пенистые и волокнистые материалы отличаются способом их формирования. Формирование первых заключается в осуществлении вспенивания сплошного материала и введении в его объем пустот - пор. Вспениваемый материал выполняет функцию матрицы, а поры - наполнителя. Формирование вторых происходит за счет частичного заполнения пустого пространства волокнами. В этом случае пустое пространство - матрица, а волокна - наполнитель. Эта особенность для волокнистых материалов обуславливает наличие открытых пор, промежутков между волокнами, в которые возможно вводить различные вещества по всему объему.

В предлагаемом техническом решении размеры пор, промежутков, волокнистого материала подложки, объемное распределение и открытость пор, задаются выполняемыми подложкой функциями - впитывание композитного материала 2D напечатанных слоев и проникновение его в структуру материала подложки.

Кроме того, размеры пор, промежутков, волокнистого материала подложки, объемное распределение и открытость пор, задаются также реализацией чувствительным элементом за счет используемой подложки функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена.

Таким образом, на основании приведенного предлагаемым сенсорным узлом достигается более высокая чувствительность - способность сенсорного узла реагировать

определенным образом, в виде токового отклика, на определенное количество глюкозы, присутствующей в выделяемом поте и воздействующей на материал чувствительного элемента сенсорного узла.

В отношении предлагаемого сенсорного узла проведены эксперименты, ряд результатов которых отражен на Фиг. 1-7.

Осуществляли тестирование токового отклика сенсорного узла для уровня глюкозы в крови в интервале 4-13 мМ. При этом для контроля уровня глюкозы использовали глюкометр OneTouch Select Plus.

Представленные экспериментальные данные подтверждают возможность реализации сенсорного узла, обладающего большей чувствительностью, чем известные аналоги. Токовый отклик выполненного на подложке из бумаги сенсорного узла при фиксированном напряжении растёт с увеличением времени его ношения на запястье (Фиг. 1). При откреплении указанного сенсорного узла от кожи запястья после ношения его в течение 1 часа величина тока с течением времени при фиксированном напряжении, как демонстрируют кривые 1-4, измеренные для различного уровня глюкозы в крови (Фиг. 2), падает на порядки, стремясь к исходному значению по истечении 5-15 минут, характерному до ношения сенсорного узла на коже. На вставке (Фиг. 2) этот же характер изменения величины тока с течением времени после открепления указанного сенсорного узла демонстрирует семейство циклических ВАХ. Циклическая ВАХ 5, измеренная непосредственно после открепления сенсорного узла, с течением времени меняет свою крутизну, становясь пологой как ВАХ 7, измеренная по истечении 11 минут и демонстрирующая практическое отсутствие изменения величины тока от напряжения.

Экспериментальные данные изменения тока в зависимости от уровня глюкозы в крови человека (Фиг. 3), полученные при фиксированном напряжении, демонстрируют возможность дифференциации группы лиц на здоровых (кривая 8) и лиц с диагнозом диабет (кривая 9). Точки четырех разновидностей соответствуют кривой 8, охватывающей данные четырех лиц с отсутствием заболевания диабет. Точки кривой 9 охватывают данные лица, для которого установлен диагноз диабет второго типа. Время накопления сигнала - время ношения указанного сенсорного узла закрепленным на коже запястья - составило от 30 до 60 мин в зависимости от возраста, 30 мин для молодых, до 30 лет и достигших возраста 30 лет, 60 мин - для лиц, достигших возраста 60 лет. Токовый отклик растёт с повышением уровня глюкозы в крови и выходит на насыщение на уровне глюкозы в крови 9-10 мМ.

Приведенные экспериментальные данные показывают, что после выполнения калибровки для конкретного лица и определения времени ношения сенсорного узла закрепленным на коже запястья, он может быть использован для мониторинга содержания глюкозы в крови.

Упомянутый выход токового отклика на насыщение (Фиг. 3) связан с ограничением проводимости толщиной слоя чувствительного элемента сенсорного узла.

Представленные данные получены в случае чувствительного элемента, образованного слоем в виде полосы с рисунком меандра, сформированным парой 2D напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/EG. Увеличение толщины «сдвигает» точку, соответствующую насыщению, в сторону больших значений глюкозы, возможность чего демонстрируют данные (Фиг. 4) изменения величины отклика сенсорного узла в зависимости от количества напечатанных композитных электропроводящих слоев из материала графен/PEDOT:PSS/EG, в выполненном 2D печатью слое в виде полосы с рисунком меандра, являющемся чувствительным элементом сенсорного узла.

Для обеспечения максимально возможной гибкости сенсорного узла, что немаловажно при намерениях его внедрения, проработана геометрическая конфигурация чувствительного элемента, выполненного слоем в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/EG В целях достижения максимальной гибкости сенсорного узла и, в частности, его чувствительного элемента предпочтительно выполнение образующего чувствительный элемент 2D напечатанного слоя в виде полосы из одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, с рисунком в форме ленточного орнамента - меандра. В пользу этого показывают экспериментальные данные (Фиг. 5), касающиеся выявления влияния особенности геометрической конфигурации чувствительного элемента на его гибкость.

Экспериментально установлено, что в отношении чувствительных элементов в виде сплошной полосы и полосы с рисунком в виде меандра на подложке ПЭТ, к которой адгезия композита чувствительного слоя низка, вторые являются более гибкими (Фиг. 5). Выбор подложки ПЭТ, являющейся гибкой, к которой адгезия композитного материала чувствительного элемента низка, что подтверждается фактами разрушения сенсорных узлов, выполненных с использованием указанной подложки, при их закреплении и откреплении на коже запястья, позволяет объективно судить об экспериментальных результатах, показывающих наличие влияния выполнения чувствительного элемента 2D напечатанным слоем в виде полосы с рисунком меандра на повышение его гибкости. Полученные данные об увеличении гибкости находятся в согласии со сведениями, имеющимися в публикации (V.I. Popov, L.A. Kotin, N.A. Nebogatikova, S.A. Smagulova, I.V. Antonova, «Graphene-PEDOT:PSS humidity sensors for high sensitive, low-cost, highly-reliable flexible and printed electronics», *Materials*, 2019, 12, 3477). В другой публикации представлены аналогичные сведения для графена и других 2D материалов (H. Jang, K. Sel, E. Kim, S. Kim, X. Yang, S. Kang, K.-H. Ha, R. Wang, Y. Rao, R. Jafari, N. Lu, «Graphene e-tattoos for unobstructive ambulatory electrodermal activity sensing on the palm enabled by heterogeneous serpentine ribbons», *Nature Communications* (2022) 13, 6604).

Кроме того, необходимо отметить высокую стабильность рабочих характеристик предлагаемого сенсорного узла. Сенсорный узел показывает воспроизводимость характеристик по истечении двух лет со времени его изготовления. При этом допускается многократное его использование, в частности, использование 20-30 раз или более. Как правило, сенсорный узел выходит из строя в результате его небрежного открепления от кожи запястья.

Кроме экспериментов с выполненным на бумажной подложке сенсорным узлом, результаты которых были здесь рассмотрены, проведены эксперименты с сенсорным узлом, в котором использована подложка текстильного материала (см. Фиг. 6). Время релаксации токового отклика сенсорного узла с текстильной подложкой меньше, 4-5 мин (Фиг. 6), чем время релаксации сенсорного узла с подложкой из бумаги, 10-15 мин (см. Фиг. 2). Также установлено, что выполненный сенсорный узел с использованием подложки из бумаги характеризуется более высоким значением токового отклика по сравнению с токовым откликом сенсорного узла с подложкой из текстиля при одном и том же уровне глюкозы в крови (Фиг. 7 - кривая 10, соответствующая сенсорному узлу, выполненному с использованием подложки из нетканого полотна, и кривая 11, соответствующая сенсорному узлу, выполненному с использованием подложки из бумаги).

Исследования влияний воздействий различного характера на переходные характеристики токового отклика сенсорного узла показали, что времена на их

реагирование составляют от секунд до десятков секунд. Значение времени ношения сенсорного узла закрепленным на запястье, составляющее, как указано выше, 30-60 минут, обусловлено необходимостью обеспечения требуемого количества выделяемого пота, а не скоростью срабатывания сенсорного узла.

5 Исследована статистика воспроизведения рабочих параметров сенсорного узла. В отношении напечатанных массивов чувствительных элементов от 10 до 20 на разных подложках. Получены данные о разбросе параметров, составляющем 20-30%.

Предлагаемый носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови конструктивно прост, содержит подложку, на поверхности которой 2D печатью
10 образован чувствительный элемент.

Чувствительный элемент образован выполнением на подложке 2D печатью слоя в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль. При этом для 2D печати использованы чернила, включающие в свой состав суспензию графена и органический полимер PEDOT:PSS, в отношении которого
15 осуществлена обработка компонентом чернил - этиленгликолем. В результате обработки достигнуто содержание PEDOT:PSS, равное от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых %, по отношению к содержанию графена, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 100 до 400 нм. Либо в результате обработки достигнуто содержание PEDOT:PSS,
20 равное от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %, относительно содержания графена, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 40 до 80 нм.

PEDOT:PSS - поли(3,4-этилендиокситиофен)-поли(стиролсульфонат) является проводящим водорастворимым полимером. Экспериментальные измерения его слоевого сопротивления показывают, что оно достигает 6-10 кОм/кв. Непосредственно сам
25 PEDOT характеризуется более высокой проводимостью, однако он не растворяется в воде и в большинстве растворителей (Ouyanga, J.; Xua, Q.; Chua, C.-W.; Yanga, Y.; Lib, G.; Shinar, J. Polymer 2004, 45, 8443; Kirchmeyer, S.; Reuter, K., J. Mater. Chem. 2005, 15, 2077). В слоях композита, содержащих полистиролсульфонат (poly(styrene sulfonate)) - PPS и PEDOT, последний, в целях формирования слоя, претерпевает диспергирование
30 в воде с помощью PPS. В результате слоевое сопротивление композитных слоев, содержащих PEDOT:PSS, принимает значения 6-10кОм/кв.

Добавление в состав ряда веществ, таких как этиленгликоль, глицерин, диметилсульфоксид, приводит к росту проводимости слоев PEDOT:PSS (Kim, Y.H.; Sachse, C; Machala, M.L.; May, C.; Müller-Meskamp, L.; Leo, K. Adv. Funct. Mater.
35 2011,21,1076; Li, Y.; Loh, L.; Li, S.; Chen, L.; Li, B.; Bosman, M.; Ang, K.-W. Nat. Electron. 2021, 4, 348). В качестве добавки, влияющей на проводимость композитного слоя (легирующей добавки), выбран этиленгликоль. Выбор диктуется тем, что наряду с обеспечением им требуемой вязкости суспензии из графена и органического полимера PEDOT:PSS, используемой при 2D печати композитного слоя, указанный компонент
40 чернил оказывает воздействие на содержание в композите PEDOT:PSS, тем самым приводя к достижению существенно высокой проводимости композитного слоя.

Как указано выше, высокая электрическая проводимость композитного слоя обусловлена обработкой (легированием) компонента суспензии PEDOT:PSS, заключающейся в частичном удалении компонента PSS из полимерных цепей PEDOT:
45 PSS и заменой его на этиленгликоль (EG). Содержание PEDOT:PSS понижается относительно содержания, которое необходимо было исходно для диспергирования PEDOT, чтобы сформировать слой, но при этом являлось ограничивающим фактором для повышения проводимости полученного композитного электропроводящего слоя. Обработка этиленгликолем снижает содержание PEDOT:PSS в результате легирования

этиленгликолем полимерных цепей PEDOT:PSS в композите до указанных значений, при которых наблюдается резкое падение слоевого сопротивления. В целях получения существенного роста проводимости, на порядки, указанная обработка добавлением этиленгликоля в суспензию графен/PEDOT:PSS (легирование) реализована с использованием раствора этилового спирта. Содержание этиленгликоля составляет от 10 до 20 объемных %. Раствор этилового спирта взят с содержанием воды - 30 объемных %, этилового спирта - 70 объемных %. При этом в суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS, из которой посредством 2D печати при обработке EG сформирован чувствительный элемент в виде композитного слоя на подложке, содержание графена составляет от 1 до 3 мг/мл. Проводимость PEDOT:PSS, претерпевшего обработку EG до достижения его минимального содержания в композите, при котором проявляется эффект резкого падения слоевого сопротивления, соответствует слоевому сопротивлению 5-10 Ом/кв, что является минимальным слоевым сопротивлением чувствительного элемента для предлагаемого сенсорного узла.

Для достижения низких значений слоевого сопротивления композитного слоя в нем содержание компонента PEDOT:PSS по отношению к содержанию графена должно составлять от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых % при содержании графена в композите напечатанного слоя в виде частиц с латеральными размерами (размером в поперечнике) от 100 до 400 нм. В случае использования в композитном электропроводящем слое более мелких частиц графена с латеральными размерами (размером в поперечнике) от 40 до 80 нм содержание компонента PEDOT:PSS по отношению к содержанию графена должно составлять от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %.

2D напечатанный слой чувствительного элемента в виде полосы сформирован в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге. Слой может быть выполнен в виде сплошной полосы или полосы с рисунком. На концах полосы сформированы контактные площадки для включения сенсорного узла в измерительную электрическую цепь. Для придания чувствительному элементу гибкости и устойчивости к механическим повреждениям рисунок слоя выполнен в форме ленточного орнамента - меандра. Указанный 2D напечатанный слой чувствительного элемента в виде полосы сформирован печатью в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, реализован в количестве напечатанных слоев, которым при их печати на подложке SiO₂/Si возможно достижение толщины до 80 нм.

В композитном электропроводящем материале слоя, образующего чувствительный элемент сенсорного узла, толщина частиц графена равна 0,35 - 2 нм.

Толщина частицы графена не должна превышать 2 нм, ее размер в поперечнике (латеральный размер) не должен быть более 400 нм. Указанные ограничения связаны с возможностью обеспечения гибкости слоев и возможности их 2D печати.

Подложка сенсорного узла выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающего адгезию напечатанных слоев. Волокнистый материал характеризуется плотностью, обеспечивающей впитывание материала напечатанного слоя и проникновение его в структуру материала подложки, а также обеспечивающей за счет плотности реализацию чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена. Так, подложка выполнена из бумаги плотностью от 40 до 115 г/м² или из нетканого полотна спанлейс плотностью от 30 до 50 г/м².

Носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови

используют следующим образом.

Сенсорный узел неинвазивно закрепляют на коже запястья, приводя в контакт с кожей расположенный на подложке чувствительный элемент, являющийся образованным 2D печатью слоем в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль с рисунком в форме ленточного орнамента - меандра. В зависимости от возраста человека подбирают время ношения сенсорного узла от 30 до 60 мин, которое необходимо для обеспечения требуемого количества выделяемого пота и накопления сигнала. Проводят измерение токового отклика. Чувствительный элемент в виде полосы с рисунком, на концах снабженной контактными площадками, включают в измерительную электрическую цепь.

По предварительно выполненной калибровке для конкретного лица и определенном времени ношения сенсорного узла закрепленным на коже запястья, используя данные измерения токового отклика, получают сведения о содержании глюкозы в крови.

(57) Формула изобретения

1. Носимый на теле сенсорный узел для определения содержания глюкозы в крови, содержащий подложку, отличающийся тем, что на подложке 2D печатью, образуя чувствительный элемент, выполнен слой в виде полосы композитного электропроводящего материала графен/PEDOT:PSS/этиленгликоль с использованием для чернил суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS с обработкой последнего компонентом чернил - этиленгликолем до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $5 \cdot 10^{-4}$ до $5 \cdot 10^{-3}$ массовых %, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 100 до 400 нм или до достижения по отношению к содержанию графена содержания PEDOT:PSS, равного от $1 \cdot 10^{-3}$ до $5 \cdot 10^{-1}$ массовых %, при включении графена в виде частиц с латеральными размерами от 40 до 80 нм, подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающего адгезию напечатанных слоев, с плотностью волокнистого материала, обеспечивающей впитывание их материала и проникновение его в структуру материала подложки, с обеспечением реализации чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена.

2. Сенсорный узел по п. 1, отличающийся тем, что выполненный 2D печатью слой в виде полосы сформирован в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, и выполнен в виде сплошной полосы или полосы с рисунком, на концах снабженной контактными площадками для включения в измерительную электрическую цепь.

3. Сенсорный узел по п. 2, отличающийся тем, что рисунок выполнен в форме ленточного орнамента - меандра.

4. Сенсорный узел по п. 2, отличающийся тем, что выполненный 2D печатью слой в виде полосы, сформированный в составе одного напечатанного слоя или более напечатанных слоев, расположенных последовательно друг на друге, реализован в количестве напечатанных слоев, которым при их печати на подложке SiO₂/Si возможно достижение толщины до 80 нм.

5. Сенсорный узел по п. 1, отличающийся тем, что в композитном электропроводящем материале толщина частиц графена равна 0,35 - 2 нм.

6. Сенсорный узел по п. 1, отличающийся тем, что слой в виде полосы на подложке выполнен 2D печатью с использованием для чернил суспензии графена и органического полимера PEDOT:PSS, с обработкой последнего компонентом чернил - этиленгликолем,

а именно, с содержанием графена в суспензии от 1 до 3 мг/мл, с добавлением этиленгликоля с содержанием этиленгликоля в растворе от 10 до 20 объемных % в растворе этилового спирта с содержанием воды - 30 объемных %, этилового спирта - 70 объемных %.

- 5 7. Сенсорный узел по п. 1, отличающийся тем, что подложка выполнена гибкой, из непроводящего электрический ток волокнистого материала, обеспечивающего адгезию напечатанных слоев, с плотностью волокнистого материала, обеспечивающей
- 10 впитывание их материала и проникновение его в структуру материала подложки, с обеспечением реализации чувствительным элементом функции адсорбирования молекул глюкозы из пота частицами графена, а именно, выполнена из бумаги плотностью от
- 40 до 115 г/м² или из нетканого полотна спанлейс плотностью от 30 до 50 г/м².

15

20

25

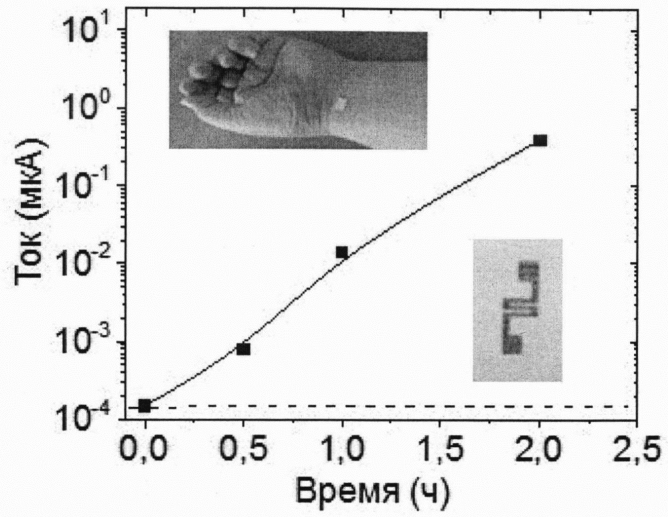
30

35

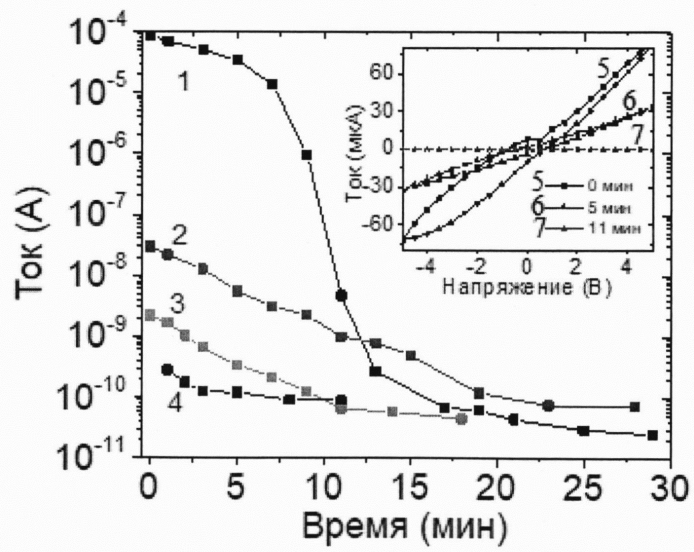
40

45

1

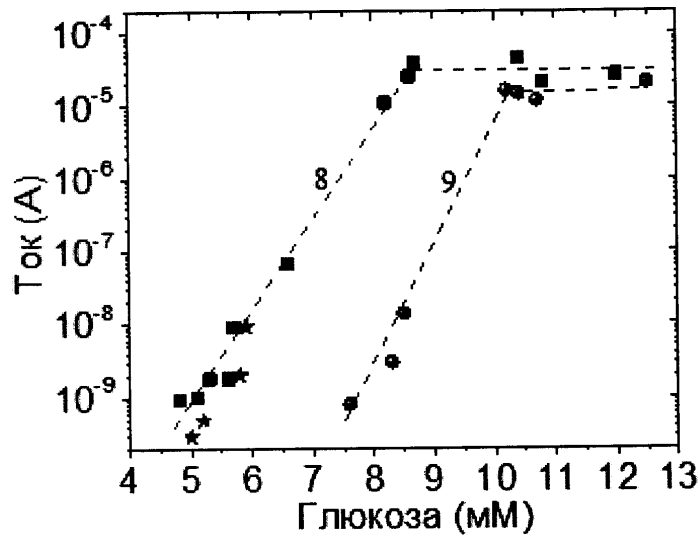


Фиг. 1

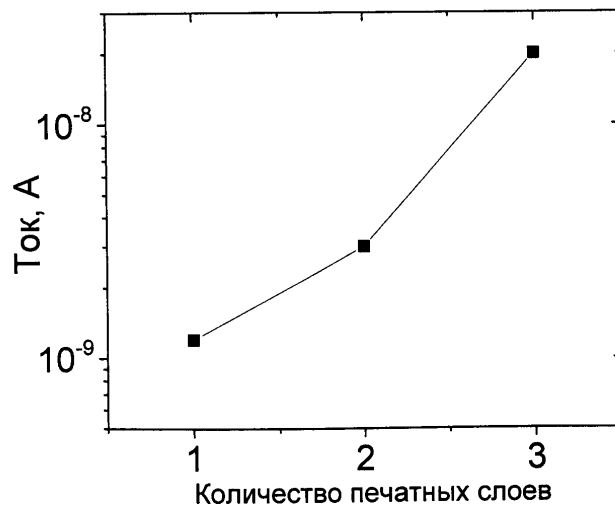


Фиг. 2

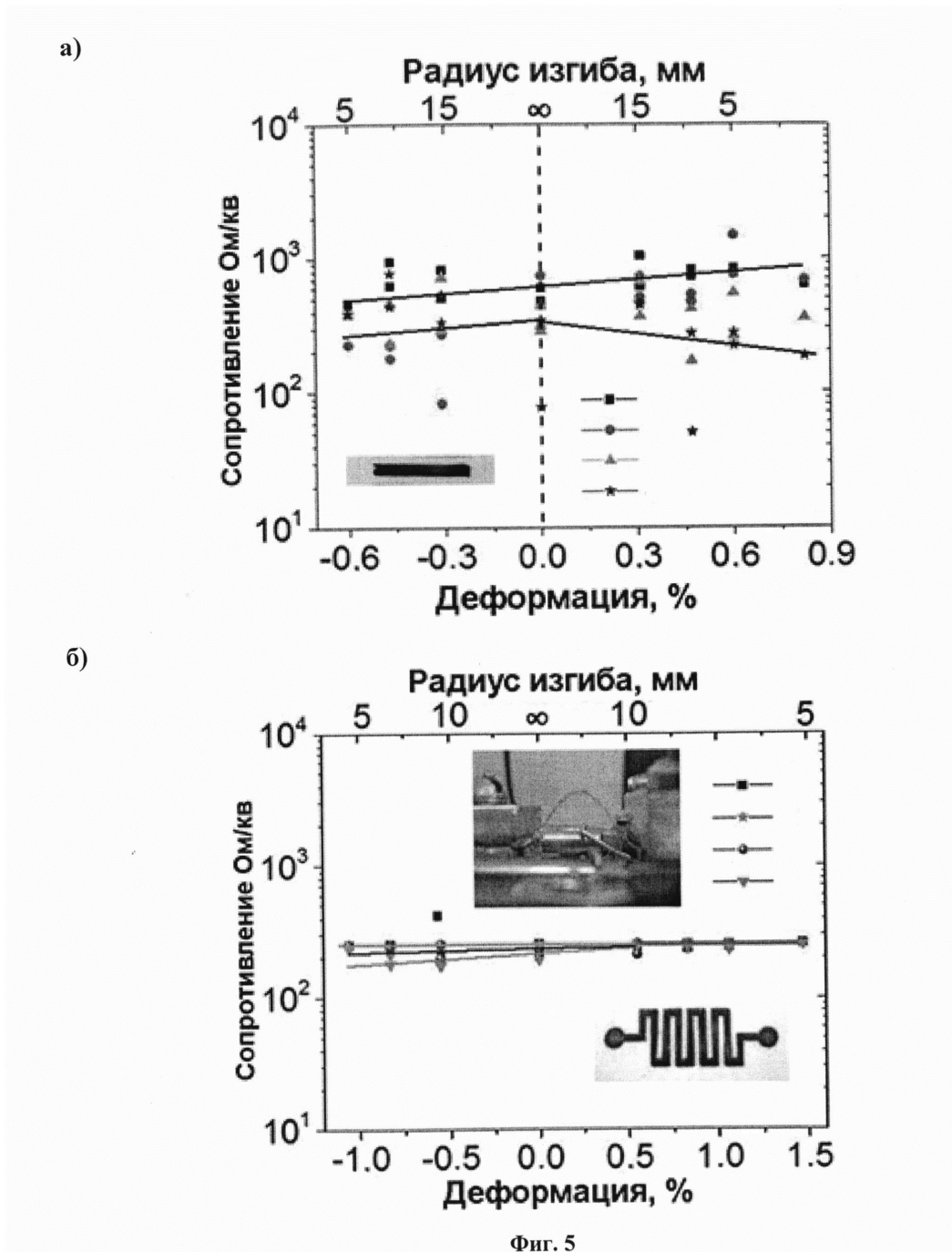
2



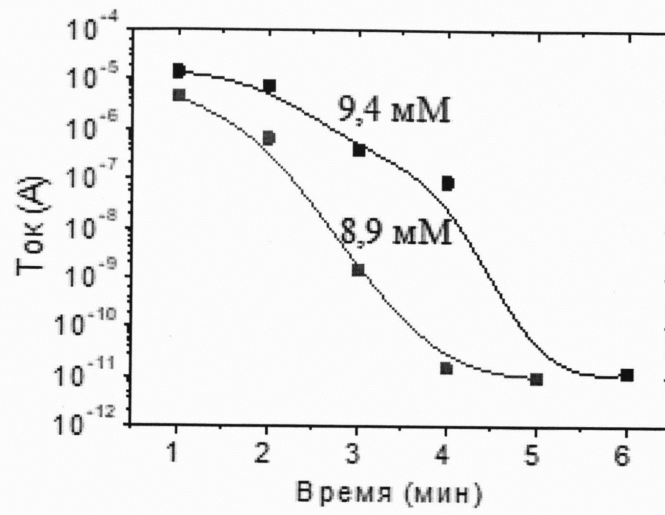
Фиг. 3



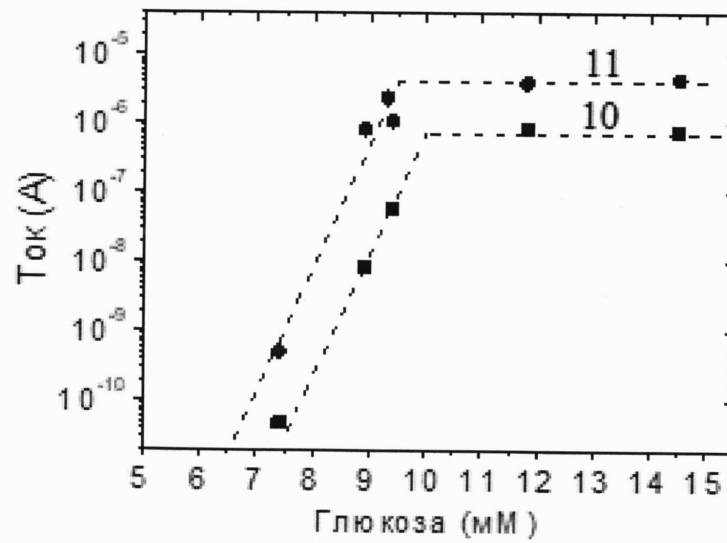
Фиг. 4



Фиг. 5



Фиг. 6



Фиг. 7