

КОМБИНИРОВАННЫЕ ДАТЧИКИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СИГНАЛОВ

Д. Н. Клыпин 

Омский государственный технический университет,
Россия, 644050, г. Омск, пр. Мира, 11

 lan@omgtu.ru

В статье представлена разработка конструкции чувствительных элементов многоразовых датчиков для одновременной регистрации параметров жизненно важных систем организма человека и экспериментальная проверка технических характеристик макетных образцов.

При разработке конструкции датчиков использовались методы проектирования и изготовления многослойных печатных плат, 3D-моделирование конструкции датчиков и их сопряжения с существующими решениями. При моделировании зависимости характеристик датчиков от изменений температуры и концентрации измеряемых веществ использовались вычислительные методы. Более того, была проведена экспериментальная апробация опытной партии датчиков.

В исследовании предложены технические решения по конструкции датчиков одновременной регистрации нескольких параметров организма человека для использования при длительном мониторинге состояния жизненно важных систем организма человека — многоразовые комбинированные электроды «ЭКГ-температура» и «ЭКГ-метаболизм». Для изготовления датчиков используются технологические возможности производства стандартных печатных плат, за счет чего достигается высокая технологичность изготовления и низкая стоимость датчиков.

Датчики могут применяться как для кратковременного контроля состояния пациента при проведении функциональных и фармакологических проб, так и для длительной регистрации параметров в составе носимых многоканальных систем мониторинга организма человека.

Ключевые слова: электрод, мониторинг, электрокардиограмма, температура, метаболизм, глюкоза, лактаты

Для цитирования: Клыпин Д. Н. Комбинированные датчики биологических сигналов. *Омский научный вестник*. 2026. № 2 (198). С. 122–129. <https://doi.org/10.25206/1813-8225-2026-198-122-129>. EDN: RVMSUO.



© Клыпин Д. Н., 2026.
Контент доступен под лицензией Creative Commons Attribution 4.0 License.

COMBINED BIOSENSORS

D. N. Klypin 

Omsk State Technical University, Mira Ave., 11, Omsk, 644050, Russia

 lan@omgtu.ru

The article presents the development of the design of sensitive elements of reusable sensors for simultaneous registration of parameters of vital systems of the human body and experimental verification of the technical features of prototype samples.

The author uses methods of designing and manufacturing multilayer printed circuit boards, 3D modeling of the sensors design and their interface with existing solutions. Computational methods are also applied to the dependence model of sensor features on changes in temperature and concentration of the measured substances. Moreover, an experimental approbation of an experimental batch of sensors is carried out.

The research suggests technical solutions for the design of sensors for simultaneous registration of several parameters of the human body in long-term monitoring of vital systems of the human body such as reusable combined electrodes "ECG temperature" and "ECG metabolism". Technological capabilities of the production of standard printed circuit boards are used for the manufacture of sensors, due to which the high manufacturability and low cost of sensors are achieved.

Sensors can be used both for short-term monitoring of a patients' condition during functional and pharmacological tests and for long-term recording of parameters as part of wearable multi-channel human body monitoring systems.

Keywords: biosensor, monitoring, electrocardiogram, temperature, metabolism, glucose, lactate

For citation: Klypin D. N. Combined biosensors. *Omsk Scientific Bulletin*. 2026;2(198):122–129. <https://doi.org/10.25206/1813-8225-2026-198-122-129>. EDN: RVMSUO. (In Russ.).



© Klypin D. N., 2026.
The content is available under a Creative Commons Attribution 4.0 License.

Введение

Для определения состояния жизненно важных систем организма человека (сердечно-сосудистой, дыхательной, двигательной и т. д.) проводится диагностика параметров этих систем, в частности регистрация электрокардиограммы (ЭКГ), измерение температуры тела, химические анализы биологических жидкостей (кровь, урина). Наиболее полную картину о состоянии организма человека дают системы мониторинга — длительной регистрации параметров в режиме реального времени [1, 2].

Чем большее число параметров может быть получено в ходе исследований, тем с большей достоверностью будет проведена диагностика. Количество регистрируемых параметров ограничено как техническими возможностями аппаратуры регистрации (количество каналов измерений, длительность регистрации, объем памяти для хранения данных и т. д.), так и эргономическими характеристиками аппаратуры — насколько удобно и физически возможно размещение большого количества датчиков на теле человека с учетом того, что от каждого датчика идет отдельный провод, мешающий движению человека.

Кроме того, для выявления редких проявлений отдельных патологий (например, аритмий сердца при холтер-мониторинге) необходима длительность регистрации не менее нескольких суток, что может доставлять большие неудобства пациенту при обычной жизнедеятельности. Наконец, крайне важное значение для диагностики имеет одновременность регистрации параметров. Следовательно, актуальной является разработка комбинированных датчиков для одновременной регистрации нескольких параметров состояния организма человека, позволяющих уменьшить число подключаемых к датчикам проводов и обеспечить длительный мониторинг.

Цель исследования — разработка конструкции чувствительных элементов многоразовых датчиков для одновременной регистрации параметров жизненно важных систем организма человека и экспериментальная проверка технических характеристик макетных образцов.

Основная часть

Рассмотрим методы одновременной регистрации ЭКГ и температуры тела человека.

Регистрация ЭКГ производится путем измерения электрокардиосигнала с тела человека в определенных точках (ЭКГ отведениях). Для регистрации

ЭКГ применяются специальные электроды, которые могут быть одноразовыми или многоразовыми. Для регистрации трех ЭКГ отведений нужно от 5 до 7 ЭКГ электродов, а для стандартной регистрации 12 отведений — 10. В системах мониторинга ЭКГ в течение суток (холтер-мониторинг) чаще всего используются одноразовые ЭКГ электроды, поскольку они удобны в установке и имеют минимальную стоимость. Однако одноразовые электроды не способны удерживаться на теле человека долгое время, а часто необходим многосуточный мониторинг ЭКГ.

Основу конструкции всех серийно выпускаемых одноразовых ЭКГ электродов составляет техническое решение¹. В центре типового ЭКГ электрода располагается контактная площадка диаметром 5...10 мм, выполненная из металла с нанесением слоя Ag/AgCl. Слой серебра уменьшает аллергические реакции и амплитуду потенциала поляризации электрода при электрическом контакте с кожей человека. Достоинством такого электрода является простота подключения одним электрическим контактом, а также высокая технологичность изготовления. Недостатком известного электрода является использование только для регистрации одного параметра — ЭКГ.

Температура тела человека измеряется термометрами с датчиками различного вида (максимальный, полупроводниковый, инфракрасный).

Долговременная регистрация температуры производится специальным датчиком, который подключается к блоку регистрации отдельным кабелем (рис. 1). Датчик температуры должен быть установлен на тело человека в определенном месте и обеспечивать надежное прилегание для корректных измерений.

Известен датчик температуры², принцип измерения температуры в котором реализован на компенсации теплового потока тела человека нагревательным элементом, расположенным в многослойной структуре из слоев ткани, при этом тепловой поток измеряется двумя терморезисторами. Достоинством известного датчика является его миниатюрность и гибкость, недостатками — сложность его изготовления, необходимость подведения дополнительных электродов для электропитания нагревателя и подключения терморезисторов, потребление электрической энергии датчиком, а также использование только для измерения одного параметра — температуры.

¹ Sessions R. W. Disposable electrode. US patent 3805769 A; filed May 24th, 1973; published April 23th, 1974.

² Пат. 2525568 С2 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/01, G 01 K 13/00, G 01 K 7/16. Датчик температуры для измерения температуры тела / Клевер Я., Чеунг Э. О. М., Ван Питерсон Л., Баккерс Э. П. А. М. № 2011144874/28; заявл. 01.04.2010; опубл. 20.08.2014. EDN: KTIYCF.



Рис. 1. Датчик температуры для систем мониторинга

Fig. 1. Temperature sensor for monitoring systems

Источник / Source: URL: <https://myairlife.com/product/lullaby>

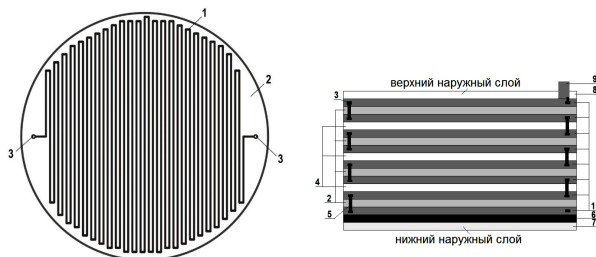


Рис. 2. Резистивная решетка одного слоя и послойная структура электрода ЭКГ-Т:

- 1 — резистивная решетка; 2 — гибкое диэлектрическое основание; 3 — контактные площадки;
4 — адгезив; 5 — металлизация; 6 — слой Ag;
7 — слой AgCl; 8 — покрывная плёнка;
9 — терминальные контакты

Fig. 2. Resistive grid of one layer and layered structure of an ECG-T electrode:

- 1 — resistive grid; 2 — flexible dielectric base;
3 — contact pads; 4 — adhesive; 5 — metallization;
6 — Ag layer; 7 — AgCl layer; 8 — coating film;
9 — terminal contacts

Источник / Source: разработано автором /
compiled by the author

Для носимых систем длительного мониторинга температуры важное значение имеет размер и масса датчиков [3].

Была поставлена задача по созданию технологичного и дешевого комбинированного датчика в виде электрода, совмещающего функции регистрации ЭКГ и температуры тела человека.

Прототипом для технического решения был выбран датчик температуры, имеющий многослойную керамическую структуру, при этом на каждом керамическом слое сформирована проводящая структура из меди или никеля, причем проводящие структуры всех слоев соединены электрически последовательно³. В предложенном техническом решении реализован известный принцип измерения температуры путем измерения сопротивления металла (меди, никеля или платины), меняющегося при изменении температуры. Датчик содержит тонкопленочный медный терморезистор с защитным слоем, снабженный контактами из меди в виде пленочных площадок и расположенный на поверхности изолирующей подложки. Достоинством такого

датчика является его миниатюрность и отсутствие потребления электрической энергии. Недостатками такого датчика являются технологическая сложность его изготовления, хрупкость и негибкость материала изолирующей подложки, а также измерение только температуры.

Таким образом, необходимо к датчику температуры добавить функции регистрации ЭКГ, а также увеличить его технологичность и гибкость.

Нами был разработан комбинированный электрод ЭКГ-температура⁴ (далее — ЭКГ-Т), имеющий многослойную структуру, сформированную из множества слоев с диэлектрическим основанием с нанесенной резистивной решеткой; межслойные проводящие соединения для последовательной связи всех резистивных решеток; терминальные контакты, сформированные по концам последовательно соединенных резистивных решеток. Диэлектрические основания всех слоев выполнены из гибкого материала — полиимида, на резистивную решетку нижнего наружного слоя нанесен слой Ag/AgCl, а на резистивную решетку верхнего наружного слоя нанесен слой защитной покрывной пленки.

На рис. 2 слева приведен пример формы резистивной решетки 1, нанесенной на одну из сторон одного слоя комбинированного электрода ЭКГ-Т, при этом диэлектрическое основание слоя 2 имеет вид круга. Резистивная решетка 1 с двух сторон оканчивается контактными площадками 3 для электрического соединения с резистивными решетками других слоев.

На рис. 2 справа приведен пример многослойной структуры комбинированного электрода ЭКГ-Т, состоящей из четырех слоев, каждый из которых состоит из гибкого диэлектрического основания 2, а с каждой стороны нанесена резистивная решетка 1. Все слои склеиваются между собой в единую конструкцию адгезивом 4, который является одновременно изолятором между слоями. Все резистивные решетки всех слоев электрически соединены в последовательную цепь посредством контактных площадок 3 и межслойных соединений с металлизацией 5.

Наружная резистивная решетка нижнего слоя электрода прикасается к коже пациента и покрыта слоями серебра Ag 6 и хлорида серебра AgCl 7 для уменьшения эффекта поляризации электрода при наложении на тело человека и исключения возможных аллергических реакций. Кроме того, решетка верхнего слоя электрода защищена от внешних воздействий покрывной пленкой 8. Терминальные контакты 9 подключаются так, чтобы все решетки были соединены последовательно. Второй терминальный контакт подключается через межслойное соединение с металлизацией (на рис. 2 не показано), проходящее через все слои снизу вверх и не имеющее электрического контакта ни с одной из резистивных решеток.

Как было упомянуто ранее, для изготовления датчика температуры могут применяться металлы, обладающие высоким температурным коэффициентом электрического сопротивления металлов α , и хорошей линейностью α в измеряемом диапазоне температур. Серийно выпускаются датчики-тер-

³ Kasanami T., Tani H., Fujiwara S. Temperature sensor. US 5199791 A; filed June 11th, 1991; published April 06th, 1993.

⁴ Пат. 220876 U1 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/01, А 61 В 5/28, G 01 К 7/22. Комбинированный электрод ЭКГ-температура / Клыпин Д. Н. № 2023118118; заявл. 10.07.2023; опубл. 09.10.2023. EDN: CZSRBE.

морезисторы из меди ($\alpha = 4,3 \cdot 10^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$), никеля ($\alpha = 6,5 \cdot 10^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) и платины ($\alpha = 3,9 \cdot 10^{-3} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$). Лучшую линейность имеют платиновые терморезисторы, но они же имеют и наибольшую стоимость. Самую низкую стоимость имеют медные терморезисторы.

Для получения высокой технологичности изготовления и низкой цены датчика необходимо, чтобы он производился хорошо известными способами с возможностью выпуска миллионами штук. Одним из таких способов может быть способ серийного изготовления многослойных печатных плат для радиоэлектроники. Печатная плата представляет собой «пирог» из нескольких слоев диэлектрика с проводящей поверхностью (фольгой). Методами фотолитографии на слое диэлектрика может быть получен проводник любой конфигурации с шириной дорожек и зазорами между дорожками вплоть до 75 мкм. Проводящие поверхности выполняются из меди толщиной от 18 мкм. На внешние слои медных проводников может быть нанесено финишное покрытие разной толщины из припоя, никеля, серебра или золота.

Для получения датчика температуры со стандартизованным номинальным сопротивлением 50 или 100 Ом⁵ необходимо последовательно соединить определенное количество резистивных решеток, выполненных из меди.

Для расчета датчика температуры с номинальным сопротивлением 50 Ом из медных резистивных решеток формы, указанной на рис. 2 слева, была использована программа PCB Toolkit⁶, учитывающая особенности технологии изготовления печатных плат. Для расчета были заданы следующие параметры проводника — медная фольга стандартной толщиной 18 мкм без покрытия, ширина токопроводящей дорожки 0,1 мм. Необходимая длина проводника после расчета составила 3,78 м. Далее был рассчитан минимальный диаметр круглого электрода при заданных ограничениях — количество резистивных решеток не более 8, зазоры между токопроводящими дорожками 0,1 мм. В результате, для получения сопротивления 50 Ом при температуре 25 °С диаметр электрода должен быть не менее 12 мм.

Электрод изготавливается из следующих материалов:

- слой, состоящий из гибкого диэлектрика (бесклеевой двусторонне фольгированный полиимид 25 мкм толщиной 61 мкм), при этом резистивные решетки вытравлены с обеих сторон;

- адгезив (клей) — пленочный адгезивный акриловый материал толщиной 25 мкм;

- финишное покрытие на ближнем к телу человека внешнем слое — иммерсионное серебро толщиной 0,1...0,4 мкм, полученное стандартным способом при серийном изготовлении печатных плат (например, погружением платы в раствор с ионами серебра);

- покровная пленка на дистальном внешнем слое — 75 мкм (25 мкм полиимид + 50 мкм эпоксидный адгезив);

- хлорид серебра может быть получен на иммерсионном серебре любым способом, в самом простом варианте — электролизом в ванне с раствором NaCl, что практически не увеличивает толщину слоя серебра.

Общая толщина электрода номинальным сопротивлением 50 Ом, образованным последовательно соединенными восемью резистивными решетками (четыре слоя диэлектрика, три слоя адгезива, без терминальных электродов и слоя AgCl), составит $61 \cdot 4 + 25 \cdot 3 + 0,4 + 75 = 394,4$ мкм.

Подобная многослойная гибкая печатная плата может быть изготовлена многими производителями печатных плат⁷, что дает возможность снизить стоимость производства за счет конкуренции.

Полученный электрод толщиной 0,4 мм можно изгибать по любой из осей координат, а также методом прессования придать ему выпуклую форму, обеспечивающую надежный контакт с телом человека. Материалы (полиимид, серебро), используемые при производстве электрода ЭКГ-Т, биологически совместимы с кожей человека. Стандартизация сопротивления терморезистора электрода позволяет использовать типовые средства измерения.

Важное значение для диагностирования состояния организма человека имеет измерение концентрации таких метаболитов, как глюкоза и лактаты [4, 5] в биологических жидкостях человека. В стационарных условиях определение концентрации обычно производится в крови или моче, но для длительного мониторинга может использоваться только слюна или пот [6, 7] как обеспечивающие неинвазивный метод сбора биоматериала. Для носимых систем длительного мониторинга метаболитов большое значение имеет размер и масса электродов [8–13].

Для уменьшения габаритов систем мониторинга и удобства измерений разработаны планарные электроды, реализующие миниатюрные электрохимические ячейки, модифицированные известными химическими реагентами для измерения концентрации определенного химического вещества. Подобные электроды имеют низкую стоимость, поскольку для их изготовления используется метод трафаретной печати проводником (графит, серебро, медь) по изолирующему основанию (Screen-Printed Electrodes — SPE) [14, 15].

Типовой способ изготовления планарных электродов приведен в Патенте 2442130 С2⁸. Электрохимическая ячейка в этом решении образована двумя напечатанными серебряной пастой электродами — рабочим электродом и электродом сравнения. Рабочий электрод далее модифицируется берлинской лазурью и для определения концентрации глюкозы дополнительно иммобилизован энзимом глюкозооксидазы.

⁵ ГОСТ 6651–2009. Государственная система обеспечения единства измерений. Термопреобразователи сопротивления из платины, меди и никеля. Общие технические требования и методы испытаний. Введ. 2011–01–01. Москва: Стандартинформ, 2019. 26 с.

⁶ Saturn PCB Design Toolkit Version 8.45. URL: <https://saturnpcb.com/saturn-pcb-toolkit/> (accessed: 04.08.2025).

⁷ Стандартные гибкие печатные платы. URL: <https://www.rezonit.ru/pcb/gibkie/serial/> (дата обращения: 04.08.2025).

⁸ Пат. 2442130 С2. Российская Федерация, МПК G 01 N 3/00, G 01 N 33/543. Способ изготовления модифицированных электродов, электроды, полученные указанным способом, и энзимные биосенсоры, включающие указанные электроды / Паллещи Д., Риччи Ф., Москоне Д., Поша А. № 2007146458/28; заявл. 12.12.2007; опубл. 10.02.2012. EDN: OVOKOC.



Рис. 3. Электрод, выполненный методом трафаретной печати с двойной электрохимической ячейкой

Fig. 3. An electrode made by screen printing with a double electrochemical cell

Источник / Source: URL: <https://metrohm-dropsens.com/products/electrodes/screen-printed-electrodes/dual-screen-printed-carbon-electrode-x1110/>

Планарные печатные электроды имеют высокий уровень воспроизводимости и высокую технологичность изготовления, что позволяет использовать их как одноразовые датчики концентрации метаболитов.

Недостатком такого электрода является определение только одного типа метаболита. Кроме того, использование электрохимической ячейки, образованной только двумя электродами, приводит к потере точности измерений при протекании тока более 1 мкА.

На основе технического решения разработаны и серийно выпускаются датчики различных веществ — SPE с трехэлектродной электрохимической ячейкой — рабочий/вспомогательный/электрод сравнения. Электрод сравнения чаще всего выполняется из серебра, покрытого хлоридом серебра — Ag/AgCl, или из серебра Ag, а рабочий и вспомогательный электроды выполняются из различных материалов с хорошей электропроводностью — от графита до золота. Для измерения концентрации определенного типа метаболита рабочий электрод иммобилизуется слоями берлинской лазури и ферментной оксидазы нужного вещества.

Прототипом разработки является планарный электрод производства фирмы Metrohm X1110⁹, используемый для анализа сразу двух различных химических веществ (рис. 3). Для этого на изолирующем основании напечатано графитом два рабочих электрода. Такой электрод является полуфабрикатом для дальнейшей модификации. Так, поставляется вариант такого электрода, в котором оба рабочих электрода дополнительно покрыты берлинской лазурью. Дальнейшая возможная заказная модифи-

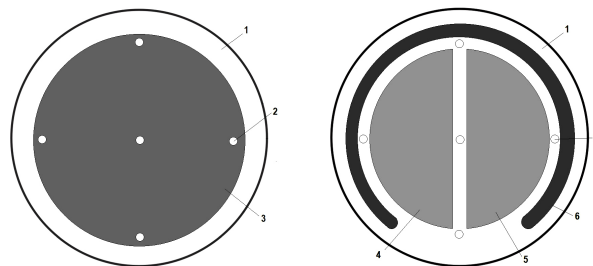


Рис. 4. Проксимальная (ЭКГ электрод) и дистальная (электрохимическая ячейка) от тела пациента стороны электрода ЭКГ-М: 1 — гибкое диэлектрическое основание; 2 — отверстия; 3 — электрод сравнения;

4 — первый рабочий электрод;

5 — второй рабочий электрод;

6 — вспомогательный электрод

Fig. 4. Proximal (ECG electrode) and distal (electrochemical cell) sides of the ECG-M electrode from the patient's body:

1 — flexible dielectric base; 2 — holes;

3 — reference electrode; 4 — first working electrode;

5 — second working electrode;

6 — auxiliary electrode

Источник / Source: разработано автором / compiled by the author

кация — иммобилизация соответствующих ферментов на рабочие электроды. Таким образом, с помощью одного электрода можно производить регистрацию концентрации одновременно двух разных химических веществ. Общим недостатком SPE является то, что требуемый объем анализируемого раствора, обеспечивающего полное покрытие области электрохимической ячейки, может достигать значительной величины (до 10 мл). Такое ограничение не позволяет использовать SPE для анализа небольших объемов пота, выделяемого телом человека. Кроме того, серийные SPE выполнены на керамическом основании, что придает им хрупкость и жесткость.

Поставлена задача создания комбинированного датчика — электрода «ЭКГ-метаболиты» с увеличенной функциональностью и технологичностью изготовления.

Нами разработан комбинированный электрод «ЭКГ-метаболиты»¹⁰ (далее — ЭКГ-М), имеющий диэлектрическое основание, электрод сравнения, вспомогательный электрод, два рабочих электрода, оба покрытые слоем берлинской лазури, при этом диэлектрическое основание выполнено из гибкого материала — полиимида, все электроды выполнены из медной фольги, покрытой серебром Ag, электрод сравнения дополнительно покрыт слоем хлорида серебра AgCl, первый рабочий электрод дополнительно покрыт ферментом лактатоксидазы, второй рабочий электрод дополнительно покрыт ферментом глюкозооксидазы, при этом электрод сравнения расположен на стороне электрода, прилегающего к телу человека, и является одновременно электродом для регистрации ЭКГ, вспомогательный электрод и рабочие электроды расположены на противоположной стороне электрода и накрыты прокладкой из впитывающего пот материала, а диэлектрическое основание имеет ряд отверстий для проникновения пота.

⁹ Dual Screen-Printed Carbon Electrode. URL: <https://metrohm-dropsens.com/products/electrodes/screen-printed-electrodes/dual-screen-printed-carbon-electrode-x1110/> (accessed: 04.08.2025).

¹⁰ Пат. 220817 U1 Российская Федерация, МПК А 61 В 5/28, А 61 В 5/1486, G 01 N 33/543. Комбинированный электрод ЭКГ-метаболиты / Клыпин Д. Н. № 2023118127; заявл. 10.07.2023; опубл. 04.10.2023. EDN: GFLODL.

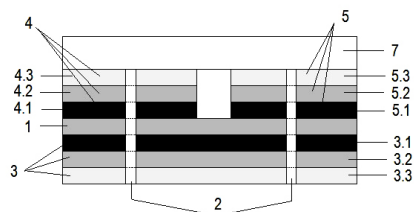


Рис. 5. Послойная структура электрода ЭКГ-М:

- 1 — гибкое диэлектрическое основание;
2 — отверстия; 3 — электрод сравнения, состоящий из слоев: 3.1 — Cu, 3.2 — Ag, 3.3 — AgCl; 4 — первый рабочий электрод, состоящий из слоев: 4.1 — Cu, 4.2 — берлинская лазурь, 4.3 — энзим лактатооксидазы; 5 — второй рабочий электрод, состоящий из слоев 5.1 — Cu, 5.2 — берлинская лазурь, 5.3 — энзим глюкозооксидазы; 7 — прокладка

Fig. 5. Layered structure of the ECG-M electrode:

- 1 — flexible dielectric base; 2 — holes;
3 — reference electrode consisting of layers: 3.1 — Cu, 3.2 — Ag, 3.3 — AgCl; 4 — first working electrode consisting of layers: 4.1 — Cu, 4.2 — Prussian blue, 4.3 — lactate oxidase enzyme; 5 — second working electrode consisting of the layers 5.1 — Cu, 5.2 — Prussian blue, 5.3 — glucose oxidase enzyme; 7 — gasket

Источник / Source: разработано автором / compiled by the author

Вид разработанного электрода приведен на рис. 4 (слева показана проксимальная сторона, контактирующая с телом человека, справа — дистальная от тела человека сторона). Электрод выполнен в виде многослойной гибкой печатной платы. Последовательность слоев приведена на рис. 5 (вспомогательный электрод для упрощения не показан).

Разработанный электрод содержит:

— слой 1, состоящий из гибкого диэлектрика (бесклеевой двусторонне фольгированный полиимид 25 мкм толщиной 61 мкм) с отверстиями 2 для проникновения пота;

— слой проводника 3.1 с финишным покрытием из иммерсионного серебра 3.2 и хлорида серебра 3.3 образует электрод сравнения 3 (ЭКГ — электрод);

— слой проводника 4.1, покрытого слоем берлинской лазури 4.2 и энзимом лактатооксидазы 4.3, образует первый рабочий электрод 4;

— слой проводника 5.1, покрытого слоем берлинской лазури 5.2 и энзимом глюкозооксидазы 5.3, образует второй рабочий электрод 5;

— слой проводника с финишным покрытием из иммерсионного серебра образует вспомогательный электрод 6;

— прокладка 7 из впитывающего пот материала (например, микрофибры толщиной 0,5...1 мм).

Первый рабочий электрод 4, электрод сравнения 3 и вспомогательный электрод 6 образуют первую часть двойной электрохимической ячейки, производящую измерение концентрации лактатов.

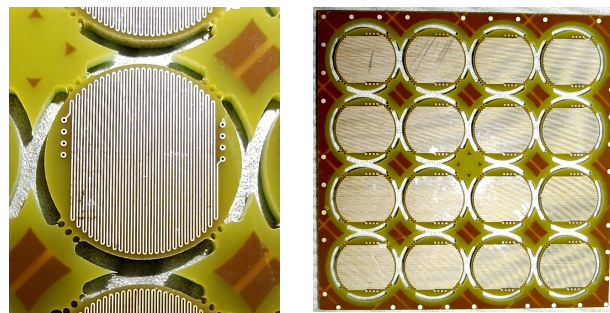


Рис. 6. Внешний вид экспериментальных образцов электродов ЭКГ-Т

Fig. 6. Appearance of experimental samples of ECG-T electrodes

Источник / Source: разработано автором / compiled by the author

Второй рабочий электрод 5, электрод сравнения 3 и вспомогательный электрод 6 образуют вторую часть двойной электрохимической ячейки, производящую измерение концентрации глюкозы.

Регистрация ЭКГ производится электродом сравнения 3 (он же электрод ЭКГ).

Регистрация метаболитов производится двойной электрохимической ячейкой, которая начинает работать при накоплении в прокладке 7 достаточного объема пота, проникает через отверстия 2.

Общая толщина разработанного электрода ЭКГ-М без прокладки составляет не более 100 мкм. Полученный электрод можно изгибать по любой из осей координат, а также методом прессования придать ему выпуклую форму, обеспечивающую надежный контакт с телом человека.

Экспериментальные исследования

Для выяснения соответствия расчетам и заявленным техническим характеристикам были изготовлены и исследованы экспериментальные образцы электродов ЭКГ-Т.

Разработка топологии платы электрода проведена в программной среде Altium Designer¹¹. Опытная партия из 32 электродов произведена на предприятии «Резонит» (г. Москва).

Для удешевления и ускорения изготовления экспериментальных образцов было выбрано изготовление электродов из типовых жестких материалов, общая толщина электрода из восьми слоев с покрывными масками составила 1 мм.

На рис. 6 приведены фотографии изготовленных электродов ЭКГ-Т — одиночный слева, групповая заготовка из 16 электродов — справа.

Для оценки разброса сопротивления электродов в партии были проведены измерения всех 16 электродов в заготовке. Результаты измерений приведены в табл. 1.

Для измерений сопротивления электродов был использован вольтметр универсальный АКИП-2101, режим измерения R — по четырехпроводной схеме, абсолютная погрешность измерений $\pm 0,025$ Ом.

Среднее значение сопротивления в группе составило $R_{cp} = 52,6075$ Ом.

Максимальное абсолютное отклонение составило $\Delta_{max} = 0,4475$ Ом (электрод № 13).

¹¹ Altium Designer: The Industry's Leading PCB Design Software. URL: <https://www.altium.com/altium-designer> (accessed: 04.08.2025).

Таблица 1. Сопротивление электрода при 26 °С, Ом
Table 1. Electrode resistance at 26 °C, Ом

№ 1 – 52,61	№ 2 – 52,95	№ 3 – 52,742	№ 4 – 52,93
№ 5 – 52,33	№ 6 – 52,96	№ 7 – 52,72	№ 8 – 52,61
№ 9 – 52,27	№ 10 – 52,71	№ 11 – 52,45	№ 12 – 52,61
№ 13 – 52,16	№ 14 – 52,70	№ 15 – 52,33	№ 16 – 52,59

Источник / Source: разработано автором / compiled by the author

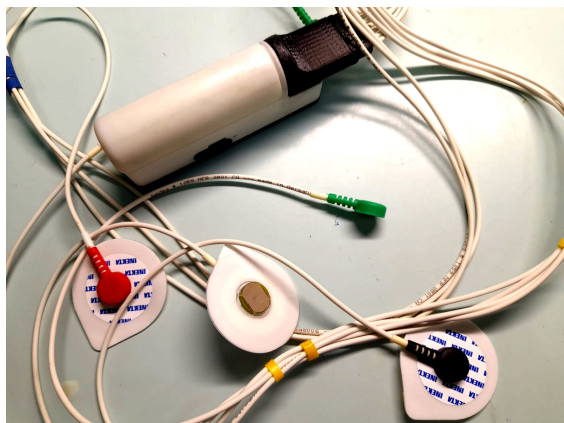


Рис. 7. Внешний вид электрода ЭКГ-Т, интегрированного в стандартный одноразовый электрод

Fig. 7. Appearance of an ECG-T electrode integrated into a standard disposable electrode

Источник / Source: разработано автором / compiled by the author

Максимальное относительное отклонение составило $\Delta_{\max}/R_{\max} \cdot 100\% = 0,4475/52,96 \cdot 100 = 0,845\%$ ($R_{\max}$ у электрода № 6).

Разброс номинального значения сопротивления в группе составил не более 1 %.

Для оценки чувствительности электрода по температуре экспериментальный образец № 6 был испытан при разных температурах. Его сопротивление при 23 °С составило 52,713 Ом, а при 100 °С — 65,206 Ом.

Полученный температурный коэффициент зависимости сопротивления электрода от температуры составил

$$\alpha = \frac{\frac{R_{\max}}{R_{\min}} - 1}{T_{\max} - T_{\min}} = \frac{\frac{65,206}{52,713} - 1}{100 - 23} = 0,003.$$

Тестирование еще нескольких образцов электрода дало тот же результат, что и электрод № 6.

При этом температурный коэффициент зависимости сопротивления чистой меди от температуры составил 0,0043. Таким образом, нами получен термодатчик с несколько меньшей, чем у медного термосопротивления, чувствительностью. Предположительно, это связано с крайне малой площадью поперечного сечения проводника электрода:

$$S = \text{толщина меди} \cdot \text{ширина проводника} = \\ = 18 \text{ мкм} \cdot 100 \text{ мкм} = 1800 \text{ мкм}^2 = 0,0018 \text{ мм}^2.$$

Для оценки возможности регистрации ЭКГ с помощью электродов ЭКГ-Т были модифицированы 2 стандартных одноразовых электрода. Модификация проводилась следующим образом: из середины электрода извлекался штатный проводящий элемент (собственно электрод), а на его место вклеивался электрод ЭКГ-Т, а один из выводов с обратной стороны электрода ЭКГ-Т подключался к кнопочному коннектору. На рис. 7 в центре показан модифицированный электрод.

С помощью кардиомонитора регистрировалось одно отведение двумя парами электродов — парой стандартных одноразовых и парой электродов ЭКГ-Т. По результатам измерений установлено, что морфология QRS-комплексов не нарушена, уровень шумов при регистрации электродами ЭКГ-Т незначительно превышал уровень шумов от стандартных электродов, что говорит о возможности регистрации ЭКГ электродами ЭКГ-Т с необходимым качеством.

Заключение

Разработаны уникальные датчики биологических сигналов состояния организма человека — многоразовые комбинированные электроды «ЭКГ-температура» и «ЭКГ-метаболиты».

Преимущества предложенных датчиков:

1. Одновременная регистрация биологических параметров разной природы за счет регистрации электрических сигналов (ЭКГ, электроэнцефалограмма, миограмма) вместе с регистрацией температуры или концентрации метаболитов (лактаты, глюкозы и т. п.).

2. Точное измерение биологических сигналов за счет качественного контакта с телом человека.

3. За счет использования диэлектриков, стабильных к внешним воздействиям и к температуре, а также за счет финишной защиты внешней поверхности, обеспечиваются стабильные технические характеристики.

4. За счет применения биологически нейтральных материалов, непосредственно касающихся кожи человека (полиимид и слой Ag/AgCl), обеспечивается биологическая совместимость с кожей человека.

5. Благодаря использованию промышленных технологий изготовления гибких печатных плат, достигается высокая технологичность и низкая себестоимость при больших объемах производства.

Разработанные датчики предназначены для использования в полифункциональных системах мониторинга состояния жизненно важных систем организма человека при обеспечении надежной фиксации на теле пациента известными способами, например, эластичным поясом¹².

¹² Электродный пояс Tapuz с встроенными электродами ЭКГ. URL: <https://atesmedica.ru/catalog/elektrodneyy-poyas-tapuz/> (дата обращения: 04.08.2025).

Партия электродов «ЭКГ-метаболизмы» находится в состоянии изготовления. Их экспериментальным исследованиям будет посвящено следующее исследование.

Список источников / References

1. Тычков А. Ю., Бутров Н. А., Алимуратов А. К., Назарычев А. П. Многоканальная система мониторинга основных показателей здоровья человека // Известия высших учебных заведений. Поволжский регион. Технические науки. 2021. № 2. С. 3–14. <https://doi.org/10.21685/2072-3059-2021-2-1>.
2. Tychkov A. Yu., Butrov N. A., Alimuradov A. K., Nazarychev A. P. Multichannel system for monitoring the main indicators of human health. *University Proceedings. Volga Region. Engineering Sciences*. 2021;2:3–14. <https://doi.org/10.21685/2072-3059-2021-2-1>. (In Russ.).
3. Yuldashev Z. M. A Remote System for Monitoring the State of Health of People with Chronic Diseases and Predicting Periods of Exacerbation. *Biomedical Engineering*. 2023;5(56):294–297. <https://doi.org/10.1007/s10527-023-10222-w>. EDN: AAYZRR.
4. Yang H. Wearable flexible temperature sensors and their applications. *Highlights in Science, Engineering and Technology*. 2024;102:124–128.
5. Момыналиев К. Т., Прокопьев М. В., Иванов И. В. Обзор современных датчиков для непрерывного мониторингирования уровня глюкозы // Сахарный диабет. 2023. Т. 26, № 6. С. 575–584. <https://doi.org/10.14341/DM13043>. EDN: DFUNWV.
6. Momynaliev K. T., Prokopiev M. V., Ivanov I. V. Overview of modern sensors for continuous glucose monitoring. *Diabetes Mellitus*. 2023;26(6):575–584. <https://doi.org/10.14341/DM13043>. EDN: DFUNWV. (In Russ.).
7. Вохмянина Д. В., Карякина Е. Е., Андреев Е. А., Карякин А. А. Мультибиосенсор на основе берлинской лазури для одновременного определения глюкозы и лактата в тонкослойной проточно-инжекционной системе // Вестник Московского университета. Серия 2. Химия. 2018. Т. 59, № 5. С. 337–344. EDN: XPURNZ.
8. Vokhmyanina D. V., Karyakina E. E., Andreev E. A., Karyakin A. A. Thin-film prussian blue based multibiosensor for glucose and lactate simultaneous determination. *Vestnik MSU. Chemistry Series*. 2018;59(5):337–344. EDN: XPURNZ. (In Russ.).
9. Bakker J., Nijsten M. W., Jansen T. C. Clinical use of lactate monitoring in critically ill patients. *Annals of Intensive Care*. 2013;3(1):12. <https://doi.org/10.1186/2110-5820-3-12>.
10. Luo T. T., Sun Zh., Li C. [et al.]. Monitor for lactate in perspiration. *The Journal of Physiological Sciences*. 2021;71:26. <https://doi.org/10.1186/s12576-021-00811-3>.
11. Bandodkar A. J., Wang J. Non-invasive wearable electrochemical sensors: A review. *Trends in Biotechnology*. 2014;32(7):363–371. <https://doi.org/10.1016/j.tibtech.2014.04.005>.
12. Legner C., Kalwa U., Patel V. [et al.]. Sweat sensing in the smart wearables era: Towards integrative, multifunctional and body-compliant perspiration analysis. *Sensors and Actuators A: Physical*. 2019;296:200–221. <https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.07.020>.
13. Bariya M., Nyein H. Y. Y., Javey A. Wearable sweat sensors. *Nature Electronics*. 2018;1(3):160–171. <https://doi.org/10.1038/s41928-018-0043-y>.
14. Komkova M. A., Eliseev A. A., Poyarkov A. A. [et al.]. Simultaneous monitoring of sweat lactate content and sweat secretion rate by wearable remote biosensors. *Biosensors and Bioelectronics*. 2022;202:113970. <https://doi.org/10.1016/j.bios.2022.113970>.
15. Yang G., Hong J., Park S-B. Wearable device for continuous sweat lactate monitoring in sports: A narrative review. *Frontiers in Physiology*. 2024;15:1376801. <https://doi.org/10.3389/fphys.2024.1376801>.
16. Shitanda I., Ozone Yu., Morishita Yu. [et al.]. Air-bubble-insensitive microfluidic lactate biosensor for continuous monitoring of lactate in sweat. *ACS Sensors*. 2023;8(6):2368–2374. <https://doi.org/10.1021/acssensors.3c00490>.
17. Hart J. P., Crew A., Crouch E. [et al.]. Some recent designs and developments of screen-printed carbon electrochemical sensors/biosensors for biomedical, environmental, and Industrial analyses. *Analytical Letters*. 2004;37:789–830. <https://doi.org/10.1081/AL-120030682>.
18. Gryaznova M. I., Lugvishchuk D. S., Gryaznov K. O. [et al.]. Screen-printing of electrical sensor for glucose determination with exfoliated graphite-based paste. *Journal of Advanced Materials and Technologies*. 2023;8(2):111–119. <https://doi.org/10.17277/jamt.2023.02.pp.111-119>.

Информация об авторе:

КЛЫПИН Дмитрий Николаевич, старший научный сотрудник Научно-исследовательской лаборатории «Микропроцессорные устройства» Научно-исследовательского института радиоэлектроники и приборостроения Омского государственного технического университета, г. Омск.
SPIN-код: 9881-5316
AuthorID (РИНЦ): 681588
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8263-0206>
AuthorID (SCOPUS): 37111005000
ResearcherID: E-7467-2014
e-mail: lan@omgtu.ru

Прозрачность финансовой деятельности: автор не имеет финансовой заинтересованности в представленных материалах и методах. Конфликт интересов отсутствует.

Автор прочитал и одобрил окончательный вариант рукописи.

Статья поступила в редакцию 25.11.2025; одобрена после рецензирования 23.01.2026; принята к публикации 04.06.2026.

Information about the author:

KLYPIN Dmitrii Nikolayevich, Senior Researcher, Research Laboratory "Microprocessor Devices", Research Institute of Radioelectronics and Instrument Engineering, Omsk State Technical University, Omsk.
SPIN-code: 9881-5316
AuthorID (RSCI): 681588
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8263-0206>
AuthorID (SCOPUS): 37111005000
ResearcherID: E-7467-2014
e-mail: lan@omgtu.ru

Financial transparency: the author has no financial interest in the presented materials or methods. There is no conflict of interest.

The author has read and approved the final manuscript. The article was submitted 25.11.2025; approved after reviewing 23.01.2026; accepted for publication 04.06.2026.