



<http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50>

Оригинальная статья  
Original paper

УДК 616.12-008.3-073.96

## РАЗРАБОТКА ЭЛЕКТРОДОВ НОВОГО ПОКОЛЕНИЯ ДЛЯ РЕГИСТРАЦИИ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКИХ ПОТЕНЦИАЛОВ СЕРДЦА

Е. В. ЛЕМЕШКО, С. Н. ВАСЮКЕВИЧ, С. В. ГУБКИН

*Институт физиологии Национальной академии наук Беларуси (г. Минск, Республика Беларусь)*

*Поступила в редакцию 03.11.2022*

© Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники, 2023  
Belarusian State University of Informatics and Radioelectronics, 2023

**Аннотация.** При проведении электрофизиологических исследований для регистрации биоэлектрических сигналов используют электроды, от правильного выбора и применения которых зависят достоверность и диагностическая значимость получаемых данных. Регистрация электрокардиограммы является стандартной процедурой в медицине, но ее мониторинг часто ограничивается 24 часами. Происходит это из-за ограниченной производительности электродов. Свойства границы кожа/электрод определяют качество работы медицинского оборудования. Следовательно, условия поверхности и состав материала, из которого изготовлен электрод, должны соответствовать требованиям устройства регистрации электрокардиограммы. Важно реализовать быструю передачу полезного сигнала с малыми потерями и без артефактов. Современные электроды с применением Ag/AgCl имеют ограниченный срок службы, так как их обезвоживание и деградация поверхности приводят к образованию различных артефактов на записи электрокардиограммы. Альтернатива – сухие гибкие электроды, основой которых могут послужить углеродные материалы (восстановленный оксид графена либо алмазоподобное покрытие) на пластиковой (пленочной) подложке. Акцент современных исследований направлен на разработку сухих электродов, которые предоставили бы возможность проводить качественную долговременную регистрацию электрокардиосигналов без гелей и клеев.

**Ключевые слова:** неинвазивный электрод, электрокардиография, сухой электрод, эпидермальная электроника, гибридный мультимодальный электрод, носимое медицинское устройство.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Благодарность.** Авторы статьи выражают искреннюю благодарность ведущему научному сотруднику лаборатории физиологии питания и спорта Института физиологии НАН Беларуси Эдуарду Степановичу Кашицкому за многолетний совместный труд на благо отечественной науки.

**Для цитирования.** Лемешко, Е. В. Разработка электродов нового поколения для регистрации биоэлектрических потенциалов сердца / Е. В. Лемешко, С. Н. Васюкевич, С. В. Губкин // Доклады БГУИР. 2023. Т. 21, № 1. С. 43–50. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50>.

## DEVELOPMENT OF NEW GENERATION ELECTRODES FOR REGISTRATION OF HEART BIOELECTRIC POTENTIALS

YEGOR V. LEMESHKO, SERGEY N. VASUKEVICH, SERGEY V. GOUBKIN

*Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus (Minsk, Republic of Belarus)*

*Submitted 03.11.2022*

**Abstract.** When conducting electrophysiological studies, electrodes are used to register bioelectrical signals, the correct choice and use of which determine the reliability and diagnostic significance of the data obtained. Recording an electrocardiogram is a standard procedure in medicine, but its monitoring is often limited to 24 hours.

This is due to the limited performance of the electrodes. The properties of the skin/electrode interface determine the performance of medical equipment. Therefore, the surface conditions and the composition of the material from which the electrode is made should comply with the requirements of the electrocardiogram recording device. It is important to implement fast transmission of a useful signal with low losses and without artifacts. Modern electrodes using Ag/AgCl have a limited-service life, since their dehydration and surface degradation lead to the formation of various artifacts on the electrocardiogram record. Alternative – dry flexible electrodes. Such electrodes can be based on carbon materials (reduced graphene oxide or a diamond-like coating) on a plastic (film) substrate. The emphasis of modern research is aimed at carrying out work on the development of dry electrodes, which would provide an opportunity to carry out high-quality long-term registration of electrocardiosignals without gels and adhesives.

**Keywords:** non-invasive electrode, electrocardiography, dry electrode, epidermal electronics, hybrid multimodal electrode, wearable medical device.

**Conflict of interests.** The authors declare no conflict of interests.

**Gratitude.** The authors of the article express their sincere gratitude to the leading researcher of the Laboratory of Nutrition and Sports Physiology of the Institute of Physiology of NAS of Belarus, Edward Kashitsky for many years of joint work for the benefit of domestic science.

**For citation.** Lemeshko Y. V., Vasukevich S. N., Goubkin S. V. (2023) Development of New Generation Electrodes for Registration of Heart Bioelectric Potentials. *Doklady BGUIR*. 21 (1), 43–50. <http://dx.doi.org/10.35596/1729-7648-2023-21-1-43-50> (in Russian).

## Введение

Электрокардиография – один из наиболее часто используемых методов диагностики в кардиологии, который регистрирует электрическую активность сердца (в случае мониторингования – с течением времени), что дает важную информацию о работе сердечно-сосудистой системы в целом [1]. Каждое возбужденное волокно – элементарный диполь, вызывающий появление электродвижущей силы (ЭДС), а так как она является векторной величиной, суммарную ЭДС сердца определяют правилом сложения векторов. Электрические потенциалы, возникающие во время возбуждения различных частей желудочков сердца, отличаются по направлению, амплитуде и причинам, вызывающим их. Электрокардиограмма (ЭКГ) отражает стадии возбуждения миокарда с течением времени, так как возбуждение в нем непрерывно. Таким образом, электрическое поле сердца определяют балансом различных потенциалов, направленных в разные стороны. Суммарный вектор ЭДС во время сердечного цикла проецируют на оси отведений и обуславливают отображение ЭКГ в различных отведениях.

На пути изучения биоэлектрической активности организма стоят задачи повышения точности передачи полезного сигнала на фоне помех и снижения искажений, вносимых устройством регистрации и передачи данных. Кроме того, на поверхность тела поступает большое количество биоэлектрических сигналов от различных органов/систем организма, что также снижает вероятность достоверной передачи полезного сигнала. Динамический диапазон биоэлектрических сигналов составляет для ЭКГ 0,01–5 мВ, для электроэнцефалограммы (ЭЭГ) – 0,005–0,1 мВ, для электромиограммы (ЭМГ) – 0,05–1 мВ. Соответственно спектры большинства биосигналов перекрываются. Поэтому выделение необходимого сигнала из всей их совокупности затруднено.

При проведении электрофизиологических исследований для съема биоэлектрических сигналов используют медицинские электроды, от правильного выбора и применения которых зависят достоверность и диагностическая значимость получаемых данных. К конструкции и материалу электродов предъявляют ряд требований, определяемых специфическими условиями эксперимента:

- 1) хорошая электропроводность;
- 2) биосовместимость, физико-химическая инертность;
- 3) высокая прочность, простота и долговечность;
- 4) эргономичность, легкость и пластичность;
- 5) отсутствие поляризации, устойчивость к механическим воздействиям;
- 6) стабильность измерений;
- 7) малые габариты и масса.

В ГОСТ 24878–81 «Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Термины и определения» приведены термины и определения 93 видов биоэлектрических электродов, в ГОСТ 25995–83 «Электроды для съема биоэлектрических потенциалов. Общие технические требования и методы

испытаний» определены основные параметры электродов ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ и методы их испытаний. Вместе с этим ГОСТ Р МЭК 60601-2-25–2016 «Изделия медицинские электрические», ч. 2–25 «Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к электрокардиографам» по прошествии более 30 лет рассматривает новые подходы к измерению ЭКГ и требования к точности измерений, также в нем обозначены проблемные вопросы относительно стабильности результатов измерений при наличии помех.

В настоящее время на рынке электронных компонентов появились системы на кристалле, 24-битные аналого-цифровые преобразователи для медицинских приложений, позволяющие регистрировать электрофизиологические потенциалы 1,0–3,0 мкВ с частотой дискретизации 2000–8000 Гц, что дает возможность обеспечить нейрофизиологические исследования и регистрацию ЭКГ высокого разрешения в носимых медицинских устройствах.

Следует отметить, что из всех электрофизиологических сигналов самые высокие требования по метрологическому обеспечению измерений предъявляются к электрокардиосигналу, имеющему детерминированные параметры при измерении как временных интервалов, так и амплитуд этих сигналов. Вместе с этим наиболее слабым звеном и консервативным элементом в системе регистрации биопотенциалов «объект исследования – электрод – регистратор», критически влияющим на качество проводимых исследований, являются электроды.

### Типовой одноразовый электрод

Рассмотрим потребительские (медицинские) свойства типового одноразового электрода для электрокардиографии на примере электрода FS-50 Skintact (Leonhard Lang GmbH, Austria) диаметром 50 мм. Состав электрода:

- материал, фиксирующий электрод на теле обследуемого, – высококачественный, непроницаемый для жидкости вспененный полиэтилен на основе пенополиуретана, который не вызывает аллергических реакций (особо прочный клей);
- губка из мелкочаеистого полимера высокого давления, пропитанная гелем длительного действия (Aqua Wet Gel);
- преобразователь потенциалов/датчик – хорошо зарекомендовавший комплекс Ag/AgCl, обеспечивающий «золотой стандарт» регистрации электрофизиологических сигналов [2].

Характеристики электрода:

- масса – не более 1,7 г;
- разница электродных потенциалов – не более 5 мВ;
- сопротивление электрода – не более 100 Ом;
- тип соединения – кнопка.

Другие разновидности одноразовых электродов Skintact отличаются формой, материалом основы, а также некоторыми другими характеристиками – сопротивлением, массой, величиной шума. Существует ряд серьезных научных и технологических проблем, связанных с переходом на новые принципы регистрации электрофизиологических сигналов и новые материалы (текстильная и эпидермальная электроника, с использованием нанотрубок и нанопроволок, материалов на основе восстановленного оксида графена, хитозана и др.).

Длительная регистрация ЭКГ является стандартной процедурой в современной кардиологии, но мониторинг чаще всего ограничивается 24 часами, даже если более длительное время записи представляет клинический интерес [3]. Происходит это из-за ограниченной производительности современных электродов, так как их обезвоживание приводит к образованию различных артефактов на записи ЭКГ. Для устранения этого недостатка используют медицинский гель, который уменьшает влияние кожи на импеданс. Клейкая часть электрода иногда может вырывать волосы при его удалении, вызывая боль и даже воспаление в волосяной луковице. Для лучшего контакта электрода с кожей и минимизации последнего недостатка необходима ее подготовка в местах контакта с электродами: сбривание волос и «зачистка кожи абразивом». Длительное воздействие серебросодержащих веществ может привести к местной аргиирии (синее окрашивание кожи из-за накопления сульфидов серебра) [4], а адгезивный слой, прикрепляющий электрод к коже, может вызвать аллергические реакции [5]. Гель также в состоянии вызвать аллергическую реакцию, рост бактерий и раздражение кожи. Последняя под слоем клея может вспотеть, что приведет к деградации поверхности и ухудшению обнаружения биоэлектрического сигнала. Поэтому элек-

троды с применением Ag/AgCl плохо подходят для мониторинга показателей сердечной деятельности [6]. Акцент современных исследований направлен на разработку сухих электродов, которые предоставили бы возможность проводить долговременную регистрацию биосигналов без гелей и клеев.

С физической точки зрения электрод – интерфейс/преобразователь для передачи ионного тока в теле/тканях биологического объекта в электронный ток регистрирующего устройства. Электроды на поверхности кожи и сама кожа под электродом создают потенциалы и сопротивления, которые могут искажать измеряемый биосигнал [7]. Чтобы получить стабильные высококачественные биоэлектрические сигналы, электроды должны соответствовать следующим требованиям:

- импеданс границы раздела электрод-кожа должен быть минимизирован;
- электрод должен обеспечить стабильный контактный интерфейс для ослабления артефактов движения;
- электрод должен обладать хорошей биосовместимостью, химической стабильностью, не вызывать дискомфорта и повреждения кожного покрова.

Рассмотрим доминирующие направления исследований по созданию современных электродов для регистрации электрофизиологических сигналов на основе микроигл, сухих поверхностных и емкостных электродов, гибридных мультимодальных электродов (текстильных и эпидермальных).

### **Микроиглы (на основе металлов, кремния, полимерных материалов)**

В исследованиях по использованию металлов для изготовления массивов микроигл Cu<sub>0</sub> и других применяли легкоплавкие сплавы (Bi/In/Sn/Zn с температурой плавления 57,5 °С) [8]. Массив микроигл сформировали путем нанесения расплавленного металла непосредственно на подложку. Эксперименты по измерению импеданса для сигнала 10 Гц показали результаты, сопоставимые с влажными электродами.

Электроды с микроиглами на основе кремния показывают хорошие результаты по точности измерения, но имеют ряд недостатков: сложные и дорогостоящие в производстве, экологически небезопасные процессы производства, низкая механическая прочность (хрупкость) при использовании. Эти недостатки ограничивают сферу применения таких электродов и соответственно серийность их производства.

Электроды на основе металлических материалов обладают высокой прочностью, легко формируются. Высокая проводимость обеспечивает точность метрологических характеристик регистрации физиологических сигналов в статике. Однако такие электроды из-за низкой биосовместимости и повышенного количества артефактов в динамических измерениях требуют доработки.

### **Сухие поверхностные электроды**

Сухие поверхностные электроды неинвазивны, плотно прилегают к коже. Имеют более высокий импеданс, чем электроды с микроиглами, но в отличие от них не причиняют дискомфорта обследуемому. Еще одним преимуществом таких электродов является отсутствие проводящих гелей между электродом и поверхностью кожи. Они поддерживают стабильный контакт во время движения, подходят для использования в амбулаторных условиях. Основные направления исследований связаны с разработкой технологий изготовления сухих неинвазивных электродов на основе металлических поверхностей, углеродных и полимерных материалов.

Металлические наноматериалы (AgNW – серебряные нанопроволоки) широко используются для повышения электропроводности сухих электродов. Результаты исследований показали, что проводимость электродов может достигать 50 См/м при 50 % деформации растяжения благодаря хорошему контакту с кожей. Для изготовления токопроводящих электродов из AgNW используется технология электрогидродинамической (EHD) печати. Для этого применяют чернила с удельной электропроводностью  $5,6 \cdot 10^6$  См/м. Технология EHD позволяет печатать AgNW на разнообразных носителях, включая стекло, бумагу. Потребительские свойства таких электродов увеличиваются и за счет эффекта самоадсорбции.

Следует отметить перспективные исследования по созданию самоадсорбирующихся эпидермальных электродов нанометровой толщины с многослойной структурой. Электрод состоит из пленки Au, расположенной между двумя слоями биосовместимого парилена. Толщина каждо-

го слоя пленки около 100 нм. Для достижения прямого контакта между пленкой Au и кожей перед размещением электрода область датчика, контактирующую с кожей, освобождают от парилена. Этот ультратонкий, малозумный, самоадсорбирующий сухой электрод имеет простую конструкцию и не требует чрезвычайно сложной технологии, а благодаря своим свойствам тонкие слои могут обеспечить адгезию на сложных трехмерных поверхностях, поскольку их жесткость на изгиб сопоставима с эластичностью кожи человека и не вызывает дискомфорта, что обеспечивает длительный мониторинг биосигналов без артефактов движения.

Материалы на основе углерода (например, углеродные нанотрубки, восстановленный оксид графена) обладают высокой механической прочностью и хорошей электропроводностью. Чтобы использовать их уникальные свойства, углеродные нанотрубки диспергируют в полимерной матрице для производства электродов. Китайские разработчики изготовили ворсистые электроды для повышения комфорта во время испытаний. С целью увеличения электропроводности на ворсинки из углеродного волокна нанесен гальванический слой – пленка Au.

Самоадсорбция электродов – одна из целей исследований, так как фиксация электродов и кабельных систем лентами, ремнями не всегда оптимальна. Для разработки интегрированного, многофункционального электрода, обеспечивающего адгезию и проводимость при изгибах и растяжении для носимого медицинского устройства, исследуют и разрабатывают сухие клеи, создают «псевдогекконовые» структуры.

D. H. Kim с соавторами [9] предложили гибкий электрод, основанный на иерархической микроструктуре, с использованием смеси углеродных нанотрубок и графена. Смесь с графеном улучшала плохую проводимость углеродных нанотрубок.

Идеальный самоадсорбирующий электрод, реализованный в структуре бионического геккона, показал на коже человека хорошую адгезию 1,3 Н/см. Проводимость мембранного электрода в динамике снижалась несущественно. Хорошая самоочищающаяся способность гидрофобной поверхности электрода стала несомненным преимуществом для его использования в качестве многоразового универсального электрода в системах длительного мониторинга ЭКГ. Кроме того, углеродные нанотрубки и AgNW являются превосходными проводящими наноматериалами, поэтому ожидается, что их комбинация будет иметь синергетический эффект.

Хитозан интересен как натуральный биополимер с сильной адсорбцией, противомикробными свойствами и хорошей биосовместимостью. Морфология поверхности электрода, структура нанотрубок улучшают перенос электронов, компенсируют отсутствие переноса электронов на границе раздела из-за отсутствия электролита. Электрод требует внешней фиксации для исключения артефактов движения.

### Емкостные электроды

Принцип работы емкостного электрода существенно отличается от двух перечисленных выше типов контактных электродов. Он эквивалентен конденсатору, подключенному к поверхности кожи. Такой электрод не должен находиться в тесном контакте с поверхностью кожи, что улучшает комфорт обследуемого. Емкостные электроды интегрируют со схемой входного усилителя на печатной плате или медной пластине. Разработано множество их конструкций.

S. M. Lee с соавторами [10] предложили емкостной электрод с подложкой из полидиметилсилоксана (PDMS), полиимида (PI) и золота/титана (Au/Ti), который можно имплантировать под эпидермис. Четырехнедельный тест имплантации электрода в подкожную ткань мышцы показал, что электрод регистрировал высококачественный сигнал ЭКГ. Однако высокая стоимость изготовления электродов и необходимость в проводах для подключения к ним во время измерения делают их уязвимыми для инфекции. Авторы [11] тоже разработали самоадсорбирующий емкостной электрод с использованием PDMS. Электрод имеет многослойную структуру с пленкой Au толщиной 0,3 мкм, расположенной между двумя пленками PI.

Таким образом, технологии изготовления сухих емкостных электродов продолжают развиваться. Используемые материалы для подложек и проводящих покрытий доступны, но дорогостоящи. В исследованиях по сухим емкостным электродам практически нет информации о частотных свойствах электродов, влиянии посторонних предметов, материалов, физиологических жидкостей в зоне регистрации электрофизиологических сигналов на стабильность измерений.

Также нет сведений о возможности регистрации диагностически значимых параметров ЭКГ высокого разрешения.

### Гибридные мультимодальные электроды

Гибридные мультимодальные электроды фактически воплощают в себе комбинацию ранее рассмотренных технологий создания электродов для регистрации биопотенциалов и других физиологических параметров. Типы мультимодальных датчиков детерминируются целевым назначением проводимых исследований. В подавляющем большинстве интегрированные на одном основании/подложке мультимодальные электроды включают в себя датчики электрофизиологических параметров, биосенсоры физиологических жидкостей/выделений, температуры тела, насыщенности крови кислородом, физической активности и положения тела. В состав мультимодальных электродов интегрируют дополнительные элементы, обеспечивающие функционирование сенсоров и их коммуникативные функции: гибкие аккумуляторы/беспроводные зарядные устройства, усилители биосигналов и др.

Можно выделить два принципиально разных подхода по созданию мультимодальных датчиков: на основе текстильной/гибкой электроники и эпидермальных пленок из биосовместимых материалов (полиимид, графен, парилен, PMDS, хитозан и др.). На базе текстильной электроники создают сенсоры из эпидермальных пленок, в основном для людей с высокой физической активностью (майки, жилеты, комбинезоны и др.). Н. Yongan с соавторами [10] предложили текстильный электрод, изготовленный путем нанесения однослойных углеродных нанотрубок и серебряных нанопроволок на полиуретановую пленку для мониторинга сигналов ЭКГ. Простой процесс изготовления этих электродов не позволил получить диагностически значимые данные из-за повышенного шума и чувствительности к артефактам движения.

Электроды на основе восстановленного оксида графена интересны исследователям благодаря их превосходной электропроводности, теплопроводности, эластичности. Исследования электродов, изготовленных из нейлоновой нити, покрытой графеном, показали, что удельная электропроводность электрода составила  $4,5 \cdot 10^{12}$  См/см. В диапазоне сигналов от 10 Гц до 1 кГц импеданс покрытого графеном текстильного электрода 11,6–87,5 кОм – это больше, чем у стандартного Ag/AgCl электрода! Сигналы ЭКГ, спектральная плотность мощности этих сигналов от графеновых текстильных и коммерческих электродов сильно коррелируют (после дополнительной фильтрации). Китайские разработчики утверждают, что текстильные электроды с графеновым покрытием надежны, прочны и удобны, а процесс изготовления подходит для массового производства.

Эпидермальные датчики, похожие на татуировки – новый класс носимой электроники из-за их тонкости и мягкости. Западные ученые разработали тонкий и мягкий змеевидный электронный тату-электрод на основе графена. Электрод непосредственно прикреплен к коже человека, обладает высокой растяжимостью, сетчатая структура обеспечивает хорошую газопроницаемость. При использовании жидкой повязки может осуществлять регистрацию сигнала в течение нескольких дней. Однако графеновые слои, получаемые с помощью технологии химического осаждения из паровой фазы, очень тонки, трудно получить желаемый узор и удовлетворительную прочность.

Как один из технологических вариантов изготовления графеновых электродов из бумаги, покрытой оксидом графена, рассматривали метод лазерного скрайбирования. Высокая температура, создаваемая лазером при скрайбировании, позволила восстановить оксид графена до графена. Полученные электроды были очень тонкие и мягкие, хорошо прилегали к коже, адсорбировались на волосистой/подвижной коже, сохраняли стабильный импеданс после 1000 циклов деформаций.

Гибкие высокоинтегрированные эпидермальные электронные системы непосредственно крепят к коже – это тонкие, легкие, адаптируемые с кожей архитектуры, обеспечивающие высокоточное механическое соединение через интерфейс «кожа/устройство» и многофункциональные измерения, обеспечивая взаимодействие человек-машина.

Д. Н. Kim с соавторами [9] предложили тату-электрод, который объединяет электрофизиологические датчики, датчики температуры и тензодатчики, транзисторы, светодиоды, фотодетекторы, радиочастотные элементы. Высокоинтегрированная электродная система позволяет использовать разработанную технологию для измерения электрической активности сердца, уменьшает

размер всей измерительной системы, способна подключаться к смартфонам для мониторинга исследуемых параметров в режиме реального времени.

Авторы [12] создали механический акустический датчик, который непосредственно крепят к коже для одновременной записи ЭКГ и СКГ (сейсмокардиограммы) с помощью миниатюрного акселерометра. Оптимизация технологии изготовления и электронной элементной базы позволит создать эффективный, непрерывный и неинвазивный метод мониторинга ЭКГ в режиме реального времени.

Для изготовления текстильного электрода, интегрированного в спортивную одежду, и регистрации кардиосигнала не исключается возможность использования технологий трафаретной печати. После печати пяти слоев из электропроводящих материалов поверхностное сопротивление электродов составляло 5,6 Ом, что позволило регистрировать сигналы ЭКГ при частоте сердечных сокращений 180 ударов в минуту. Полученные сигналы коррелировали с результатами от стандартных влажных электродов.

Практически все исследователи утверждают, что металлические материалы не имеют перспектив для изготовления мультимодальных электродов из-за их стоимости, технологических и эргономических проблем совмещения с гибкой подложкой, длительности подготовки и установки. Углеродные нанотрубки и графен благодаря их высокой механической прочности, хорошей электропроводности и относительно низкой стоимости наиболее востребованные материалы для изготовления электродов. Однако остаются нерешенные проблемы: необходимы исследования по оптимизации технологии изготовления графеновых электродов.

### Заключение

1. Исследования по созданию мультимодальных электродов находятся в фазе активных научных и технологических разработок. Наибольшее количество мировых патентов в области разработки, использования и коммерциализации современных материалов и технологий для биомедицинских приложений принадлежит Китаю, США и Евросоюзу.

2. При сравнении технологий текстильной и эпидермальной электроники приоритет в долгосрочной перспективе остается за последней. Для ее создания более широко используют аддитивные технологии.

3. Целесообразна разработка отечественной технологии изготовления грудных электродов ЭКГ на единой подложке, способной изменять свою конфигурацию индивидуально под конкретного обследуемого.

4. Медицинское приборостроение развивается интенсивно: повышаются вычислительные возможности электроники, активно используются нейронные сети, появляется интернет вещей, применяются GPS-навигация и телемедицинские технологии. Вместе с тем требования к используемым в нашей стране электродам регламентируются ГОСТами 80-х годов прошлого века. Данное обстоятельство, безусловно, следует учесть при разработке изменений к нормативам.

### References

1. Yu Y., Zhang J., Liu J. (2013) Biomedical Implementation of Liquid Metal Ink as Drawable ECG Electrode and Skin Circuit. *Plos One*. 8 (3). DOI: 10.1371/journal.pone.0058771.
2. Thakor N. V. (1999) *Biopotentials and Electrophysiology Measurement*. Boca Raton, CRC Press LLC.
3. Gruetzmann A., Hansen S., Müller J. (2007) Novel Dry Electrodes for ECG Monitoring. *Physiological Measurement*. 28 (11), 1375–1390. DOI: 10.1088/0967-3334/28/11/005.
4. Beutler Br. D., Lee R. A., Cohen Ph. R. (2016) Localized Cutaneous Argyria: Report of Two Patients and Literature Review. *Dermatol Online J*. 22 (11). DOI: 13030/qt4wmlj7pt.
5. Uter W., Werfel Th., White L. R., Johansen J. D. (2018) Contact Allergy: a Review of Current Problems from a Clinical Perspective. *Int J. Environ Res Public Health*. 15 (6), 1108. DOI: 10.3390/ijerph15061108.
6. Searle A., Kirkup L. (2000) A Direct Comparison of Wet, Dry and Insulating Bioelectric Recording Electrodes. *Physiological Measurement*. 21 (2), 271–283. DOI: 10.1088/0967-3334/21/2/307.
7. Gatzke R. D., Miller H. A., Harrison D. C. (ed.) (1974) *The Electrode: a Measurement Systems Viewpoint*. Biomedical Electrode Technology. New York, Academic Press. 99–116.
8. Guo S., Lin R., Wang L., Lau S., Wang Q., Liu R. (2019) Low Melting Point Metal-based Flexible 3D Biomedical Microelectrode Array by Phase Transition Method. *Mater. Sci. Eng. C. Mater. Biol. Appl.* 99, 735–739. DOI: 10.1016/j.msec.2019.02.015.

9. Lee S. M., Byeon H. J., Kim B. H., Lee J., Jeong J. Y., Lee J. H., Moon J. H., Park C., Choi H., Lee S. H., Lee K. H. (2017) Flexible and Implantable Capacitive Microelectrode for Bio-potential Acquisition. *BioChip J.* (11), 153–163. DOI: 10.1007/s13206-017-1304-y.
10. Yongan Huang, Wentao Dong, Chen Zhu, Lin Xiao (2018) Electromechanical Design of Self-Similar Inspired Surface Electrodes for Human-Machine Interaction. *Complexity.* 1–14. DOI: 10.1155/2018/3016343.
11. Kim D. H., Lu N., Ma R., Kim Y. S., Kim R. H., Wang S., Wu J., Won S. M., Tao H., Islam A., Yu K. J., Kim T. I., Chowdhury R., Ying M., Xu L., Li M., Chung H. J., Keum H., McCormick M., Liu P., Zhang Y. W., Omenetto F. G., Huang Y., Coleman T., Rogers J. A. (2011) Epidermal Electronics. *Science.* 333 (6044), 838–843. DOI: 10.1126/science.1206157.
12. Liu Y., Norton J. J., Qazi R., Zou Z., Ammann K. R., Liu H., Yan L., Tran P. L., Jang K. I., Lee J. W., Zhang D., Kilian K. A., Jung S. H., Bretl T., Xiao J., Slepian M. J., Huang Y., Jeong J. W., Rogers J. A. (2016) Epidermal Mechano-acoustic Sensing Electronics for Cardiovascular Diagnostics and Human-machine Interfaces. *Science Advances.* 2 (11). DOI: 10.1126/sciadv.1601185.

### Вклад авторов

Лемешко Е. В. подготовил рукопись статьи.

Васюкевич С. Н. проанализировал научную литературу.

Губкин С. В. осуществил постановку задачи для проведения исследования.

### Authors' contribution

Lemeshko Y. V. prepared the manuscript of the article.

Vasukevich S. N. analyzed the scientific literature.

Goubkin S. V. carried out the statement of the problem for the research.

### Сведения об авторах

**Лемешко Е. В.**, к. м. н., заведующий многопрофильной диагностической лабораторией Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

**Васюкевич С. Н.**, научный сотрудник многопрофильной диагностической лаборатории Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

**Губкин С. В.**, чл.-кор. НАН Беларуси, д. м. н., профессор, директор Института физиологии Национальной академии наук Беларуси

### Адрес для корреспонденции

220072, Республика Беларусь,  
г. Минск, ул. Академическая, 28  
Институт физиологии  
Национальной академии наук Беларуси  
Тел.: +375 29 621-12-71  
E-mail: iflemeshko@gmail.com  
Лемешко Егор Владимирович

### Information about the authors

**Lemeshko Y. V.**, Cand. of Sci., Head of the Multidisciplinary Diagnostic Laboratory of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

**Vasukevich S. N.**, Researcher at the Multidisciplinary Diagnostic Laboratory of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

**Goubkin S. V.**, Corr. Member of the National Academy of Sciences of Belarus, Dr. of Sci. (Med.), Professor, Director of the Institute of Physiology of National Academy of Sciences of Belarus

### Address for correspondence

220072, Republic of Belarus,  
Minsk, Academicheskaya St., 28  
Institute of Physiology of National Academy  
of Sciences of Belarus  
Tel.: +375 29 621-12-71  
E-mail: iflemeshko@gmail.com  
Lemeshko Yegor Vladimirovich