

*Рубрика: электрокардиостимуляция*

© А.С. САТЮКОВА, З.Г. ПАНАГОВ, 2026

© АННАЛЫ АРИТМОЛОГИИ, 2026

УДК 616.12-008.318-089

DOI: 10.15275/annaritmol.2026.1.6

## ОТ БАТАРЕЙ К ЭНЕРГИИ ТЕЛА: ОБЗОР АЛЬТЕРНАТИВНЫХ ИСТОЧНИКОВ ПИТАНИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ

*Тип статьи: обзорная статья*

*А.С. Сатюкова, З.Г. Панагов*

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» Минздрава России, Рублевское ш., 135, Москва, 121552, Российская Федерация

**Сатюкова Анна Сергеевна**, заведующая отделом экспертизы качества медицинской помощи; orcid.org/0000-0001-5948-1193, e-mail: assatyukova@bakulev.ru

**Панагов Залим Григорьевич**, мл. науч. сотр., кардиолог; orcid.org/0000-0003-2018-9077, e-mail: zgpanagov@bakulev.ru

*Традиционным источником питания электрокардиостимуляторов являются литий-ионные батареи, которые имеют ограниченный срок службы (до 10 лет), что в дальнейшем требует замены и повторного хирургического вмешательства. Энергия движения (механическая), тепловая энергия, биохимические топливные элементы, беспроводная передача энергии – ключевые альтернативные источники, приспособляемые к внедрению в клиническую практику. Некоторые варианты этих альтернативных источников энергии существуют на уровне лабораторных экспериментов, часть из них уже прошли доклинические испытания. В данной статье выполнена систематизация и анализ мировых литературных данных по перспективным альтернативным источникам питания для кардиостимуляторов, их сравнение, обсуждение клинических и технических требований.*

*Ключевые слова:* электрокардиостимулятор, энергия, батарея, генератор

## FROM BATTERIES TO BODY ENERGY: AN OVERVIEW OF ALTERNATIVE PACEMAKER POWER SOURCES

*A.S. Satyukova, Z.G. Panagov*

Bakoulev National Medical Research Center for Cardiovascular Surgery, Moscow, 121552, Russian Federation

**Anna S. Satyukova**, Head of the Medical Care Quality Assessment Department; orcid.org/0000-0001-5948-1193, e-mail: assatyukova@bakulev.ru

**Zalim G. Panagov**, Junior Researcher, Cardiologist; orcid.org/0000-0003-2018-9077, e-mail: zgpanagov@bakulev.ru

*The traditional power source for pacemakers is lithium-ion batteries, which have a limited service life (up to 10 years), which later requires replacement and repeated surgical intervention. Motion energy (mechanical), thermal energy, biochemical fuel cells, and wireless energy transmission are key alternative sources adaptable to clinical practice. Some variants of these alternative energy sources exist at the level of laboratory experiments, some have already passed preclinical tests. This article systematizes and analyzes the world literature data on promising alternative power sources for pacemakers, their comparison, and discussion of clinical and technical requirements.*

*Keywords:* pacemaker, energy, battery, generator

## Введение

Имплантация электрокардиостимулятора (ЭКС) – одна из самых частых жизнеспасаящих операций во всем мире и единственный способ лечения нарушений проводимости сердца. По данным ESC Atlas 2021 г., в странах-членах ESC средний показатель имплантации ЭКС (включая первичные установки и замены, но без CRT-P) составляет около 652,2 импланта на 1 млн населения [1]. В Российской Федерации, по данным Росстата, в 2024 г. данный показатель составляет примерно 432,1 импланта на 1 млн населения, что на 33,7% ниже, и говорит о возрастающей потребности в выполнении данного вида оперативного вмешательства. По данным отчета Market Growth Reports, в 2023 г. по всему миру выполнено более 1,5 млн процедур по имплантации ЭКС.

Традиционным источником питания ЭКС, используемым на данный момент, являются литий-ионные батареи. Однако у них есть главный недостаток, а именно ограничение срока службы максимально до 10 лет, что в дальнейшем требует замены ЭКС, то есть проведения повторного оперативного вмешательства. Реимплантация ЭКС – нежелательное событие со стороны всех звеньев: как со стороны пациента, вынужденного претерпевать оперативные риски, риски инфицирования ложа ЭКС, а также психологическое давление из-за необходимости данной процедуры, так и со стороны здравоохранения, несущего финансовые убытки. Проблема повторной имплантации ЭКС особенно актуальна у пациентов детского и молодого возраста, а также пациентов с тяжелой сопутствующей патологией, увеличивающей риск развития послеоперационных осложнений.

С момента проведения первой операции по имплантации ЭКС 8 октября 1958 г. в Стокгольме постоянно ведутся поиски альтернативных источников питания для ЭКС и актуальность данной темы не вызывает сомнений [2]. С того времени произошел сдвиг парадигмы: от «закрытых батарей» к «самоподзаряжающимся или подзаряжаемым системам», которые смогут увеличить срок службы ЭКС, тем самым уменьшить количество нежелательных повторных операций и снизить финансовые затраты системы здравоохранения.

На данный момент ключевыми альтернативными источниками, рассматриваемыми к внед-

рению в клиническую практику в будущем, являются: энергия движения (механическая), тепловая энергия, биохимические топливные элементы, новые типы аккумуляторов, и, конечно, беспроводная передача энергии.

Цель данной работы – систематизация и анализ мировых литературных данных о современных и перспективных альтернативных источниках питания для ЭКС. Задачи – обзор существующих технологий, их сравнение, обсуждение клинических и технических требований, а также определение перспективных исследований.

## Материал и методы

В данной работе приведен обзор литературных данных в период с 2000 до 2025 г. При подборе литературных источников использовались международные базы данных, такие как PubMed, Medline, IEEE Xplore, Web of Science и Scopus. Для поиска публикаций в базе данных PubMed использовалась комбинация контролируемых словарей MeSH (Medical Subject Headings) и поиска по свободному тексту. Это позволило включить как статьи, индексированные стандартными медицинскими терминами, так и более новые публикации, еще не размеченные MeSH.

В IEEE Xplore основной акцент был сделан на инженерные и технические разработки в области энергоснабжения имплантируемых медицинских устройств.

Комбинированный подход обеспечил широкий охват публикаций по теме альтернативных источников питания для имплантируемых ЭКС и уменьшил риск потери релевантных статей.

Первичный отбор выполнялся по заголовкам и аннотациям. Далее отобранные статьи анализировались по полному тексту с учетом критериев включения: релевантность теме (альтернативные источники питания для ЭКС), тип публикации (оригинальные исследования, обзоры, экспериментальные разработки, патенты), язык (английский, русский). Исключались публикации нерелевантные теме, дублирующиеся записи и статьи без подтвержденных статистических данных.

## Классификация

### альтернативных источников питания

Традиционные литиевые батареи имеют ограниченный срок службы (5–10 лет), что требует их замены в ЭКС, сопряженной с рисками для пациента (табл. 1).

Таблица 1

## Альтернативные источники энергии

| Физические и химические механизмы лежащие в основе технологии            | Принцип работы                                                                  | Преимущества                                               | Ограничения                                     | Статус развития                                     |
|--------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|
| Пьезо-/трибоэлектрические генераторы                                     | Преобразование механических колебаний (сердце, дыхание, сосуды) в электричество | Потенциально бесконечный ресурс, автономность              | Низкая выходная мощность, сложность интеграции  | Эксперименты на животных, прототипы                 |
| Термоэлектрические генераторы                                            | Использование разницы температур тела и окружающей среды                        | Простая конструкция, отсутствие движущихся частей          | Малый температурный градиент дает мало энергии  | Лабораторные исследования                           |
| Биотопливные элементы (глюкоза-кислород)                                 | Электрохимическая реакция глюкозы и $O_2$ в крови                               | Теоретически «вечный» источник, совместимость с организмом | Дегградация ферментов, стабильность             | Лабораторные эксперименты                           |
| Беспроводная подзарядка (индуктивная, ультразвуковая)                    | Передача энергии через кожу от внешнего устройства                              | Нет замены батареи, высокая мощность                       | Требуется регулярная подзарядка, нагрев тканей  | Есть импланты на этой основе, клинические испытания |
| Новые аккумуляторы (тонкопленочные, литий-углеродные, суперконденсаторы) | Повышенная плотность энергии и безопасность                                     | Более долгий срок службы (15+ лет), гибкость конструкции   | Все равно конечный ресурс, необходимость замены | Исследования и предклиническая разработка           |
| Классические литий-йодные батареи (сравнение)                            | Химический источник                                                             | Надежность, срок службы 8–15 лет, серийное применение      | Необходимость хирургической замены              | Стандарт в клинической практике                     |

### Пьезо-/трибоэлектрические генераторы

Была изучена работа на тему беспроводной передачи энергии, опубликованная в 2019 г. в журнале Science [3]. Она посвящена созданию нового гибридного механизма сбора энергии через ткани с помощью ультразвуковых волн, преобразуемых в электричество емкостным трибоэлектрическим генератором (с-TEG). Важно, что устройство работает при ультразвуковых частотах 1–3 МГц, безопасных для живых тканей.

В отличие от традиционных пьезо- или электромагнитных преобразователей, система с-TEG использует вариацию емкости между двумя диэлектрическими поверхностями, которые колеблются под действием акустического давления. Это решение позволяет значительно повысить эффективность при низких частотах и избежать жестких материалов, характерных для пьезоэлектрических элементов. Генератор представляет собой многослойную мембранную структуру: две эластомерные пленки, между которыми формируется тонкий воздушный зазор. Когда через ткани проходит ультразвуковая волна, давление заставляет мембраны сближаться и расходиться, изменяя емкость конденсатора и создавая переменное электрическое поле. Эта динамика, в свою

очередь, вызывает перенос заряда между электродами, что и приводит к генерации электричества.

Такая система предназначена для заряда миниатюрных ЭКС и без нагрева тканей, поскольку акустическая энергия рассеивается мягко и равномерно. По сравнению с индуктивной передачей, ультразвуковой трибоэлектрический сбор энергии обеспечивает: большую глубину проникновения (до 5–6 см); более высокую энергетическую плотность; совместимость с мягкими биоматериалами.

Но, как и любая технология, ультразвуковая трибоэлектрическая передача энергии (с-TEG) имеет ряд ограничений и потенциальных проблем, особенно при ее медицинском применении, включая ЭКС.

Исходное исследование показало, что методика эффективно работает при глубине имплантации около 10 мм. Однако в более поздних работах отмечается снижение эффективности при увеличении глубины имплантации. Например, исследование, опубликованное в журнале Science Advances, демонстрирует, что эффективность сбора энергии уменьшается при глубине имплантации более 10 мм [4]. Эффективность также зависит от параметров ультразвука, например, частота волны и акустическое давление, а также способность передачи ультразвуковой энергии

через кожные покровы и другие прилежащие ткани, поэтому может быть неэффективной из-за поглощения или рассеяния ультразвуковых волн. В исследовании, опубликованном в журнале *Nature Communications*, показано, что изменение этих параметров может существенно влиять на выходное напряжение и стабильность работы устройства [5, 6]. По последним исследованиям, материалы, используемые в с-TEG, также могут вызывать биологические реакции или деградацию, что со временем ограничивает долговечность устройства в организме [7]

Исследователи из Стэнфордского университета разработали систему, способную эффективно передавать энергию через биоткани толщиной до 10 см без значимого нагрева [8]. Статья широко цитируется в научном сообществе и считается важным шагом в развитии беспроводных медицинских имплантатов. Авторы создали микроимплант диаметром 2 мм и массой 70 мг, который может получать питание беспроводным способом. Устройство способно, например, управлять сердечным ритмом, при этом его размер значительно меньше обычных ЭКС. Эта технология открывает путь к новым поколениям миниатюрных имплантируемых устройств, которые можно безопасно интегрировать в организм с минимальными рисками и затратами.

Классические методики TENG/I-TENG уже доказали концепт: ЭКС могут частично или полностью заряжаться от механической энергии тела.

Недавно представили компактный инерционно-активируемый трибоэлектрический наногенератор (I-TENG), размером с монетную батарейку, использующий механическую энергию тела и гравитацию [9, 10]. Устройство состоит из пятислойной структуры, включающей аминспецифичный поливиниловый спирт (PVA-NH<sub>2</sub>) и перфторалкилперфторвиниловый эфир (PF<sub>6</sub>) в качестве трибоэлектрических материалов. В результате работы I-TENG генерирует пиковое напряжение до 136 В и пиковый ток до 2 мкА/см<sup>3</sup>, с плотностью мощности 4,9 мВт/см<sup>3</sup> при нагрузке около 10 МОм.

Устройство успешно интегрировано с ЭКС, обеспечивая его работу в режиме VVI (стимуляция желудочков и детекция). Вся система была полностью инкапсулирована и покрыта 5-миллиметровым слоем биосовместимого силикона (C6-540 Liquid Silicone Rubber от Dow Corning) для предотвращения контакта с тканями организма и обеспечения долговечности работы

устройства. В ходе доклинических испытаний на свиньях показано, что I-TENG способен заряжать литий-ионную батарею, даже при малых движениях, например, во время сна животного. Хотя I-TENG сравнительно компактен, он увеличивает общий размер имплантируемого устройства, что может быть ограничением для пациентов детского возраста. Внедрение TENG в клиническую практику потребует длительных испытаний безопасности и эффективности.

### Термоэлектрические генераторы

Термоэлектрические генераторы (ТЭГ), использующие теплоту человеческого тела, становятся ключевыми компонентами носимой и имплантируемой электроники. Биосенсоры с питанием от ТЭГ требуют механической прочности, гибкости и растяжимости для преодоления эффекта деформации при их использовании. Однако их эффективность ограничена малыми температурными градиентами, соответственно, малым коэффициентом полезного действия (КПД), характерными для таких приложений. На данный момент все исследования направлены на увеличения КПД метода. В первую очередь ведется поиск высокоэффективных термоэлектрических материалов, а именно с высоким коэффициентом Зеебека и низкой теплопроводностью. Уже есть лабораторные исследования по применению Ag<sub>2</sub>Se, Bi<sub>2</sub>Te<sub>3</sub> и наноматериалов на основе углерода [11–18]. Для оптимизации конструкции устройства ведется разработка гибких, растяжимых и самовосстанавливающихся ТЭГ, которые могут адаптироваться к движениям тела и обеспечивать стабильную работу при малых температурных градиентах. На данный момент большая часть работ представляет высокоэффективные растяжимые ТЭГ на основе Ag<sub>2</sub>Se, которые могут быть эффективно интегрированы в носимую электронику, обеспечивая устойчивое и эффективное питание устройств.

С.-Y. Yang et al. провели исследование влияния показателей геометрических параметров: концентрация легирования, диаметр, электронная структура, длина и толщина листа SWCNT (Single-Walled Carbon Nanotubes), а также рабочих параметров, таких как температура, на термоэлектрические характеристики SWCNT [19]. Исследования данной области направлены на получение высокого значения ZT (термоэлектрической эффективности). Разностороннее изучение характеристик SWCNT показывает, что

влияние на механизм легирования приводит к значительному увеличению коэффициента мощности. Другая интересная работа проведена Xiaoyan Xu и соавторами, которые для влияния на свойства CNT включили в него графеновые пружины для увеличения значения ZT [20]. Также были проведены эксперименты с использованием нанопружин с интересным зигзагообразным узором для увеличения ZT с 0,05 до 0,3 для при комнатной температуре. Более того, для графеновых нанопружин с кресельным узором они выявили увеличение ZT до ~0,64, что является значимым улучшением термоэлектрических свойств CNT. Данные исследования подтверждают целесообразность производства гибридных термоэлектрических устройств, сочетающих качества различных материалов и способствующих повышению термоэлектрической эффективности.

Несмотря на достижения в области биосенсоров, интеграция ТЭГ с биосенсорами затруднена. В настоящее время фокус исследований ТЭГ сместился на ТЭГ на основе пленок для достижения активной интеграции. Необходимо, чтобы ТЭГ хорошо соответствовали телу человека, что обеспечивает максимальную теплопроводность через интерфейсные слои и стабилизирует тепловой градиент. Биосенсорная система на основе ТЭГ состоит из шести основных компонентов: 1) ТЭГ; 2) интегрированная система управления питанием (IPMS); 3) межсоединения; 4) биосенсор; 5) привод; 6) система передачи [21].

Для питания биосенсорной системы ТЭГ должен быть хорошо приклеен к коже человека, чтобы генерировать достаточное напряжение не только для получения IPMS, но и для питания биосенсора с хорошей устойчивостью к деформации [22]. В настоящее время ТЭГ, построенные на термоэлектрических ножках, имеют низкую устойчивость к деформации, отсюда и тенденции в производстве ТЭГ смещаются к термоэлектрическим генераторам на основе пленок, которые обеспечивают хорошую прочность интерфейса и совместимость с биосенсорными устройствами [23–25].

Методика ТЭГ имеет ряд ограничений в применении при разработке ЭКС. В первую очередь, это ограничение мощности, связанной с малым градиентом температуры между кожей (~32–36 °C) и окружающей средой (~5–10 °C). К механическим ограничениям относятся проблемы с растяжимостью. Даже новые «растяжи-

мые» или композитные конструкции имеют пределы деформации, после перехода которых термоэлектрические свойства ухудшаются. К тому же частое изгибание и растяжение может вызывать микротрещины, ухудшение проводимости и потерю контакта с кожей. К тому же люди имеют разные физиологические параметры (температура кожи, потоотделение), что усложняет стандартизацию применения.

### Биотопливные элементы (глюкоза–кислород)

В настоящее время в эру увеличения заботы об окружающей среде более пристальное внимание привлекли ферментативные биотопливные элементы (EBFC, ФБЭ). Их главным преимуществом является экологичность, так как они представляют собой чистые источники энергии. Тем не менее при всех положительных качествах, главной проблемой в их коммерциализации являются их скромная выходная мощность и плохая долгосрочная стабильность ферментов. Топливные элементы – это электронные устройства, которые могут преобразовывать химическую энергию в электрическую, используя благородные металлы в качестве электродов. Электроны, высвобождаемые на аноде при электроокислении чистых видов топлива (таких как, водород, этанол, метанол), попадают по внешней цепи к катоду, где восстанавливают окислитель (например,  $O_2$ ) [26].

Сама идея биотопливного элемента была впервые представлена в 1912 г. и постепенно интерес к данной концепции только увеличивался [27]. Однако первые разработки показали низкую плотность энергии, что ограничивало их применение и стимулировало разработку биотопливных элементов следующего поколения [28, 29]. Вдохновленные уникальными биокаталитическими свойствами ферментов, А.Т. Yahiyo с соавторами предложили ферментативный биотопливный элемент (ФБЭ) с анодом на основе фермента глюкозооксидазы (GOx) [30]. Суть анодной реакции в топливных элементах заключается в использовании ферментов, окисляющих топливо на аноде. Свободные электроны далее переносятся к катоду по цепи, после чего протоны водорода переносятся по внутренней цепи, завершая преобразование энергии. В настоящее время главные эксперименты проводятся с использованием следующих ферментов: глюкозодегидрогеназа (ГДГ), оксидаза оксида

(ГО), гидрогеназа [31–33]. Улучшенная каталитическая активность в данных исследованиях обуславливается наноразмером фермента и более высокоспецифичными реакционными центрами [34]. Кроме того, использование ферментов вместо цитотоксичных микробных систем предотвращает появление тяжелых металлов и бактериальных токсинов, что делает эти системы более безопасными и надежными [35].

Лактаза и билирубиноксидаза (БПК) являются двумя распространенными кислородвосстанавливающими ферментами. Эти ферменты на катоде завершают цикл производства энергии, проводя реакции восстановления. Цитохромоксидаза также является хорошо изученным кислородвосстанавливающим ферментом, который использует гем в качестве каталитического центра [36–39]. Исходная работа E. Katz, I. Willner и A.B. Kotlyar в 1999 г. заложила фундамент для развития технологий, связанных с электрохимическим контактом ферментов с электродами [35]. Современные исследования продолжают развивать эти идеи, предлагая новые материалы, методы и приложения в области биоэлектроники и биосенсорики.

В статье C. Ji et al., опубликованной в журнале *Angewandte Chemie* в 2017 г., представлен новый подход к разработке биоанодов. Авторы

описывают использование одного фермента – глюкозооксидазы (GOx) [40]. Анод состоит из глюкозооксидазы, иммобилизованной на углеродном электроде, что обеспечивает прямой перенос электронов от активного центра фермента к электродной поверхности. Это позволяет эффективно окислять глюкозу до глюконолактоната, высвобождая электроны, которые затем используются для генерации электричества (табл. 2).

Однако последние исследования все больше склоняются к использованию многосубстратных анодов, состоящих из нескольких ферментов, которые образуют каскадную реакцию и тем самым увеличивают количество вырабатываемой энергии. Возможность использования различных углеводов (глюкоза, фруктоза, сахароза) расширяет диапазон применяемых источников энергии [41–43], так как при использовании различных субстратов увеличивается энергетическая мощность и стабильность работы. Данная работа открывает новые перспективы для создания экологически чистых источников энергии, работающих при комнатной температуре и нейтральном pH. Но самая стабильная система на сегодняшний день работает около 8 дней, поэтому ее практическое применение требует еще многих лет исследования [44].

Таблица 2

## Основные ферменты, используемые на анодах биотопливных элементов

| Фермент                                 | Субстрат                  | Механизм переноса электронов    | Особенности/Применение                                                                                              |
|-----------------------------------------|---------------------------|---------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Глюкозооксидаза (GOx)                   | $\beta$ -D-глюкоза        | DET или MET *                   | Наиболее часто используется; простота и стабильность; иногда требует медиатора для эффективного переноса электронов |
| Фруктозооксидаза (FDH)                  | $\beta$ -D-фруктоза       | DET или MET                     | Расширяет диапазон топлива; часто используется в многосубстратных анодах                                            |
| Инвертаза (Invertase, INV)              | Сахароза                  | Косвенно (подготовка субстрата) | Гидролизует сахарозу до глюкозы и фруктозы для последующего окисления GOx/FDH                                       |
| Мутараза (MUT)                          | $\alpha/\beta$ -D-глюкоза | Косвенно (подготовка субстрата) | Катализирует $\alpha \leftrightarrow \beta$ изомерию глюкозы для оптимизации работы GOx                             |
| Глюкозо-дегидрогеназа (GDH)             | Глюкоза                   | DET или MET                     | Используется для прямого переноса электронов; применяется в имплантируемых устройствах                              |
| Лактозооксидаза                         | Лактоза                   | DET или MET                     | Применяется для специфических биосенсорных и биоэнергетических задач                                                |
| Ксилозо-дегидрогеназа/ксилозо-изомераза | Ксилоза                   | DET или MET                     | Используется в многосубстратных анодах для пятиуглеродных сахаров                                                   |
| Сорбитол-дегидрогеназа                  | Сорбитол                  | DET или MET                     | Применяется для полиолов и альтернативных углеводов                                                                 |

Примечание. DET (Direct Electron Transfer) – прямой перенос электронов от фермента к электроду, обеспечивает высокую эффективность, но требует правильной ориентации фермента на поверхности; MET (Mediated Electron Transfer) – перенос через медиатор, облегчает контакт фермента с электродом, но иногда снижает долговечность.

## Новые виды аккумуляторов

Говоря о новых батареях для имплантируемых медицинских устройств (например, ЭКС, нейростимуляторов, биоэлектроники), то по обзорам последних 5 лет можно выделить несколько ключевых направлений развития: твердотельные и тонкопленочные батареи, биоразлагаемые батареи, использование гибких батарей, а также разработка новых материалов для анодов и катодов.

Твердотельные литий-ионные батареи (TFLIB) – перспективная технология для различного использования, которая в дальнейшем может быть использована в имплантируемых медицинских устройствах и даже в портативной электронике и гибридных автомобилях. По сравнению с традиционными батареями, TFLIB обладают улучшенной циклической стабильностью, широким диапазоном рабочих температур и минимальной саморазрядкой [45]. По сравнению с традиционными аккумуляторами, наложение плотных тонких пленок уменьшает длину диффузии литий-ионов, тем самым повышая емкость батареи и, как следствие, ее срок службы.

С улучшением производственных процессов и началом использования новых химических процессов было исследовано множество перспективных материалов, в которых применялись различные материалы анода, катода и емкости энергии. Несоответствие диапазонов напряжений, химические реакции между различными компонентами аккумулятора и высокое сопротивление твердотельного интерфейса приводят к снижению емкости, срока службы и плотности энергии аккумуляторов. Пленка SSE играет решающую роль в обеспечении безопасности и электрохимических характеристик TFLIB, что является главным акцентом при разработке TFLIB. Высокопроизводительная SSE должна обладать высокой ионной и низкой электронной проводимостью, вызывать низкую коррозию электродов и иметь широкий электрохимический рабочий диапазон. В первую очередь для обеспечения высокой ионной проводимости состав и структура электролитов должны быть регулируемы [46]. Что еще важнее, это совместимость электролита с электродными материалами, образующими стабильную связь «твердое тело/электролит». В качестве твердых электролитов по-прежнему используются  $\text{Li}_3\text{PO}_4$  и LIPON, но их проводимость и стабильность малы для высокоэнергетических аккумуляторов. Кроме то-

го, отрицательные электроды предпочтительно должны иметь низкий восстановительный потенциал. Положительные электроды, напротив, должны обладать высоким окислительным потенциалом, чтобы обеспечить высокое выходное напряжение. Несмотря на то что было синтезировано множество новых электродных материалов, таких как  $\text{LiCoO}_2$ , большинство из них обладают лишь некоторыми преимуществами, что не позволяет в полной мере удовлетворить все требования, предъявляемые к высокопроизводительным TFLIB [47].

Несмотря на значительное улучшение характеристик отдельных компонентов аккумулятора (например, электродов или электролитов), улучшение характеристик всего элемента в целом по-прежнему недостаточно. Более того, плотность мощности и срок службы TFLIB пока не отвечают требованиям практического применения. Низкая производительность обусловлена главным образом значительным сопротивлением интерфейса между электродами и SSE [48, 49].

Снижение импеданса твердого интерфейса и повышение его стабильности является важнейшей задачей для повышения производительности TFLIB. Недавно было показано, что твердотельный интерфейс можно модифицировать путем введения промежуточного слоя для снижения сопротивления интерфейса.

Несмотря на очевидные преимущества, TFLIBs сталкиваются с рядом проблем. В первую очередь это интерфейсная нестабильность, проявляющаяся неустойчивостью на границе раздела между электродом и электролитом. Вторая проблема – низкая объемная энергетическая плотность, ограничивающая способность к накоплению энергии. Главная проблема – сложность и дороговизна технологии изготовления, ограничивающие массовое применение при производстве ЭКС.

## Беспроводная передача энергии (Wireless Power Transfer, WPT)

Беспроводная передача энергии на данный момент рассматривается как ключевая технология, способная продлить срок службы или полностью заменить классические батареи.

В статье S.R. Khan et al. представлена исчерпывающая классификация основных методов беспроводной передачи энергии: индуктивная связь; емкостивная связь; ультразвуковая передача; магнитно-резонансная передача; новые на-

Таблица 3

## Сравнение методов беспроводной передачи энергии для ЭКС

| Метод WPT                       | Принцип работы                                                                     | Преимущества                                             | Недостатки/ограничения                                     | Типичные частоты и КПД      | Перспективность для ЭКС                       |
|---------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------|-----------------------------|-----------------------------------------------|
| Индуктивная связь               | Магнитная индукция между катушками внешнего и внутреннего модуля                   | Высокая эффективность, простота, отработанная технология | Необходимость точного совмещения катушек, нагрев тканей    | 1–20 МГц, КПД до 80%        | ★★★★☆ – используется в современных прототипах |
| Магнитно-резонансная передача   | Резонансная настройка катушек для повышения дальности и устойчивости               | Большая дальность, допускает смещение                    | Сложная настройка, высокая чувствительность к частоте      | 6.78 МГц, КПД 60–75%        | ★★★★★ – перспективный вариант                 |
| Капацитивная передача           | Передача через электрическое поле между электродами                                | Компактность, низкий нагрев                              | Низкая эффективность, чувствительность к расстоянию        | 1–100 МГц, КПД < 50%        | ★★★☆☆ – ограниченное применение               |
| Ультразвуковая передача         | Акустические волны создают механические колебания, преобразуемые в электричество   | Глубокое проникновение, малая зависимость от смещения    | Поглощение в тканях, необходимость согласования импедансов | 0.5–3 МГц, КПД 30–50%       | ★★★★☆ – активно развивается                   |
| Магнитно-электрическая передача | Комбинация магнитного и электрического поля, возбуждающая пьезо-магнитный материал | Миниатюризация, устойчивость к смещению, низкий нагрев   | Сложность материалов, экспериментальная стадия             | 100 кГц – 1 МГц, КПД до 40% | ★★★★★ – технология будущего                   |
| Оптическая / лазерная передача  | Свет преобразуется в электричество через фотодиоды                                 | Высокая плотность энергии                                | Плохое проникновение через ткани, нагрев                   | $10^{14}$ Hz, КПД < 10%     | ★★☆☆☆ – непригодна для глубоких ЭКС           |

правления (лазерные, магнетоэлектрические системы) [49].

Авторы анализируют ключевые технологии – индуктивную, магнитно-резонансную, капацитивную, ультразвуковую и оптическую передачу энергии. Для каждой технологии приводятся параметры эффективности, глубина передачи, влияние на биоткани и возможности миниатюризации устройств.

Основные физические принципы работы беспроводных систем, включая электромагнитное взаимодействие, потери в биологических средах и вопросы теплового менеджмента. Для ЭКС наибольшее развитие на данный момент получила индуктивная подзарядка, однако и она имеет свои отрицательные стороны, такие как высокий уровень удельного коэффициента поглощения энергии тканями (SAR).

Особое внимание уделено биосовместимости и вопросам электромагнитной безопасности, поскольку нагрев тканей и электромагнитные поля могут ограничивать применение некоторых технологий в живом организме (табл. 3).

Наиболее перспективными направлениями для ЭКС являются магнитно-резонансные и ультразвуковые системы передачи энергии. Они обеспечивают высокую устойчивость к смещению, эффективность на глубине и возможность интеграции с миниатюрными имплантами. Работа

служит обширным методическим источником для инженеров и исследователей, разрабатывающих будущие поколения автономных ЭКС (рис. 1).

Индуктивная связь – это процесс передачи энергии путем подключения источника, создающего переменное магнитное поле, к первичной катушке, обычно расположенной вне тканей тела. Затем, согласно закону Фарадея, напряжение индуцируется во вторичной катушке приемника, обычно имплантированной в ткани тела.

Следует всегда помнить, что часть передаваемой энергии будет рассеиваться из-за излучения и взаимодействия с тканями человека [51]. Ключевую роль в величине потерь играет глуби-

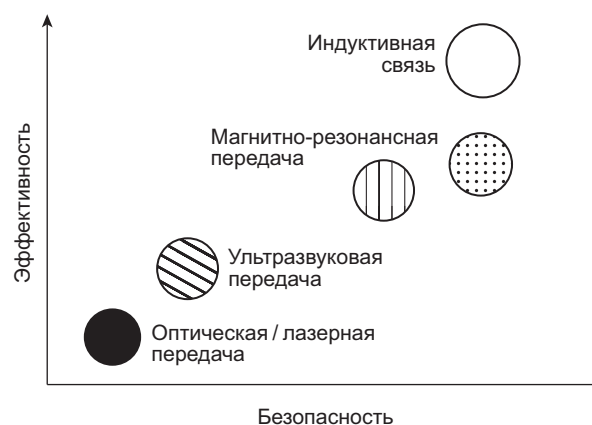


Рис. 1. Сравнение методов беспроводной передачи энергии для ЭКС

на установки имплантата [52]. Микроволновая беспроводная передача энергии может передавать большое количество мощности между цепями передатчика и приемника. Однако стоит отметить, что ткани человека создают препятствие и для распространения электромагнитных полей, тем самым ослабляя электрическое поле. В настоящее время, изготовлен прототип безвыводного ЭКС на основе ректенны. Для передачи энергии к имплантированному устройству был изготовлен носимый передающий антенный комплекс, позволяющий оценить эффективность системы по результатам электрокардиограммы Vivo [53].

Для решения задач беспроводной передачи энергии в ближнем поле радиочастотного излучения для глубоких тканевых имплантатов также были разработаны различные системные архитектуры. Наиболее распространенной из них является двухкатушечная индуктивная система передачи энергии (IPT), в которой источник питания размещен в передатчике, а схема управления и электроды – в приемнике [54]. Такая конструкция сталкивается с проблемой обеспечения достаточной мощности при сохранении уровня SAR из-за высокой потребляемой мощности для стимуляции и присущей асимметричной системе IPT с небольшим приемником неэффективности. Для решения этой проблемы были предложены альтернативные конструкции, в которых накопитель заряда, например, аккумулятор, размещается в приемнике в рамках той же двухкатушечной архитектуры [55, 56]. Хотя добавление аккумулятора позволяет накапливать энергию в системе с низкой эффективностью для обеспечения достаточной мощности для глубокой стимуляции тканей, это также влечет за собой увеличение габаритов устройства, что ограничивает возможности позиционирования имплантата и механизма его фиксации. Чтобы избежать увеличения размеров и одновременно компенсировать низкую эффективность на больших расстояниях, были предложены многокатушечные подходы, в которых беспроводная передача энергии между несколькими катушками обеспечивает более высокую эффективность передачи энергии к небольшому имплантату [57]. В таких многокатушечных системах используется один источник и один приемник энергии, а также одно или несколько реле. Сложность данной конструкции заключается в необходимости правильного расположения нескольких катушек в теле для оптимальной эффективности передачи энер-

гии и последовательной работы нескольких имплантов для успешной передачи энергии.

Для устранения ограничений индуктивной передачи энергии была разработана трехуровневая система, состоящую из двух независимо функционирующих двухкатушечных систем. Эти две системы названы «Подсистема стимуляции» (SSS) и «Подсистема зарядки» (CSS). Каждая подсистема работает на двух различных рабочих частотах, чтобы избежать помех и взаимозависимости между системами.

Такая трехуровневая конструкция дает ряд преимуществ, оптимизирующих ее применение в биомедицинских имплантируемых устройствах. Возможность использования разных частот разделяет передачу энергии между двумя подсистемами и позволяет адаптироваться к ограничениям окружающей среды, с которыми сталкивается каждая подсистема, включая доступность пространства, дальность передачи и частоту передачи.

Ультразвуковая визуализация является инструментом для оценки физиологических и патологических состояний пациентов. В пассивном ультразвуковом регистраторе отраженный эхо-сигнал формируется в результате реакции акустических свойств биологической ткани на звуковые волны. Кроме того, акустическая эмиссия может использоваться для беспроводной передачи энергии в активную биологическую среду. Ультразвуковая система беспроводной электропередачи (WPT) включает передатчик, преобразующий электрическую энергию в ультразвуковую, и приемник, преобразующий ультразвуковую энергию обратно в электрическую.

## Заключение

В этом исследовании представлен обзор популярных методов передачи энергии, способных стать альтернативой классических литиевых батарей. На основании исследования собранных статей можно сделать вывод, что некоторые варианты альтернативной энергии существуют на уровне лабораторных экспериментов, другие же, напротив, прошли доклинические испытания. Можно также увидеть, что каждая технология имеет свои преимущества и ограничения в применении и что существуют варианты гибридного использования различных видов передачи энергии.

**Финансирование.** При поддержке Автономной некоммерческой организации «Московский

центр инновационных технологий в здравоохранении». Соглашение 0508-12/25 «О предоставлении гранта на реализацию научно-практического проекта в сфере медицины» от 14 марта 2025 г. на тему «Создание зарядного устройства для ЭКС с системой сбора энергии и/или подзарядки его энергией».

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

### Библиографический список/References

- European Society of Cardiology. Cardiovascular disease statistics 2021. *Eur. Heart J.* 2022; 43 (8): 716–799. DOI: 10.1093/eurheartj/ehab892
- Greatbatch W. Origins of the implantable cardiac pacemaker. *J. Cardiovasc. Nurs.* 1991; 5 (3): 80–85.
- Hinchet R., Yoon H.J., Ryu H. et al. Transcutaneous ultrasound energy harvesting using capacitive triboelectric technology. *Science.* 2019; 365 (6452): 491–494. DOI: 10.1126/science.aan3997
- Сатюкова А.С., Филатов А.Г., Панагов З.Г. и др. Имплантируемые устройства в диагностике нарушений ритма сердца: прошлое, настоящее, будущее. *Анналы аритмологии.* 2024; 21 (2): 83–90. DOI: 10.15275/annaritmolog.2024.2.2
- Satyukova A.S., Filatov A.G., Panagov Z.G., Avanesyan G.A., Shcherbak A.V. Implantable devices in the diagnosis of cardiac arrhythmias: past, present, future. *Annaly Aritmologii.* 2024; 21 (2): 83–90 (in Russ.). DOI: 10.15275/annaritmolog.2024.2.2
- Jiang L., Zhang H., Wang Z. et al. Ultrasound-induced wireless energy harvesting. *Nat. Comm.* 2020; 11 (1): 1–10. DOI: 10.1038/s41467-020-17842-w
- Zhu Q., Zhang H., Wang Z. et al. Biomaterial promotes triboelectric nanogenerator for biomedical applications. *Front. Bioeng. Biotechnol.* 2024; 12: 1–10. DOI: 10.3389/fbioe.2024.00001
- Ho J.S., Yeh A.J., Neofytou E. et al. Wireless power transfer to deep-tissue microimplants. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 2014; 111 (22): 7974–7979. DOI: 10.1073/pnas.1403002111
- HanJun Ryu, Hyun-moon Park, Moo-Kang Kim et al. Self-rechargeable cardiac pacemaker system with triboelectric nanogenerators. *Nat. Comm.* 2021; 12: 4374. DOI: 10.1038/s41467-021-24417-w
- Liu Z., Hu Y., Qu X. et al. A self-powered intracardiac pacemaker in swine model. *Nat. Commun.* 2024; 15: 507. DOI: 10.1038/s41467-023-44510-6
- Tabaie Z., Salavati-Niasari M., He X. et al. Human body heat-driven thermoelectric generators as a wearable/implantable power source: a review. *Renew Sustain Energy Rev.* 2023; 173: 112–136. DOI: 10.1016/j.rser.2023.113621
- Gao W., Zhao W., Liu Y. et al. Thermoelectric energy harvesting for personalized flexible systems. *Nano Energy.* 2022; 101: 107560. DOI: 10.1016/j.nanoen.2022.107560
- Fan W., Li X., Wang Y. et al. High-performance stretchable thermoelectric generator for wearable electronics. *Adv. Funct. Mater.* 2023; 33: 2301234. DOI: 10.1002/adfm.202301234
- Yang S., Liu H., Zhang Y. et al. Flexible thermoelectric generator and energy management system for wearable electronics. *IEEE Trans. Ind. Electron.* 2023; 70 (5): 4623–4634. DOI: 10.1109/TIE.2023.3245621
- Sattar M., Khan F., Kim J. et al. Recent advances in materials for wearable thermoelectric generators. *Mater Today Adv.* 2022; 16: 100308. DOI: 10.1016/j.mtadv.2022.100308
- Kwon C., Lee S., Won C. et al. Stretchable Ag<sub>2</sub>Se thermoelectric fabric with simple and nonthermal fabrication for wearable electronics. *Small. Sci.* 2024; 4 (3): 2300230. DOI: 10.1002/smsc.202400230
- Zhang L., Shang H., Dong H. et al. High-performance Ag<sub>2</sub>Se-based thermoelectrics for wearable electronics. *Nat. Commun.* 2025; 16 (1): 60284. DOI: 10.1038/s41467-025-60284-5
- Hou S., Liu Y., Zhang X. et al. Stretchable wearable thermoelectric generator from in situ synthesized Ag<sub>2</sub>Se nanowires. *Appl. Phys. Lett.* 2025; 126 (4): 043505. DOI: 10.1063/5.0000000
- Poudel B., Hao Q., Ma Y. et al. High-thermoelectric performance of nanostructured bismuth antimony telluride bulk alloys. *Science.* 2008; 320: 634–638.
- Yang C.-Y., Stoeckel M.-A., Ruoko T.-P. et al. A high-conductivity n-type polymeric ink for printed electronics. *Nat. Commun.* 2021; 12: 2354. DOI: 10.1038/s41467-021-22528-Y
- Kim C.S., Yang H.M., Lee J. et al. Self-powered wearable electrocardiography using a wearable thermoelectric power generator. *ACS Energy Lett.* 2018; 3: 501–507. DOI: 10.1021/acsenenergylett.7b01237
- Lee B., Cho H., Park K.T. et al. High-performance compliant thermoelectric generators with magnetically self-assembled soft heat conductors for self-powered wearable electronics. *Nat. Commun.* 2020; 11: 5948.
- Mytafides C.K., Tzounis L., Karalis G. et al. High-power all-carbon fully printed and wearable SWCNT-based organic thermoelectric generator. *ACS Appl. Mater. Interfaces.* 2021; 13: 11151–11165. DOI: 10.1021/acsami.1c00414
- Park K.T., Choi J., Lee B. et al. High-performance thermoelectric bracelet based on carbon nanotube ink printed directly onto a flexible cable. *J. Mater. Chem. A.* 2018; 6: 19727–19734. DOI: 10.1039/C8TA08170K
- Qiu L., Wang X., Su G. et al. Remarkably enhanced thermal transport based on a flexible horizontally-aligned carbon nanotube array film. *Sci. Rep.* 2016; 6: 21014. DOI: 10.1038/SREP21014
- Lamy C., Lima A., LeRhun V. et al. Recent advances in the development of direct alcohol fuel cells (DAFC). *J. Power Sources.* 2002; 105: 283–296.
- Palmore G.T.R., Whitesides G.M. Microbial and enzymatic biofuel cells. *ACS Symp. Ser.* 1994; 566: 271–290.
- Moon H., Chang I.S., Kim B.H. Continuous electricity production from artificial wastewater using a mediator-less microbial fuel cell. *Bioresour. Technol.* 2006; 97: 621–627.
- Kim B.H., Chang I.S., Gil G.C. et al. Novel BOD (biological oxygen demand) sensor using mediator-less microbial fuel cell. *Biotechnol. Lett.* 2003; 25: 541–545.
- Neto S.A., Forti J., De Andrade A. An overview of enzymatic biofuel cells. *Electrocatalysis.* 2010; 1: 87–94.
- Wang L., Wu X., Su B.Q.W. et al. Enzymatic biofuel cell: opportunities and intrinsic challenges in futuristic applications. *Adv Energy Sustain Res.* 2021; 2: 2100031. DOI: 10.1002/aesr.202100031
- Zhao C., Gai P., Song R. et al. Nanostructured material-based biofuel cells: recent advances and future prospects. *Chem. Soc. Rev.* 2017; 46: 1545–1564. DOI: 10.1039/C6CS00044D
- Chen Y., Gai P., Zhang J., Zhu J.-J. Design of an enzymatic biofuel cell with large power output. *J. Mater. Chem. A.* 2015; 3: 11511–11516. DOI: 10.1039/C5TA01432H

33. Mano N., Mao F., Heller A. Characteristics of a miniature compartment-less glucose-o<sub>2</sub> biofuel cell and its operation in a living plant. *Am. Chem. Soc.* 2003; 125: 6588.
34. Huang X., Zhang L., Zhang Z. et al. Wearable biofuel cells based on the classification of enzyme for high power outputs and lifetimes. *Biosens. Bioelectron.* 2019; 124–125: 40–52. DOI: 10.1016/j.bios.2018.09.086
35. Katz E., Willner I., Kotlyar A.B. A non-compartmentalized glucose-O<sub>2</sub> biofuel cell by bioengineered electrode surfaces. *J. Electroanal. Chem.* 1999; 479: 64.
36. Krishnamurthy B. et al. Enzyme-functionalized, green engineered nanoparticle-modified graphite electrodes for enhanced bioanode performance in biofuel cells. *Sens. Actuators B. Chem.* 2025; 131220. DOI: 10.1016/j.snb.2025.131220
37. Anboo S. et al. Recent advancements in enzyme-incorporated nanomaterials for electrochemical biosensors. *Exploration (Beijing)*. 2022; 18: 2. e20220145. DOI: 10.1002/exp.20220145
38. Lee H. et al. Advanced strategies for enzyme – electrode interfacing in bioelectronic devices. *Trends Biotechnol.* 2024; 42: 6. DOI: 10.1016/j.tibtech.2024.03.004
39. Ji C., Hou J., Wang K. et al. *Angew. Chem.* 2017; 129: 9894.
40. Herkendell K., Tel-Vered R., Stemmer A. Switchable aerobic/anaerobic multi-substrate biofuel cell operating on anodic and cathodic enzymatic cascade assemblies. *Nanoscale.* 2017; 9: 14118–14125. DOI: 10.1039/C7NR06233H
41. Kizling M., Dzwonek M., Nowak A. et al. Biosupercapacitor with an enzymatic cascade at the anode for energy storage and conversion. *Biosens. Bioelectron.* 2021; 178: 113027. DOI: 10.1016/j.bios.2021.113027
42. Fredj Z., Hossain M.A., Hossain M.S., Nurunnabi M. Recent advances in enzymatic biofuel cells to power up wearable devices. *Sensors.* 2025; 15 (4): 218. DOI: 10.3390/s15040218.
43. Kizling M., Dzwonek M., Nowak A. et al. Multi-substrate biofuel cell utilizing glucose, fructose and sucrose as the anode fuels. *Nanomaterials.* 2020; 10: 1534.
44. Wu B., Chen C., Danilov D.L. et al. All-solid-state thin film Li-ion batteries: new challenges, new materials, and new designs. *Batteries.* 2023; 9 (3): 186.
45. Liang X., Tan F., Wei F., Du J. Research progress of all solid-state thin film lithium battery. *IOP Conf. Ser. Earth Environ Sci.* 2019; 218: 012138.
46. Zhang W., Richter F.H., Culver S.P. et al. Degradation mechanisms at the Li<sub>10</sub>GeP<sub>2</sub>S<sub>12</sub>/LiCoO<sub>2</sub> cathode interface in an all-solid-state lithium-ion battery. *ACS Appl Mater Interfaces.* 2018; 10: 22226–22236.
47. Pan Q., Barbash D., Smith D.M. et al. Correlating electrode–electrolyte interface and battery performance in hybrid solid polymer electrolyte-based lithium metal batteries. *Adv Energy Mater.* 2017; 7: 1701231.
48. Секретарев Ю., Темботова Ж.Х. Интегрированный подход к лечению пациентов с фибрилляцией предсердий и сердечной недостаточностью: современные стратегии и перспективы. *Креативная кардиология.* 2024; 18 (3): 278–285. DOI: 10.24022/1997-3187-2024-18-3-278-285  
Sekretaryov Yu., Tembotova Zh.Kh. An integrated approach to the treatment of patients with atrial fibrillation and heart failure: contemporary strategies and perspectives. *Creative Cardiology.* 2024; 18 (3): 278–285 (in Russ.). DOI: 10.24022/1997-3187-2024-18-3-278-285
49. Khan S.R., Pavuluri S.K., Cummins G., Desmulliez M.P.Y. Wireless power transfer techniques for implantable medical devices: a review. *Sensors.* 2020; 20 (12): 3487. DOI: 10.3390/s20123487
50. Ho J.S., Yeh A.J., Neofytou E. et al. Wireless power transfer to deep-tissue microimplants. *Proc. Natl. Acad. Sci. USA.* 2014; 111: 7974–7979.
51. Соловьева М.И., Минаев А.В., Завалихина Т.В. и др. Эволюция технологий длительного и удаленного мониторинга электрокардиограммы от зарождения до наших дней. *Креативная кардиология.* 2024; 18S: 43–56. DOI: 10.24022/1997-3187-2024-18S-S43-S56  
Soloveva M.I., Minaev A.V., Zavalikhina T.V. et al. Evolution of long-term and remote monitoring technologies for electrocardiogram monitoring from its origins to the present day. *Creative Cardiology.* 2024; 18 (Special Issue): S43–S56 (in Russ.). DOI: 10.24022/1997-3187-2024-18S-S43-S56
52. Бузиашвили Ю.И., Асымбекова Э.У., Тугеева Э.Ф. и др. Дислокация электродов электрокардиостимулятора в результате дорожно-транспортного происшествия. *Клиническая физиология кровообращения.* 2025; 22 (2): 193–198. DOI: 10.24022/1814-6910-2025-22-2-193-198  
Buziashvili Yu.I., Asymbekova E.U., Tugeeva E.F. et al. Dislocation of pacemaker electrodes as a result of a road traffic accident. *Clinical Physiology of Circulation.* 2025; 22 (2): 193–198 (in Russ.). DOI: 10.24022/1814-6910-2025-22-2-193-198
53. Lee H.M., Ghovanloo M. A power-efficient wireless capacitor charging system through an inductive link. *IEEE Trans Circuits Syst II Express Briefs.* 2013; 60: 707–711.
54. Lee B., Kiani M., Ghovanloo M. A triple-loop inductive power transmission system for biomedical applications. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst.* 2016; 10: 138–148.
55. Zhong W., Lee C.K., Ron Hui S.Y. General analysis on the use of Tesla's resonators in domino forms for wireless power transfer. *IEEE Trans Ind Electron.* 2013; 60: 261–270.
56. Abiri P., Abiri A., Gudapati V. et al. Wireless pacing using an asynchronous three-tiered inductive power transfer system. *Ann. Biomed. Eng.* 2020; 48 (4): 1368–1381. DOI: 10.1007/s10439-020-02450-y
57. Голухова Е.З. Отчет о лечебной и научной работе Национального медицинского исследовательского центра сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева Минздрава России за 2024 год. Перспективы дальнейшего развития. *Сердечно-сосудистые заболевания. Бюллетень НЦССХ им. А.Н. Бакулева РАМН.* 2025; 26 (спецвыпуск): 5–130. DOI: 10.24022/1810-0694-2025-26S  
Golukhova E.Z. Report on the clinical and scientific activity of Bakoulev National Medical Research Center For Cardiovascular Surgery for 2024. Development prospects. *The Bulletin of Bakoulev Center. Cardiovascular Diseases.* 2025; 26 (Special Issue): 5–130. DOI: 10.24022/1810-0694-2025-26S

Поступила 26.01.2026

Принята к печати 26.02.2026