

- reflux // European Journal of Radiology. 2016. Vol. 85. № 6. PP. 1238-1245.
21. *Marinetti E., Uneri A., de Silva T., Reaungamornrat S., Zbijewski W., Sisniega A., Vogt S., Kleinszig G., Pascau J., Siewerdsen J.H.* Integration of free-hand 3D ultrasound and mobile C-arm cone-beam CT: Feasibility and characterization for real-time guidance of needle insertion // Computerized Medical Imaging and Graphics. 2017. Vol. 58. PP. 13-22.
  22. *Pedrosa J., Barbosa D., Almeida N., Bernard O., Bosch J., D'hooge J.* Cardiac chamber volumetric assessment using 3D ultrasound – A review // Current Pharmaceutical Design. 2016. Vol. 22. № 1. PP. 105-121.
  23. *Andreoni G., Mazzola M., Matteoli S., D'Onofrio S.D., Forzoni L.* Ultrasound System Typologies, user interfaces and probes design: A review // Procedia Manufacturing. 2015. Vol. 3. PP. 112-119.
  24. *Gao H., Huang Q., Xu X., Li X.* Wireless and sensorless 3D ultrasound imaging // Neurocomputing. 2016. Vol. 195. PP. 159-171.
  25. *Orandrou S.V., Roy J.C., Bailly Y., Poncet E., Girardot L., Ramel D.* Determination of the heat transfer coefficients for the combined natural and streaming convection on an ultrasonic transducer // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2013. Vol. 62. PP. 402-410.
  26. *Grga I., Jarnjak F.* Advanced UT Techniques // CrSNDT Journal. 2013. Vol. 3. № 3. PP. 24-31.
  27. Invitation for Commercialization of DRDC's Real Time 3D(4D) Ultrasound Imaging Digital Technology / Public Works and Government Services. Canada, 2017. Tender W7719-185404/A.
  28. *Santos P., Haugen G.U., Lovstakken L., Samset E., D'hooge J.* Diverging Wave Volumetric Imaging Using Subaperture Beamforming // IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control. 2016. Vol. 63. Iss. 12. PP. 2114-2124.
  29. *Santos P., Lovstakken L., Samset E., D'hooge J.* Volumetric imaging of fast mechanical waves in the heart using a clinical ultrasound system / IEEE International Ultrasonics Symposium. 2017. PP. 1-5.
  30. *Zhang D.* Advanced Mechatronics and MEMS Devices. – NY: Springer, 2013.
  31. *Zhang D., Wei B.* Advanced Mechatronics and MEMS Devices II. – NY: Springer, 2017.
  32. *Tsai J.M.L., Daneman M.* Integrated piezoelectric microelectromechanical ultrasound transducer (pmut) on integrated circuit (ic) for fingerprint sensing / US14829404. 2014.
  33. *Chen A.I.H., Wong L.P., Na S., Li Z., Macecek M., Yeow J.T.W.* Fabrication of a Curved Row-Column Addressed Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducer Array // MEMS Journal. 2016. Vol. 25. PP. 675-682.
  34. *Lu Y., Heidari A., Shelton S., Guedes A., Horsley D.A.* High frequency piezoelectric micromachined ultrasonic transducer array for intravascular ultrasound imaging / IEEE 27th International Conference on MEMS. 2014. PP. 745-748.
  35. *Choi A., McPherson D.D., Kim H.* Visualization of plaque distribution in a curved artery: Three-dimensional intravascular ultrasound imaging // Computer Assisted Surgery. 2017. Vol. 22. PP. 120-126.

*Лев Васильевич Оситов,  
д-р техн. наук, ведущий научный сотрудник,  
Николай Сергеевич Кульберг,  
канд. физ.-мат. наук, руководитель отдела,  
Денис Владимирович Леонов,  
научный сотрудник,  
Сергей Павлович Морозов,  
д-р мед. наук, директор,  
ГБУЗ «Научно-практический центр  
медицинской радиологии ДЗМ»,  
г. Москва,  
e-mail: strat89@mail.ru*

**О.В. Горский**

## Перспективные методы энергообеспечения имплантируемых устройств

### Аннотация

В данном обзоре рассмотрены вопросы специфики энергообеспечения имплантируемых устройств (ИУ), среди которых: срок службы элементов питания и уровень энергопотребления современных устройств, допустимые массогабаритные характеристики ИУ, приоритетные области имплантации. Сравняются известные способы передачи и преобразования энергии, для которых определены диапазоны возможных значений удельной мощности: беспроводная передача энергии – 0,1...100 мВт/см<sup>2</sup>, преобразование энергии специфических для биологического объекта источников – 0,0001...0,1 мВт/см<sup>2</sup>, изотопные источники питания – ниже 0,0001 мВт/см<sup>2</sup>.

### Введение

Взаимосвязь между выбором схемы энергообеспечения ИУ и его функциональной нагрузкой не имеет однозначного описания. Существуют две причины замены батарейного питания в пользу беспроводной передачи энергии (БПЭ) или преобразования собственной энергии тела биологического объекта (далее – преобразователи энергии специфических источников, ПЭСИ): а) необходимость уменьшения габаритов ИУ; б) необходимость увеличения его функциональной нагрузки. В связи с этим было предложено рассмотреть следующие аспекты: энергопотребление современных ИУ, особенности замены перезаряжаемых источников питания на перезаряжаемые; допустимые массогабаритные характерис-

тики ИУ, ограничивающие размеры приемных модулей преобразования энергии; приоритетные значения глубины имплантации устройств, накладывающие ограничения на БПЭ; достигнутые значения удельной выходной мощности и эффективности БПЭ, ПЭСИ и радиоизотопных источников. Среди способов БПЭ рассмотрены принципы индуктивной или емкостной связи, преобразования энергии микроволнового, инфракрасного или ультразвукового излучений. Среди ПЭСИ: преобразователи кинетической, термоэлектрической энергий, излучений видимого и инфракрасного диапазонов, потенциалов БО, биотопливные ячейки. Данные способы рассмотрены на примере тех исследовательских материалов, которые позиционировались для применения в биологическом объекте (БО).

## Элементы питания и энергопотребление

Средняя потребляемая мощность современных батарейных устройств находится в следующих диапазонах: для ЭКС – 10...50 мВт (в зависимости от частоты сердечных сокращений), сакральных нейростимуляторов – 50...100 мВт, имплантируемых инфузионных помп – 0,1...1 мВт. Среди устройств, оснащенных беспроводным каналом передачи энергии без встроенного элемента питания, можно привести следующие примеры потребляемой мощности: RFID-датчик артериального давления – 10 мВт [1], стимулятор спинного мозга – 3...15 мВт, кохлеарный имплантат – 20...40 мВт [2], телеметрический 64-канальный имплантируемый регистратор кортикограммы – 100 мВт [3], 100-канальный интерфейс мозг-компьютер – 120 мВт (оснащен индуктивной БПЭ, требовавшей принудительного охлаждения тканей БО водяными компрессами для поддержания адекватной температуры) [4].

Срок службы батарей электрокардиостимуляторов (ЭКС) может достигать до 12 лет [5]. В подобных ИУ в основном используются LiI<sub>2</sub>-батареи с удельной энергоемкостью порядка 210 Вт·ч/кг или более емкие Li/Ag<sub>2</sub>V<sub>4</sub>O<sub>11</sub>-элементы – 270 Вт·ч/кг. Срок службы Li-Ion-аккумуляторов также ограничен из-за деградации их емкости и выдаваемой мощности. Чем выше частота циклов заряда и разряда, тем более вариативен и широк диапазон значений заряда и тем выше температура в ходе эксплуатации аккумулятора, тем быстрее истощается его ресурс [6]. Аккумуляторы медицинского назначения фирм «Quallion» и «Xcellion» (различные модели емкостью от 40 до 220 мАч) рассчитаны на более чем 1000 циклов полного заряда и разряда с сохранением не менее 80 % от начальной емкости (при заряде током не более 0,5 Кл и разряде током не более 0,05 Кл) или на 10 лет службы при заряде током 0,5 Кл и разряде током 0,007 Кл [7].

Вопрос ресурса аккумулятора исследовался в ходе стресс-теста [8], когда однотипные Li-Ion-элементы питания эксплуатировались в различных диапазонах уровня заряда (SoC, state of charge), т. е. доступная емкость использовалась не целиком. Деградация емкости до 90 % от исходного значения была достигнута за 1000 циклов при диапазоне уровня заряда 25...100 %, за 2100 циклов – при 25...85 %, за 2900 циклов – при 25...75 % и за 4600 циклов – при 45...75 %. Производство параметров ΔSoC и количества циклов демонстрировало рост по мере уменьшения ΔSoC. Таким образом, увеличить функциональную нагрузку ИУ и добиться требуемого срока службы можно путем выбора аккумулятора большей емкости, уменьшения ΔSoC, использования импульсных методов заряда [9] и обслуживания на основе аналитически вычисленных значений SoC [10].

Приведенные примеры показывают, что существующие показатели энергоемкости батарей отвечают потребностям лишь части из множества видов ИУ. Для устройств, показанных к пожизненному применению, со средней мощностью потребления на уровне десятков и сотен милливатт требуются альтернативные решения.

### Масса и размеры ИУ

Согласно ряду исследований [11], [12], проведенных на лабораторных животных, недопустимое соотношение масс ИУ и БО может негативно влиять на время послеоперационного восстановления и приводить в некоторых случаях к преждевременному летальному исходу. Чрезмерная масса ИУ может вызывать пониженное потребление пищи и жидкости, апатичное поведение, снижение произвольной двигательной активности, воспалительные процессы во внутренних органах, нарушение фенотипического развития. Так, в статье [12] проводилось сравнение восстановительной реакции лабораторных мышей весом 20...24 г после имплантации в них телеметрических устройств массами 1,1 и 3,5 г (соотношение масс ИУ и БО для первой и второй групп соответственно 5,5 и 17,5 %). Восстановление дооперационной массы тела и объема потребляемой пищи наступило через 3 дня у животных из первой группы и через 9 дней у животных из второй группы. Объем двига-

тельной активности и нормальный суточный режим температуры тела восстановились только в первой группе и в первый день после имплантации. В свою очередь, методика проведения доклинического изучения фармакологических веществ на лабораторных животных предписывает ограничивать относительный объем инородного тела в организме на уровне 5 % для предупреждения влияния фактора наличия имплантата на результаты исследований [13].

Вместе с тем, среди серийно выпускаемых телеметрических ИУ для лабораторных животных было выявлено следующее распределение относительной массы устройств к рекомендуемой массе животных: в среднем 2 % для объектов массой более 2500 г, 5 % – массой более 175 г и 12 % – массой более 17 г [14]. Тем не менее, при выборе допустимой относительной массы имплантатов целесообразно руководствоваться более жестким значением из научных и методических источников, а именно величиной 5 %.

### Область имплантации

Можно выделить три наиболее распространенные области имплантации: подкожную, внутримышечную и внутрибрюшинную. Выбор подкожного способа имплантации определяется в первую очередь простотой внедрения и изъятия устройства, минимальной травматичностью операционного вмешательства, что сокращает период послеоперационного восстановления и пребывания в стационаре, а также техническими ограничениями средств беспроводной передачи данных и энергии [15], [16]. Среди недостатков стоит выделить повышенный риск повреждения или смещения устройства, электродов, негативный косметический эффект [17]-[19]. Ровно противоположными свойствами обладают методы внутримышечной и внутрибрюшинной имплантации, что делает их более предпочтительными к использованию, в том числе и при потенциальном увеличении срока службы имплантата при помощи БПЭ или ПЭСИ. Вероятность целостности и стабильности расположения элементов системы при выборе этих зон имплантации повышается [18].

Существует большой спектр устройств для телеметрического наблюдения за физиологическими показателями животных. Согласно [14], подкожная имплантация требуется для лабораторных животных весом до 20 г (мышь, хомяк, песчанка, ювенильная крыса). Для более крупных животных подходит абдоминальный метод расположения устройства. Подкожный метод не является предпочтительным из-за вероятности выгрызания и выщарапывания устройства животным через шов как инородного объекта [20].

Рассматривая различные подходы БПЭ следует ориентироваться на диапазон размещения приемного модуля в пределах между толщиной кожного покрова мелкого лабораторного животного и глубиной брюшной полости человека. Приоритетным диапазоном передачи энергии можно считать глубину мышечного слоя человека или брюшной полости мелкого лабораторного животного, т. е. диапазон 20...50 мм.

### Способы преобразования энергии

Для сравнения различных способов получения энергии были выбраны параметры площади модуля преобразования энергии на стороне ИУ и его выходная мощность. Выбор площади в качестве метрики массогабаритных параметров продиктован наибольшей частотой упоминания этой характеристики в работах, а также показательностью данного параметра. Значения мощности для методов БПЭ не являются предельно достижимыми для каждой из реализаций. Часть из них отражает некоторые достигнутые значения для выполнения определенной функциональной задачи, другие являются максимально доступными по какому-либо из критериев безопасности.

Процент использования тканезвивалентных фантомов или препаратов лабораторных животных в рассмотренных литературных источниках составил 66 %. Остальная часть исследований проводилась в воздушной среде.

На рис. 1 представлены результаты, полученные при помощи индуктивного [21]-[24], емкостного [25], [26], микроволно-

вого [27]-[29], инфракрасного [30]-[32] и ультразвукового [33]-[35] способов БПЭ; кинетического [36]-[39], теплового [40], [41], светового [42], биотопливного [43]-[46] и биопотенциального [47] способов ПЭСИ, а также изотопных источников питания [48], [49]. Показатели удельной выходной мощности методов БПЭ и ПЭСИ различаются приблизительно на три порядка. Еще на два-три порядка от методов ПЭСИ отстают изотоп-

ные источники питания. Так, значения удельной мощности для методов БПЭ лежат преимущественно в диапазоне 0,1...100 мВт/см<sup>2</sup>, для ПЭСИ – 0,0001...0,1 мВт/см<sup>2</sup> и для изотопных ИП – ниже 0,0001 мВт/см<sup>2</sup>.

Исторически изотопные источники питания не получили широкого распространения из-за соображений безопасности (требования выполнялись до наступления разгерметизации),

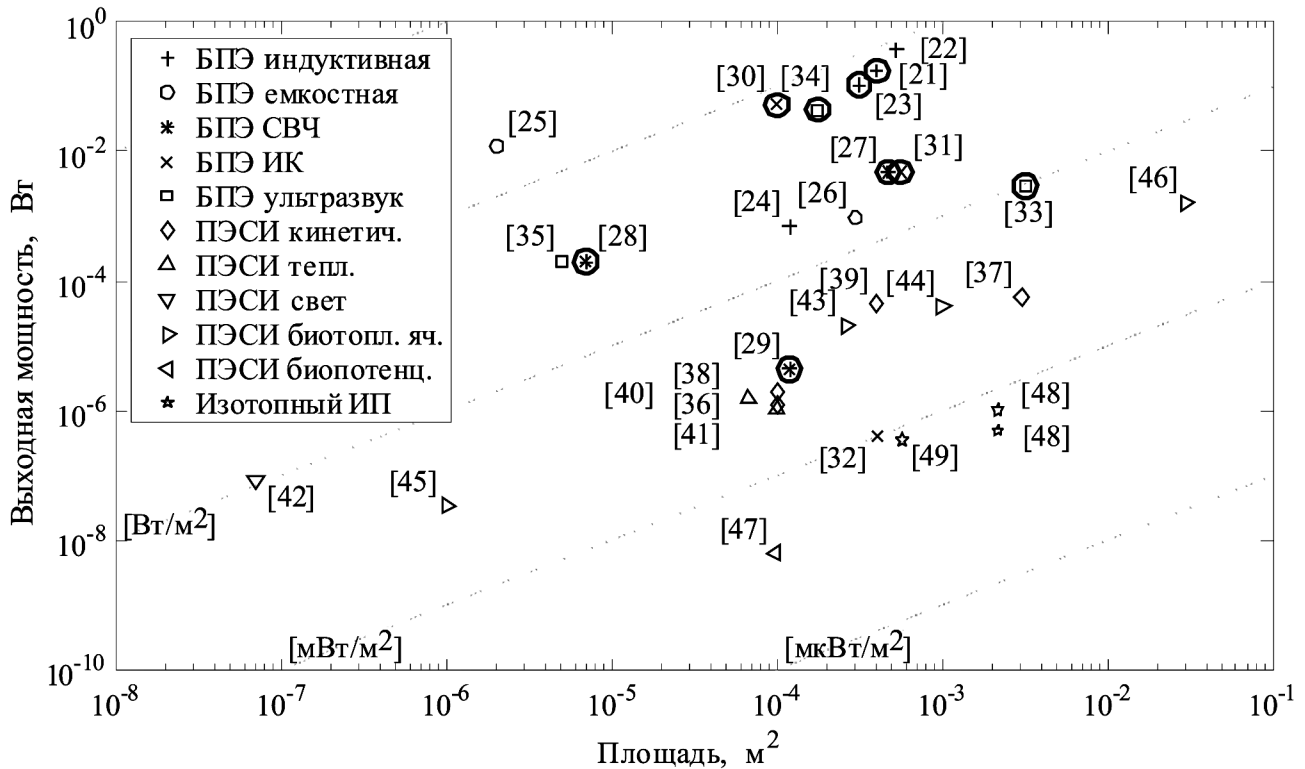


Рис. 1. Зависимость выходной мощности элементов питания от их площади: диагональные отметки соответствуют различным значениям удельной мощности; оформление символа кругом означает применение и выполнение каких-либо норм безопасности БО (только для БПЭ)

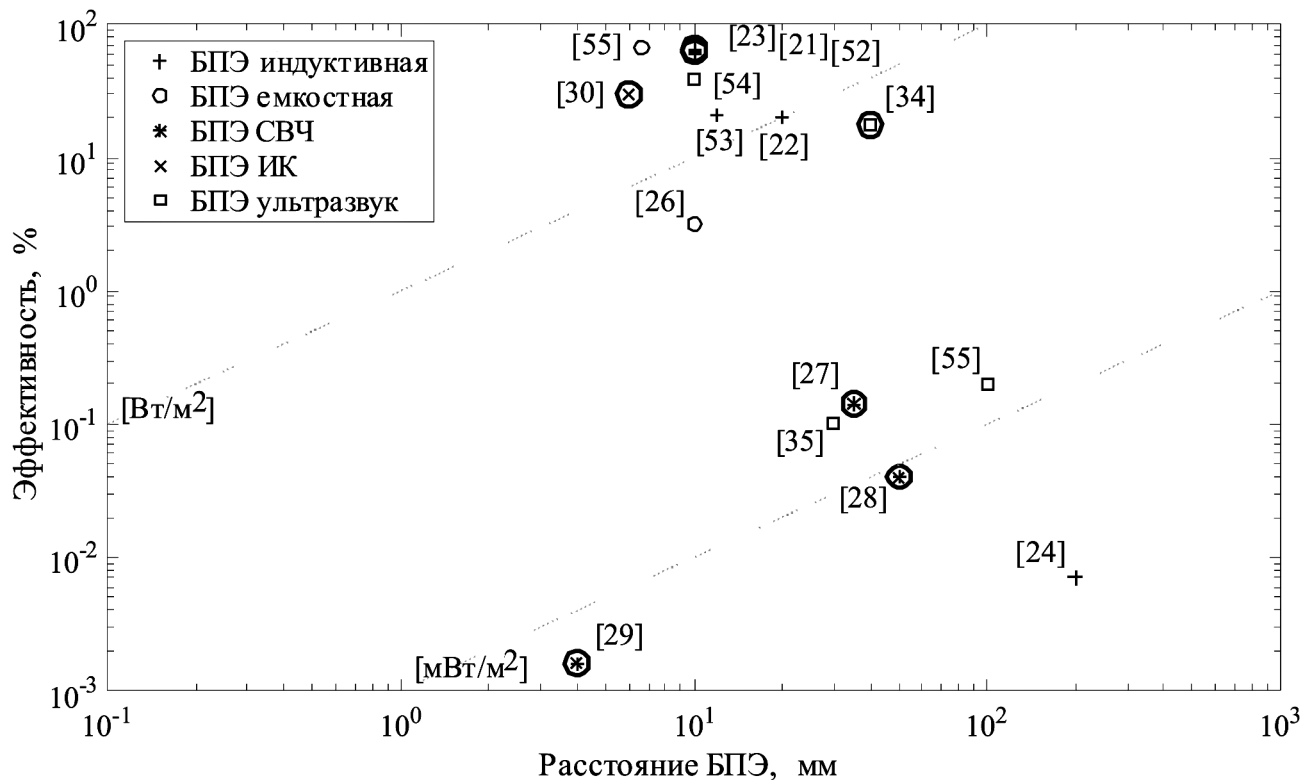


Рис. 2. Значения эффективности передачи энергии при различных расстояниях БПЭ

а также высокой цены и снижения конкурентоспособности вследствие активного развития и внедрения литиевых источников питания [50], [51].

Исследования, посвященные ПЭСИ, показали, что выходной мощности подобных источников питания достаточно, чтобы постоянно обеспечивать работу, например, ЭКС [36], [39], [46]. Относительно равные результаты продемонстрировали кинетические, тепловые и биотопливные методы ПЭСИ. И при этом каждый из них обладает специфическими недостатками. Так, ПЭСИ кинетического типа могут обеспечить стабильную выходную мощность, исключительно преобразуя энергию колебания элементов сердечно-сосудистой системы (преимущественно сердца), что накладывает ограничения на месторасположение имплантата и достижимую выходную мощность. Температурные элементы не способны выдавать стабильную выходную мощность ввиду вариабельности разницы температур между различными частями тела БО. Биотопливные ячейки деградируют из-за истощения катализаторов и зарастания электродов биологической тканью. Было найдено всего по одному примеру реализаций ПЭСИ, использующих преобразование света или биопотенциалов. При этом для обоих способов специфика заключалась в возможности их использования исключительно в глазу [42] и рядом с ушной раковиной [47] соответственно и с крайне низкой выходной мощностью. В связи с вышеизложенным при требуемой мощности на уровне значений, характерных для методов ПЭСИ, рекомендуются к первоочередному рассмотрению элементы кинетического или теплового типов при условии многократного запаса по их выходной мощности относительно требуемой.

При рассмотрении методов БПЭ на первый план выходят проблемы дальности и эффективности. Как было сказано ранее, особый интерес представляют значения глубины имплантации на уровне 20...50 мм. Вопрос эффективности важен с двух точек зрения. Во-первых, чем выше эффективность, тем меньше энергии поглощается тканями. Во-вторых, при осуществлении БПЭ от внешнего портативного аккумуляторного устройства время работы последнего и, как следствие, эргономика использования всей системы в целом зависят от эффективности БПЭ. Наибольшей эффективности БПЭ при актуальной глубине имплантации удалось достичь в работах, основанных на индуктивном [21]-[23], [52], [53] и ультразвуковом способах [33]-[35], [54] (рис. 2, диапазон 10...100 мм и 10...100%). Емкостной [55] и инфракрасной [30] способы продемонстрировали эффективную передачу при глубинах лишь до 10 мм, что говорит о целесообразности их использования при подкожном расположении имплантата. Столь низкую эффективность микроволнового способа БПЭ можно связать с низким КПД использованных приемных антенн и существенно большим коэффициентом затухания СВЧ ЭМП.

## Заключение

В целом можно считать, что методы БПЭ и ПЭСИ могут обеспечить весь диапазон мощностей, требующихся для современных ИУ, принимая во внимание описанные пути продления срока службы аккумулятора, допустимые массогабаритные характеристики ИУ и приоритетный диапазон глубин его размещения. Для всех рассмотренных методов БПЭ существуют нормативные документы или руководства, регламентирующие допустимые уровни специфического воздействия на БО (нагрев, упреждение эффекта кавитации и т. д.), позволяющие оценивать безопасность их применения в краткосрочной перспективе. Вместе с тем, остается открытым вопрос долгосрочного воздействия на БО, проявления эффектов неспецифического воздействия на генотипическом и фенотипическом уровнях.

*Статья подготовлена в ходе прикладных научных исследований «Разработка экспериментального образца устройства для обеспечения беспроводной подзарядки аккумуляторов имплантатов» (уникальный идентификатор проекта RFMEFI57817X0233) Федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологичес-*

*кого комплекса России на 2014-2020 годы» Министерства образования и науки РФ по приоритетному направлению «Науки о жизни».*

## Список литературы:

1. Caldara M., Nodari B., Re V., Bonandrini B. Miniaturized Blood Pressure Telemetry System with RFID Interface // *Electronics*. 2016. Vol. 5. P. 51.
2. Zeng F.-G., Rebscher S., Harrison W., Sun X., Feng H. Cochlear implants: System design, integration, and evaluation // *IEEE Rev. Biomed. Eng.* 2008. Vol. 1. PP. 115-142.
3. Mestais C.S., Charvet G., Sauter-Starace F., Foerster M., Ratel D., Benabid A.L. WIMAGINE: Wireless 64-channel ECoG recording implant for long term clinical applications // *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 2015. Vol. 23. № 1. PP. 10-21.
4. Borton D.A., Yin M., Aceros J., Nurmikko A. An implantable wireless neural interface for recording cortical circuit dynamics in moving primates // *J. Neural Eng.* 2013. Vol. 10. № 2.
5. Medtronic Micra Clinician Manual / [https://www.accessdata.fda.gov/cdrh\\_docs/pdf15/P150033d.pdf](https://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf15/P150033d.pdf).
6. Uddin K., Perera S., Widanage W.D., Somerville L., Marco J. Characterising Lithium-Ion Battery Degradation through the Identification and Tracking of Electrochemical Battery Model Parameters // *Batteries*. 2016. Vol. 2. P. 13.
7. Medical Power Sources / <https://integer.net/product/medical-power-sources-crm/>.
8. Xu B., Oudalov A., Ulbig A., Andersson G., Kirschen D.S. Modeling of Lithium-Ion Battery Degradation for Cell Life Assessment // *IEEE Transactions on Smart Grid*. 2016. № 99. P. 1.
9. Li J., Murphy E., Winnick J., Kohl P.A. The effects of pulse on cycling characteristics of commercial lithium-ion batteries // *J. Power Sources*. 2001. Vol. 102. № 1. PP. 302-309.
10. Chang W.-Y. The State of Charge Estimating Methods for Battery: A Review // *ISRN Applied Mathematics*. 2013. Vol. 2013. P. 7.
11. Schuler B., Rettich A., Vogel J., Gassmann M., Arras M. Optimized surgical techniques and postoperative care improve survival rates and permit accurate telemetric recording in exercising mice // *BMC Vet. Res.* 2009. Vol. 5. P. 28.
12. Helwig B.G., Blaha M.D. and Leon L.R. Effect of Intraperitoneal Radiotelemetry Instrumentation on Voluntary Wheel Running and Surgical Recovery in Mice // *J. Am. Assoc. Lab. Anim. Sci.* 2012. Vol. 51. № 5. PP. 600-608.
13. Руководство по экспериментальному (доклиническому) изучению новых фармакологических средств / Под общ. ред. члена-кор. РАМН, профессора Р.У. Хабриева. 2-изд., перераб. и доп. – М.: ОАО «Издательство «Медицина», 2005. 832 с.
14. DSI Implantable Telemetry brochure / <http://www.datasci.com/>.
15. Medtronic Activa RC Model 37612 Multi-program rechargeable neurostimulator Implant Manual / <http://manuals.medtronic.com>.
16. Boston Scientific Precision Spinal Cord Stimulator System Clinician Manual / <https://www.bostonscientific.com/>.
17. Rajappan K. Permanent pacemaker implantation technique. Part I // *Heart*. 2009. Vol. 95. PP. 259-264.
18. Ревиншвили А.Ш. и др. Аритмология: клинические рекомендации по проведению электрофизиологических исследований, катетерной абляции и применению имплантируемых антиаритмических устройств. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. 304 с.
19. Kotsakou M., Kioumis I., Lazaridis G. Pacemaker insertion // *Ann. Transl. Med.* 2015. Vol. 3. № 3. P. 42.
20. Moons C.P.H., Hermans K., Remie R., Duchateau L., Odberg F.O. Intraperitoneal versus subcutaneous telemetry devices in young Mongolian gerbils (*Meriones unguiculatus*) // *Lab. Anim.* 2007. Vol. 41. № 2. PP. 262-271.

21. *Ahn D., Hong S.* Wireless Power Transmission with Self-Regulated Output Voltage for Biomedical Implant // IEEE Transactionson Industrial Electronics. 2014. Vol. 61. № 5. PP. 2225-2235.
22. *Artan N., Vanjani Hitesh, Vashist Gurudath, Fu Zhen, Bhakthavatsala Santosh, Ludvig Nandor, Medveczky Geza, Chao H.* A high-performance transcutaneous battery charger for medical implants / 2010 Conference Proceedings // IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. 2010. Vol. 1. PP. 1581-1584.
23. *Jegadeesan R., Nag S., Agarwal K., Thakor N.V., Yong-Xin G.* Enabling wireless powering and telemetry for peripheral nerve implants // IEEE J. Biomed. Health Inf. 2015. Vol. 19. № 3. PP. 958-970.
24. *Young D.J., Cong P., Suster M.A., Damaser M.* Implantable wireless battery recharging system for bladder pressure chronic monitoring // Lab. Chip. 2015. Vol. 15. PP. 4338-4347.
25. *Sodagar A., Amiri P.* Capacitive coupling for power and data telemetry to implantable biomedical microsystems / NER '09. 4th International IEEE/EMBS Conference. 2009. PP. 411-414.
26. *Liu X., Berger J.L., Ogirala A., Mickle M.H.* A touch probe method of operating an implantable rfid tag for orthopedic implant identification // Biomedical Circuits and Systems, IEEE Transactions. 2013. Vol. 7. № 3. PP. 236-242.
27. *Chow E.Y., Chlebowski A.L., Chakraborty S., Chappell W.J., Irazoqui P.P.* Fully wireless implantable cardiovascular pressure monitor integrated with a medical stent // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2010. Vol. 57. № 6. PP. 1487-1496.
28. *Ho J.S., Yeh A.J., Neofytou E., Kim S., Tanabe Y., Patlolla B., Beygui R. E., Poon A.S.Y.* Wireless power transfer to deep-tissue microimplants // Proc. Nat. Acad. Sci. USA. 2014. Vol. 111. № 22. PP. 7974-7979.
29. *Liu C., Guo Y.-X., Sun H., Xiao S.* Design and safety considerations of an implantable rectenna for far-field wireless power transfer // IEEE Trans. Antennas Propag. 2014. Vol. 62. № 11. PP. 5798-5806.
30. *Murakawa K., Kobayashi M., Nakamura O., Kawata S.A.* Wireless near-infrared energy system for medical implants // IEEE Eng. Med. Biol. Mag. 1999. Vol. 18. PP. 70-72.
31. *Goto K., Nakagawa T., Nakamura O., Kawata S.* An implantable power supply with an optically rechargeable lithium battery // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2001. Vol. 48. PP. 830-833.
32. *Liu H., Zhao T., Jiang W., Jia R., Niu D., Qiu G., Fan L., Li X., Liu W., Chen B., Shi Y., Yin L., Lu B.* Flexible Battery-Less Bioelectronic Implants: Wireless Powering and Manipulation by Near-Infrared Light // Adv. Funct. Mater. 2015. Vol. 25. P. 7071.
33. *Mazzilli F., Peisino M., Mitouassiou R., Cotte B., Thoppay P., Lafon C., Favre P., Meurville E., Dehollain C.* In-Vitro Platform to Study Ultrasound as Source for Wireless Energy Transfer and Communication for Implanted Medical Devices // Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. 2010. Vol. 2010. PP. 3751-3755.
34. *Ozeri S., Shmilovitz D., Singer S., Wang C.* Ultrasonic transcutaneous energy transfer using a continuous wave 650 kHz Gaussian shaded transmitter // Ultrasonics. 2010. Vol. 50. PP. 666-674.
35. *Maleki T., Cao N., Song S.H., Kao C., Ko S.C.A., Ziaie B.* An ultrasonically powered implantable micro-oxygen generator (IMOG) // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2011. Vol. 58. № 11. PP. 3104-3111.
36. *Dagdeviren C. et al.* Conformal piezoelectric energy harvesting and storage from motions of the heart, lung, and diaphragm // Proc. Natl. Acad. Sci. USA. 2014. Vol. 111. № 5. PP. 1927-1932.
37. *Tashiro R., Kabei N., Katayama K., Ishizuka Y., Tsuboi F., Tsuchiya K.* Development of an electrostatic generator that harnesses the motion of a living body // Int. J. Jpn. Soc. Mechan. Eng. 2000. Vol. 43. PP. 916-922.
38. *Miao P., Mitcheson P., Holmes A., Yeatman E., Green T., Stark B.* MEMS inertial power generators for biomedical applications // Microsyst. Technol. 2006. Vol. 12. № 10-11. PP. 1079-1083.
39. *Goto H., Sugiura T., Harada Y., Kazui T.* Feasibility of using the automatic generating system for quartz watches as a leadless pacemaker power source // Med. Biol. Eng. Comput. 1999. Vol. 37. № 1. PP. 377-380.
40. *Stark I., Stordeur M.* New micro thermoelectric devices based on bismuth telluride-type thin solid films / In Proc. 18th Int. Conf. Thermoelectric. 1999. PP. 465-472.
41. *Strasser M., Aigner R., Lauterbach C., Sturm T.F., Franosch M., Wachutka G.* Micromachined CMOS thermoelectric generators as on-chip power supply // Sensors Actuators A. Phys. 2004. Vol. 114. № 2-3. PP. 362-370.
42. *Chen G., Ghaed H., Haque R., Wieckowski M., Yejoong Kim, Gyouho Kim, Fick D., Daeyeon Kim, Mingoo Seok, Wise K., Blaauw D., Sylvester D.* A cubic-millimeter energy-autonomous wireless intraocular pressure monitor / IEEE International Solid-State Circuits Conference. 2011. PP. 310-312.
43. *Drake R., Kusserow B., Messinger S., Matsuda S.* A tissue implantable fuel cell power supply // ASAIO J. 1970. Vol. 16. № 1. PP. 199-205.
44. *Weidlich E., Richter G., von Sturm F., Rao J.R.* Animal experiments with biogalvanic and biofuel cells // Biomaterials, Medical Devices, and Artificial Organs. 1976. № 3-4. PP. 227-306.
45. *Rapoport B.I., Kedzierski J.T., Sarpeshkar R.* A glucose fuel cell for implantable brain-machine interfaces // PLoS ONE. 2012. Vol. 7. № 6.
46. *Dong K., Jia B., Yu C., Dong W., Du F., Liu H.* Microbial fuel cell as power supply for implantable medical devices: A novel configuration design for simulating colonic environment // Biosens. Bioelectron. 2013. Vol. 41. PP. 916-919.
47. *Mercier P.P., Lysaght A.C., Bandyopadhyay S., Chandrakasan A.P., Stankovic K.M.* Energy extraction from the biologic battery in the inner ear // Nat. Biotechnol. 2012. Vol. 30. № 12. PP. 1240-1243.
48. Widetronix / <http://www.widetronix.com/>.
49. City Labs / <http://www.citylabs.net/>.
50. *Drews J., Fehrmann G., Staub R., Wolf R.* Primary batteries for implantable pacemakers and defibrillators // J. Power Sour. 2001. Vol. 97. PP. 747-749.
51. *Mallela V.S., Ilankumaran V., Rao N.S.* Trends in cardiac pacemaker batteries // Indian Pacing Electrophysiol. J. 2004. Vol. 4. P. 201.
52. *RamRakhyani A.K., Lazzi G.* Multicoil Telemetry System for Compensation of Coil Misalignment Effects in Implantable Systems // IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters. 2012. Vol. 11. PP. 1675-1678.
53. *Qusba A., RamRakhyani A.K., So J., Hayes G.J., Dickey M.D., Lazzi G.* On the Design of Microfluidic Implant Coil for Flexible Telemetry System // IEEE Sensors Journal. 2014. Vol. 14. № 4. PP. 1074-1080.
54. *Denisov A., Yeatman E.* Ultrasonic vs. Inductive power delivery for miniature Biomedical Implants / 2010 International Conference on Body Sensor Networks. 2010. PP. 84-89.
55. *Jegadeesan R., Guo Y.-X., Minkyu J.* Electric near-field coupling for wireless power transfer in biomedical applications / In Proc. IEEE MTTT Int. Microw. Workshop Ser. RF Wireless Technol. Biomed. Healthcare Appl. 2013. PP. 1-3.

Олег Владимирович Горский,  
ведущий инженер,  
научно-исследовательский отдел  
биотехнических проблем,  
ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский  
государственный университет  
аэрокосмического приборостроения»,  
г. Санкт-Петербург,  
e-mail: gorskijoleg@gmail.com