

## Повышение стойкости электронных компонентов в системе индуктивного энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов

© 2024 г. К. О. Гуров✉

*Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Российская Федерация*

✉ Автор для переписки: [constantinegurov@yandex.ru](mailto:constantinegurov@yandex.ru)

**Аннотация.** В работе описывается проблема выбора электронных компонентов в системе индуктивного энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов. Установлено, что применение компонентов с низким эквивалентным последовательным сопротивлением, а также применение конденсаторов с температурным коэффициентом емкости типа NPO позволяет снизить нагрев системы индуктивной передачи энергии с усилителем мощности класса E более чем на 40 %. Проведено сравнение защитных (конформных) покрытий для снижения нагрева электронных компонентов и повышения их стойкости к агрессивной среде организма человека. Разработан экспериментальный образец системы индуктивной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам с уретановым конформным покрытием и герметичным корпусом из политетрафторэтилена и проведено его успешное тестирование на лабораторном животном.

**Ключевые слова:** электронная компонентная база, защитные покрытия, индуктивная передача энергии, имплантируемые медицинские приборы

**Благодарности:** Работа выполнена при финансовой поддержке Минобрнауки России в рамках реализации крупного научного проекта (соглашение № 075–15–2024–555 от 25.04.2024).

**Для цитирования:** Гуров К.О. Повышение стойкости электронных компонентов в системе индуктивного энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов. *Известия высших учебных заведений. Материалы электронной техники.* 2024; 27(4): 341—347. <https://doi.org/10.17073/1609-3577j.met202411.635>

---

Статья подготовлена по материалам доклада, представленного на VI-й международной конференции «Математическое моделирование в материаловедении электронных компонентов», Москва, 21–23 октября 2024 г.

© 2024 National University of Science and Technology “MISIS”.

This is an open access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original author and source are credited.

---

# Increasing the durability of electronic components in the inductive power supply system of implantable medical devices

K. O. Gurov✉

*National Research University of Electronic Technology,  
1 Shokin Sq., Zelenograd, Moscow 124498, Russian Federation*

✉ *Corresponding author: constantinegurov@yandex.ru*

**Abstract.** The paper describes the problem of selecting electronic components in the inductive power supply system of implantable medical devices. It has been established that the use of components with low equivalent series resistance, as well as the use of capacitors with a temperature coefficient of capacitance of the NPO type, allows reducing the heating of the inductive power transfer system with a class E power amplifier by more than 40%. A comparison of protective (conformal) coatings for reducing the heating of electronic components and increasing their resistance to the aggressive environment of the human body has been carried out. An experimental sample of the inductive power transfer system to implantable medical devices with a urethane conformal coating and a sealed polytetrafluoroethylene case has been developed and successfully tested on a laboratory animal.

**Keywords:** electronic component base, protective conformal coatings, inductive power transfer, implantable medical devices

**Acknowledgments:** The work was carried out with the financial support of the Ministry of Education and Science of Russia as part of the implementation of a large scientific project (agreement No. 075–15–2024–555 dated April 25, 2024).

**For citation:** Gurov K.O. Increasing the durability of electronic components in the inductive power supply system of implantable medical devices. *Izvestiya vuzov. Materialy elektronnoi tekhniki = Materials of Electronics Engineering*. 2024; 27(4): 341–347. <https://doi.org/10.17073/1609-3577j.met202411.635>

## Введение

В настоящее время технология беспроводного энергообеспечения активно применяется в различных приборах, например, в мобильных устройствах, бытовой технике и электротранспорте. В то же время одним из перспективных направлений применения являются имплантируемые медицинские приборы (ИМП). Беспроводная передача энергии позволяет устранить чрескожный кабель для высокомоощных систем и позволяет сократить количество хирургических операций по замене прибора вследствие низкого заряда батареи для приборов средней и малой мощности, что снижает риск инфицирования и затраты на лечения.

Наиболее активно развивающийся способ беспроводной передачи энергии основан на индуктивной связи. Однако, в системе индуктивной передачи энергии (ИПЭ) к ИМП нагрев отдельных электронных компонентов, таких как конденсаторов и катушек индуктивности, может превышать

55 °С на открытой плате [1]. В то же время, согласно международному стандарту ISO 14708–1:2000, ткани вблизи внешних поверхностей ИМП не должны нагреваться более чем на 2 °С от нормальной температуры тела пациента. В связи с этим, были сформулированы основные требования системы ИПЭ к ИМП, которые были рассмотрены в работе: уменьшение массогабаритных характеристик устройства, уменьшение нагрева устройства, повышение надежности устройства.

## Влияние отклонений параметров компонентов от их номинальных значений

Для исследования системы ИПЭ в качестве примера использовалась схема с передающей частью, в основе которой лежит усилитель мощности класса E, и принимающей частью в виде колебательного контура, как показано на рис. 1. Стоит обратить внимание на два конденсатора  $C_{series}$  и  $C_{shunt}$ , которые используются для достижения в усилителе требуемых выходных характеристик.

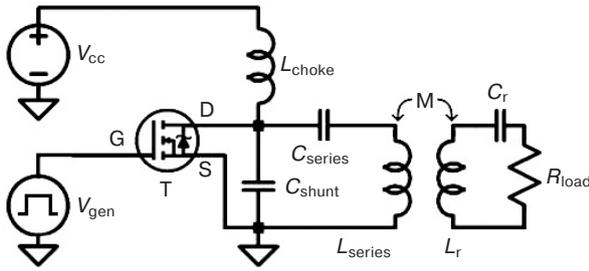


Рис. 1. Пример одной из наиболее распространенной электрической схемы системы индуктивной передачи энергии с усилителем мощности (УМ) класса E

Fig. 1. An example of one of the most common electrical circuits of an inductive power transmission system with a class E power amplifier

В качестве входных параметров для исследования были использованы следующие значения: рабочая частота 1 МГц; напряжение источника питания  $V_{cc}$  7 В; напряжение генератора  $V_{gen}$  5 В; собственная индуктивность дросселя  $L_{choke}$  1000 мкГн; собственная индуктивность  $L_{series}$  и  $L_r$  10 мкГн; сопротивление ИМП  $R_{load}$  50 Ом.

На первом этапе работы для исследуемой схемы был проведен анализ допусков компонентов (*Tolerance Analysis*). Для этого в было проведено Spice моделирование схемы с допусками компонентов  $\pm 5\%$  и  $\pm 10\%$ . Один из примеров подобного анализа приведен рис. 2 [1]. Установлено, например, что при изменении емкости лишь одного конден-

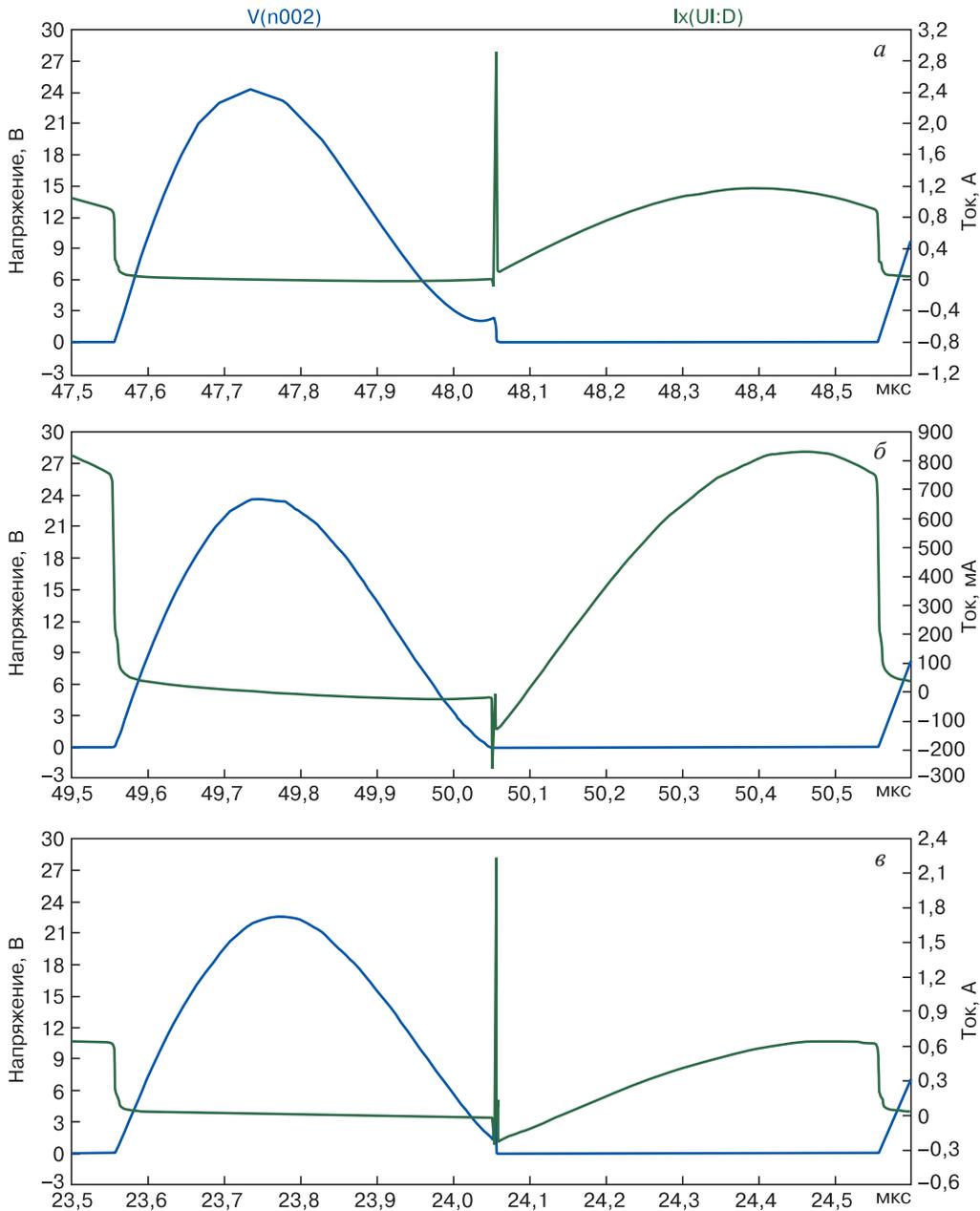


Рис. 2. Пример кривых тока стока (зеленые) и напряжения сток–исток (синие) в усилителе мощности класса E, полученных с помощью Spice моделирования при отклонении  $C_{series}$  от номинального режима работы (б) на  $-10\%$  (а) и на  $+10\%$  (в)

Fig. 2. Example of drain current (green) and drain–source voltage (blue) curves in a class E power amplifier, obtained using Spice simulation with the  $C_{series}$  deviating from the nominal operating mode (б) by  $-10\%$  (а) and by  $+10\%$  (в)

### Изменение выходных характеристик при отклонении $C_{series}$ в номинальном режиме работы на $\pm 5\%$ и $\pm 10\%$

Change in output characteristics with deviation of  $C_{series}$  in nominal operating mode by  $\pm 5\%$  and  $\pm 10\%$

Рис. 1	Допуск для $C_{series}$ , %	$C_{shunt}$ , нФ	$C_{series}$ , нФ	$P_{out}$ , Вт	$\eta$ , %	Потери мощности на транзисторе, мВт
а	+10	3,170	2,988	2,99	95,37	46,39
	+5		3,154	2,33	95,87	33,02
б	0		3,320	1,83	96,19	31,41
	-5		3,486	1,47	96,62	30,67
в	-10		3,652	1,22	96,88	32,23

сатора  $C_{series}$  происходит значительное изменение выходной мощности до 40 % (табл. 1) [2].

Похожая ситуация обстоит и с другим конденсатором, поскольку исследуемая схема является очень чувствительной к настройке. Также стоит отметить, что при изменении емкости конденсатора на допуск  $\pm 10\%$  происходит значительное изменение осциллограммы тока в транзисторе в сравнении с проектным решением. Такие паразитные пики по току, для устранения которых необходимо использовать высокоточные электронные компоненты, могут кратковременно или полностью вывести прибор из строя [1, 2].

### Влияние нагрева конденсаторов на выходные характеристики системы

На следующем этапе проведена оценка влияния нагрева конденсаторов в системе ИПЭ на выходные характеристики схемы. Для этого была спроектирована экспериментальная плата системы ИПЭ с усилителем мощности класса Е и проведен эксперимент с помощью тепловизора по определению нагрева (рис. 3), где: 1 — вход генератора  $V_{gen}$  с напряжением 5 В и частотой 880 кГц; 2 — вход источника питания  $V_{cc}$  с напряжением 5 В; 3 — дроссель  $L_{choke}$  с собственной индук-

тивностью 1000 мкГн; 4 — транзистор IRF8707PbF; 5 — конденсатор  $C_{series}$ ; 6 — конденсатор  $C_{shunt}$ ; сопротивление  $R_{load}$  — 22 Ом; собственная индуктивность  $L_{series}$  — 1,92 мкГн; сопротивление  $L_{series}$  — 0,14 Ом [3].

В процессе исследования получены выходные мощности схем с различными типами конденсаторов из моделирования и эксперимента, показанные на рис. 4.

Было установлено, что применение конденсаторов последовательного и шунтирующего в усилителе с температурным коэффициентом емкости X7R может приводить к уменьшению выходной мощности до 40 % в сравнении с применением обоих конденсаторов с температурным коэффициентом емкости NP0. А снижение нагрева катушек индуктивности можно обеспечить применением компонентов с низким эквивалентным последовательным сопротивлением (low ESR) [3].

### Защитные покрытия для системы ИПЭ

Для дополнительного снижения нагрева отдельных электронных компонентов в замкнутой имплантируемой системе ИПЭ к ИМП можно использовать защитные (конформные) покрытия, которые позволяют продлить срок службы при-

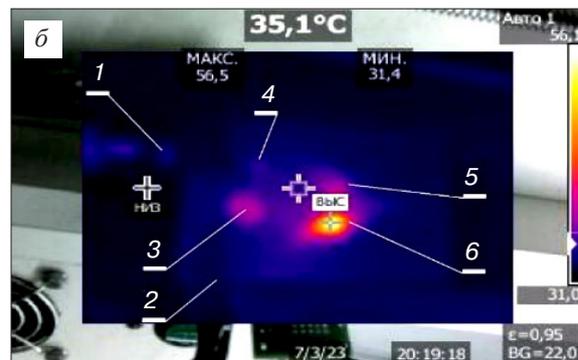
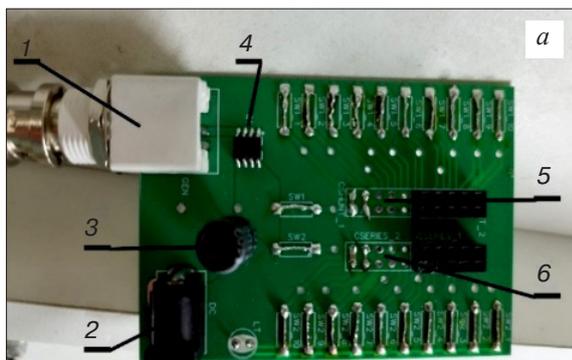


Рис. 3. Внешний вид разработанной экспериментальной платы (слева) и снимок данной платы с тепловизора Fluke Ti550 после 15 с рабочего режима УМ класса Е для конденсатора X7R при осевом расстоянии 15 мм (справа)

Fig. 3. External view of the developed experimental board (left) and a photo of this board from a Fluke Ti550 thermal imager after 15 s of the operating mode of the class E amplifier for the X7R capacitor at an axial distance of 15 mm (right)

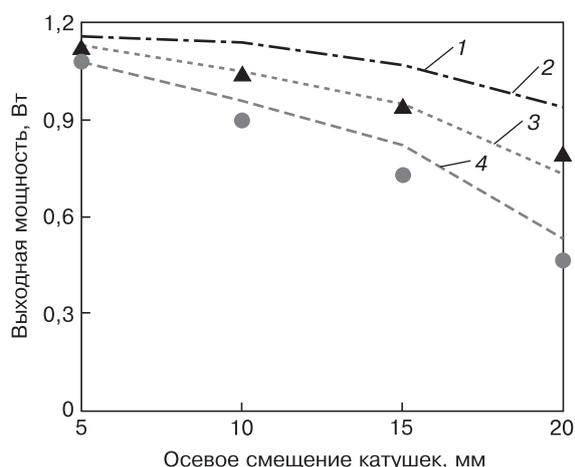


Рис. 4. Выходная мощность системы ИПЭ с УМ класса Е с конденсаторами  $C_{shunt}$  и  $C_{series}$  с температурным коэффициентом емкости типа NP0 или X7R: 1 — моделирование при комнатной температуре (NP0); 2 — моделирование после нагрева в процессе работы (более 40°C) (NP0); ▲ — эксперимент (NP0); 3 — моделирование при комнатной температуре (X7R); 4 — моделирование после нагрева в процессе работы (более 40°C) (X7R); ● — эксперимент (X7R)

Fig. 4. Output power of the IPE system with class E power amplifier with  $C_{shunt}$  and  $C_{series}$  capacitors with temperature coefficient of capacitance of type NP0 or X7R: 1 is simulation at room temperature (NP0); 2 is simulation after heating during operation (over 40°C) (NP0); ▲ is experiment (NP0); 3 is simulation at room temperature (X7R); 4 is simulation after heating during operation (over 40°C) (X7R); ● is experiment (X7R)

бора за счет повышения диэлектрических свойств и стойкости к химическим и механическим воздействиям, а именно: коррозии, вибрации, влаге, температуре, пыли, загрязнениям и электромиграции [4]. При этом, конформные покрытия обладают отличной адгезией и способны повторить контуры разрабатываемой печатной платы, что упрощает процесс конструирования защитного корпуса прибора.

Условно можно выделить пять типов конформных покрытий: акриловое, эпоксидное, силиконовое, параксилениловое и уретановое (табл. 2) [4].

Стоит отметить, что акриловые покрытия условно можно отнести к покрытиям для общего применения, эпоксидные — для защиты от химических воздействий, силиконовые — для высокотемпературной защиты, а уретановые и параксилениловые — для защиты от влаги и химических воздействий [4]. Акриловое покрытие обладает хорошей эластичностью, но требует большого количества растворителя для нанесения. Уретановое покрытие обладает хорошей эластичностью, хорошей устойчивостью к механическим воздействиям, хорошими диэлектрическими свойствами, но плохой устойчивостью к механическим воздействиям и истиранию. Силиконовые покрытия обладают отличной эластичностью, превосходной температурной стойкостью, но требуют большой толщины нанесения, обладают низкой адгезией и плохой устойчивостью к истиранию. Эпоксидное покрытие обладает отличной температурной стойкостью, превосходной устойчивостью к механическим воздействиям и истиранию, хорошими диэлектрическими свойствами, но могут создавать механическое напряжение на электронных компонентах. Параксилениловое покрытие обладает хорошими диэлектрическими свойствами, создает низкое механическое напряжение на электронных компонентах, но плохой устойчивостью к механическим воздействиям.

По результатам проведенного анализа, было установлено, что эпоксидные покрытия могут приводить к аллергическим реакциям организма человека, а также через данное покрытие может происходить диффузия водяного пара, который является источником выхода прибора из строя. Таким образом, для применения в системе беспородной передачи энергии к ИМП в ходе работы были выделены уретановое и параксилениловое конформное покрытие [5, 6]. В свою очередь, поскольку уретановые покрытия обладают лучшими диалектическими свойствами (удельное объемное

Таблица 2 / Table 2.

#### Относительное сравнение основных типов конформных покрытий для повышения стойкости печатных плат в системе ИПЭ к воздействиям агрессивной внешней окружающей среды

Relative comparison of the main types of conformal coatings for increasing the resistance of printed circuit boards in the inductive energy transfer system to the effects of an aggressive external environment

Параметр	Акрил	Уретан	Силикон	Эпоксид	Параксиленил
Простота использования	5	5	3	3	1
Время высыхания	4	3	3	1	5
Устойчивость к химикатам	1	4	3	5	4
Защита от влаги	5	4	4	3	5
Ремонтопригодность	5	3	3	2	2

Примечание: 1 — плохо, 5 — отлично.

электрическое сопротивление более  $10^{12}$  Ом·см [7] и теплопроводностью более 1 Вт/(м·К), то для дальнейшей разработки системы был выбран данный вид покрытия.

Для дополнительного повышения стойкости электронных компонентов в системе ИПЭ к ИПМ к внешним воздействующим факторам необходимо использовать внешний защитный корпус. Были сформулированы требования к свойствам защитного герметичного корпуса, которые соответствуют принятым международным стандартам для активных ИМП: биосовместимый, радиопроницаемый, наличие изоляционных свойств по току [8]. На основе данных требований были выбраны биоинертные материалы [9, 10], такие как некоторые виды полимера, силикона, керамики и металла [8]. Было установлено, что оптимальными материалами для защитного внешнего корпуса системы беспородной передачи энергии к ИМП являются полимер — политетрафторэтилен [11], и металл — титан [12]. Однако, вследствие простоты изготовления для дальнейшей работы был выбран политетрафторэтилен (фторопласт), на основе которого разработан экспериментальный образец системы ИПЭ и проведено его успешное тестирование на лабораторном животном [13, 14].

### Заключение

Установлено, что в системе индуктивной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам необходимо выбирать конденсаторы с температурным коэффициентом емкости NP0/C0G и с минимально возможным допуском по номиналу, а также катушки индуктивности с низким эквивалентным последовательным сопротивлением (low

ESR) для снижения нагрева прибора и повышения стабильности его работы.

Для защиты электронных компонентов в системе беспроводной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам от агрессивной среды организма человека можно выделить уретановое, эпоксидное и параксилениловое конформные покрытия. В свою очередь, поскольку уретановые покрытия обладают лучшими диалектическими свойствами, то для дальнейшей разработки системы был выбран данный вид покрытия.

Для повышения стойкости печатных плат к внешним воздействующим факторам в виде химически агрессивной среды организма человека были сформулированы требования к свойствам защитного герметичного корпуса: биосовместимый, радиопроницаемый, изоляционные к току свойства, которые полностью соответствуют принятым стандартам для активных имплантируемых медицинских изделий.

Установлено, что наиболее подходящим видом биосовместимого материала для применения в системе беспроводной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам является биоинертный. В свою очередь, перспективными материалами для защитного герметичного корпуса системы беспроводной передачи энергии являются политетрафторэтилен (фторопласт) и титан.

Разработан экспериментальный образец системы беспроводной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам и проведено успешное тестирование на лабораторном животном разработанных методик повышения стойкости электронных компонентов в имплантируемых медицинских приборах.

### Библиографический список / References

1. Гуров К.О., Миндубаев Э.А. Проектирование усилителя мощности класса Е для систем силовой электроники. *Наноиндустрия*. 2020; 13(S5–1(102)): 190—196. <https://doi.org/10.22184/1993-8578.2020.13.5s.190.196>
2. Миндубаев Э.А., Гуров К.О. Элементная база для создания высокоэффективных систем беспроводной передачи энергии. *Наноиндустрия*. 2023; 16(S9–1(119)): 75—78. <https://doi.org/10.22184/1993-8578.2023.16.9s.75.78>
3. Миндубаев Э.А., Гуров К.О. Elementar base for creating highly efficient systems of wireless power transmission. *Nanoindustry*. 2023; 16(S9–1(119)): 75—78. (In Russ.). <https://doi.org/10.22184/1993-8578.2023.16.9s.75.78>
4. Селютин Е.В., Гуров К.О., Миндубаев Э.А., Данилов А.А. Влияние паразитных компонентов и нагрева конденсаторов на адаптивную подстройку усилителя мощности в системе индуктивного питания медицинских имплантатов. *Известия вузов. Электроника*. 2024; 29(1): 108—117. <https://doi.org/10.24151/1561-5405-2024-29-1-108-117>
5. Selyutina E.V., Gurov K.O., Mindubaev E.A., Danilov A.A. Parasitic components and heating of capacitors impact on power amplifier adaptive tuning in the inductive supply system for medical implants. *Proceeding of University. Electronics*. 2024; 29(1): 108—117. (In Russ.). <https://doi.org/10.24151/1561-5405-2024-29-1-108-117>
6. Фил К., Шихов С. Конформные покрытия для жестких условий эксплуатации. *Технологии в электронной промышленности*. 2020; (4(120)): 26—32.
7. Phil K., Shikhov S. Conformal coatings for harsh operating conditions. *Tekhnologii v elektronnoi promyshlennosti*. 2020; (4(120)): 26—32. (In Russ.)
8. Seok S. Polymer-based biocompatible packaging for implantable devices: Packaging method, materials, and reliability simulation. *Micromachines*. 2021; 12(9): 1020. <https://doi.org/10.3390/mi12091020>
9. Jeong J., Laiwalla F., Lee J., Ritasalo R., Pudas M.T., Larson L., Leung V., Nurmikko A. Conformal hermetic sealing of wireless microelectronic implantable chiplets

by multilayered atomic layer deposition (ALD). *Advanced Functional Materials*. 2019; 29(5): 1806440. <https://doi.org/10.1002/adfm.201806440>

7. Baj-Rossi C., Kilinc E.G., Ghoreishizadeh S.S., Casarino D., Jost T.R., Dehollain C., Grassi F., Pastorino L., De Micheli G., Carrara S. Fabrication and packaging of a fully implantable biosensor array. In: *2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Rotterdam, Netherlands*; 2013. P. 166—169. <https://doi.org/10.1109/BioCAS.2013.6679665>

8. Joung Y.-H. Development of implantable medical devices: from an engineering perspective. *International Neurology Journal*. 2013; 17(3): 98—106. <https://doi.org/10.5213/inj.2013.17.3.98>

9. Hench L.L. Bioceramics. *Journal of the American Ceramic Society*. 1998; 81(7): 1705—1728. <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1998.tb02540.x>

10. Suchanek W., Yashimura M. Processing and properties of hydroxyapatite-based biomaterials for use as hard tissue replacement implants. *Journal of Materials Research*. 1998; 13(01): 94—117. <https://doi.org/10.1557/JMR.1998.0015>

11. Mark J.E. (ed). Physical properties of polymers. NY: Springer; 2007. 1063 p.

12. Тихоновский М.А., Шепелев А.Г., Кутный К.В., Немашкало О.В. Биоматериалы: анализ современных тенденций развития на основе данных об информационных потоках. *Вопросы атомной науки и техники. Серия: Вакуум, чистые материалы, сверхпроводники (17)*. 2008; (1): 166—172.

Tikhonovsky M.A., Shepelev A.G., Kutny K.V., Nemashkalo O.V. Biomaterials: analysis of current trends of development on the basis of information flow data. *Voprosy atomnoi nauki i tekhniki. Seriya: Vakuuum, chistyie materialy, sverkhprovodniki (17)*. 2008; (1): 166—172. (In Russ.)

13. Gurov K.O., Danilov A.A., Mindubaev E.A., Ryabchenko E.V., Surkov O.A. The assembly's sheath for inductive powering of artificial organs. *The International Journal of Artificial Organs. Abstracts from the 46th ESAO Congress 3–7 September 2019 Hannover, Germany*. 2019; 42(8): 428.

14. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Gurov K.O., Aubakirov R.R., Surkov O.A., Ryabchenko E.V., Selihchev S.V. Wireless powering of artificial organs: overcoming challenges. *The International Journal of Artificial Organs. Abstracts from the 46th ESAO Congress 3–7 September 2019 Hannover, Germany*. 2019; 42(8): 411.

#### Информация об авторе / Information about the author

**Гуров Константин Олегович** — младший научный сотрудник, Национальный исследовательский университет «МИЭТ», пл. Шокина, д. 1, Зеленоград, Москва, 124498, Российская Федерация; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6664-2434>; e-mail: [constantinegurov@yandex.ru](mailto:constantinegurov@yandex.ru)

**Konstantin O. Gurov** — Junior Research, National Research University of Electronic Technology, 1 Shokin Sq., Zelenograd, Moscow 124498, Russian Federation; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6664-2434>; e-mail: [constantinegurov@yandex.ru](mailto:constantinegurov@yandex.ru)

Поступила в редакцию 24.11.2024; поступила после доработки 20.12.2024; принята к публикации 26.12.2024  
Received 24 November 2024; Revised 20 December 2024; Accepted 26 December 2024