

## Влияние материалов корпуса имплантата на нагрев тканей при индуктивной чрескожной передаче энергии

### Аннотация

Выполнено численное моделирование нагрева окружающих биологических тканей модулем чрескожной индуктивной передачи энергии с номинальной выходной мощностью 500 мВт. Используются четырехслойная модель биологической ткани «кожа-жир-фасция-мышцы» и модель модуля индуктивной передачи энергии, включающая в себя три объемных источника тепла: передающую катушку в корпусе, размещенную на коже; принимающую катушку в корпусе, размещенную в жировом слое; выпрямитель в корпусе, также размещенный в жировом слое. Исследованы шесть материалов для корпуса: пластик АБС, полипропилен, поликарбонат, силикон, полиэтилен терефталат, керамика YТZР. Установлено, что при использовании керамики YТZР нагрев тканей минимален (максимальное увеличение температуры составило 1,6 °С), а при использовании полипропилена нагрев тканей максимален (максимальное увеличение температуры составило 2,3 °С).

### Введение

Индуктивная чрескожная передача энергии является перспективным направлением развития современной биомедицинской инженерии [1]-[4]. Такой способ энергообеспечения является основным для кохлеарных имплантатов [5] и стимуляторов спинного мозга [6], а также рассматривается как перспективное решение для ряда других устройств, в том числе систем механической поддержки кровообращения [7], [8], визуальных протезов [9] и умных ортопедических имплантатов [10]. Уменьшение нагрева окружающих тканей относится к числу основных проблем, которые необходимо решить при проектировании модулей индуктивной чрескожной передачи энергии [11]-[14]. При этом следует отметить, что помимо лимита термобезопасности устройства (температура окружающих тканей не должна превышать 42 °С) существуют требования рекомендательного стандарта ИСО, в соответствии с которым нагрев тканей не должен быть более 2 °С, благодаря чему работа имплантата не должна вызывать дискомфорт у пациента [15]. Проблема снижения нагрева тканей до уровня, предусмотренного рекомендательным стандартом, в настоящее время не решена даже для серийных устройств, таких как стимуляторы спинного мозга [16].

Существует несколько подходов к уменьшению нагрева биологических тканей при индуктивной чрескожной передаче энергии. В частности, к уменьшению нагрева ведет повышение эффективности передачи энергии и соответствующее снижение тепловых потерь в устройстве. Однако даже небольшие потери при относительно высоком уровне передаваемой мощности могут сопровождаться существенным нагревом тканей. Также нагрев тканей может быть уменьшен за счет оптимизации конструкции катушек индуктивности, в первую очередь – за счет увеличения размеров принимающей катушки. Этот метод имеет свои ограничения, поскольку максимальные размеры имплантатов строго ограничены медицинскими соображениями. Наконец, нагрев может быть уменьшен за счет использования теплоизоляционных воздушных мешков. Это также ведет к увеличению размеров имплантата.

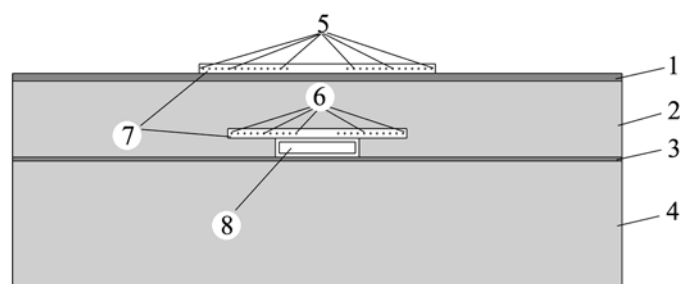


Рис. 1. Двумерное сечение геометрической модели: 1 – кожа; 2 – жир; 3 – фасция; 4 – мышцы; 5 – витки первичной катушки; 6 – изоляция; 7 – витки вторичной катушки; 8 – выпрямитель тока

Таким образом, актуальными являются исследования, направленные на поиск новых методов уменьшения нагрева тканей. Одним из таких методов может быть выбор материалов корпуса имплантата. Рассматриваемая работа посвящена исследованию влияния на нагрев биологических тканей материала корпуса имплантата с системой индуктивной передачи энергии номинальной мощностью 500 мВт [17]. Результаты такого исследования могут быть использованы для подбора материалов, обеспечивающих наименьший нагрев окружающих тканей.

### Материалы и методы

Численное моделирование нагрева тканей выполнялось на основе решения методом конечных элементов так называемого уравнения Пеннеса:

$$\rho c_p \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = \nabla [k \nabla T(z, y, z, t)] + q_m + \rho_b c_b [T_a - T(x, y, z, t)] + P(x, y, z), \quad (1)$$

где  $k$  – теплопроводность;  $\rho$  – плотность ткани;  $c$  – удельная теплоемкость ткани;  $\omega$  – коэффициент перфузии;  $\rho_b$  – плотность крови;  $c_b$  – удельная теплоемкость крови;  $T_a$  – температура артериальной крови;  $q_m$  – скорость метаболизма;  $P$  – источник тепла.

Уравнение (1) решалось для ограниченной области, включающей в себя четырехслойную модель биологических тканей и модель системы чрескожной передачи энергии. Начальная температура тканей принималась равной 37 °С. В качестве источников тепла в моделировании были взяты первичная катушка, вторичная катушка и выпрямитель тока. Центральное сечение геометрической модели представлено на рис. 1.

Таблица 1

Параметры системы чрескожной передачи энергии

Параметры катушек	Первичная катушка	Вторичная катушка
Внешний радиус, мм	30,0	22,5
Внутренний радиус, мм	7,9	5,5
Диаметр провода, мм	0,5	0,5
Число витков	14	11
Рассеиваемая мощность, мВт	20,7	51,6
Параметры системы чрескожной передачи энергии		
Осевое расстояние, мм	10	
Размеры выпрямителя тока, мм	20 x 20 x 3	
Рассеиваемая мощность на выпрямителе, мВт	77,4	
Толщина изоляционного слоя, мм	1	

Первичная катушка была расположена на поверхности слоя кожи, на глубине 10 мм в слое подкожного жира были расположены вторичная катушка и выпрямитель тока. Все элементы системы чрескожной передачи энергии были помещены в термо- и электроизоляционный материал толщиной 1 мм. Геометрические параметры элементов системы чрескожной передачи энергии приведены в *табл. 1*.

## Результаты

Для исследования влияния тепловых свойств изоляционного материала корпуса была проведена серия расчетов нагрева биологических тканей для различных изоляционных материалов. В качестве изоляционных материалов были выбраны стабилизированный иттрием тетрагональный поликристаллический диоксид циркония (YTZP-керамика), силикон, полиэтилен терефталат, поликарбонат, АБС-пластик и полипропилен, так как эти материалы являются диэлектриками и ранее уже были использованы при проектировании систем чрескожной передачи энергии [18]-[21].

Таблица 2

**Максимальная достигнутая температура тканей для изоляционных материалов с различными тепловыми свойствами**

Материал	Температура, °С	Плотность, кг/м <sup>3</sup>	Удельная теплоемкость, Дж/кг·К	Теплопроводность, Вт/кг·К
Керамика YTZP	38,6	6000	400	2,00
Силикон	39,1	1280	1803	0,26
Полиэтилен терефталат	39,1	1350	1250	0,30
Поликарбонат	39,2	1200	1199	0,20
АБС пластик	39,2	1100	1550	0,25
Полипропилен	39,3	900	1722	0,14

Моделирование проводилось для стационарной задачи, т. е. до достижения равновесной температуры. В результате моделирования нагрева были получены 6 тепловых карт, представленных на *рис. 2*. Максимальное значение температуры тканей наблюдается в области под выпрямителем тока, в слое

подкожного жира. Наименьший нагрев соответствует случаю, когда в качестве изоляционного материала была выбрана YTZP-керамика. В этом случае максимальная температура тканей составляет 38,6 °С. Наибольший нагрев соответствует выбору полипропилена в качестве изоляционного материала; максимальный нагрев тканей при таком условии составляет 39,3 °С. Более подробная информация о максимальной достигнутой температуре тканей и тепловых свойствах используемого изоляционного материала приведена в *табл. 2*.

## Заключение

Результаты численного эксперимента показывают, что выбор материала для корпуса имплантата может оказывать существенное влияние на нагрев окружающих имплантат биологических тканей. В рассмотренном случае прирост температуры в «горячей точке» менялся в пределах 1,6...2,3 °С. Таким образом, для одного и того же устройства в зависимости от выбранного изоляционного материала требования рекомендательного стандарта ИСО могут выполняться или не выполняться. Следовательно, выбор материала корпуса имплантата может играть определяющую роль в смысле достижения заданных характеристик по нагреву окружающих тканей.

*Работа выполнена в рамках государственного задания, соглашение № 075-03-2020-216 от 27.12.2019 г.*

### Список литературы:

1. Khan R.K., Pavuluri S.K., Cummins G., Desmulliez M.P.Y. Wireless Power Transfer Techniques for Implantable Medical Devices: A Review // *Sensors*. 2020. Vol. 20. PP. 1-56.
2. Schormans M., Valente V., Demosthenous A. Practical Inductive Link Design for Biomedical Wireless Power Transfer: A Tutorial // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2018. Vol. 12. № 5. PP. 1112-1130.
3. Shadid R., Noghianian S. A Literature survey on wireless power transfer for biomedical devices // *International Journal of Antennas and Propagation*. 2018. № 5. PP. 1-11.
4. Bocan N.K., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: State of art review // *Sensors*. 2016. Vol. 16. № 3. P. E393.
5. Clark G. Cochlear implants: Fundamentals and applications. – Springer, 2003. 831 p.
6. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // *European Neurological Review*. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.

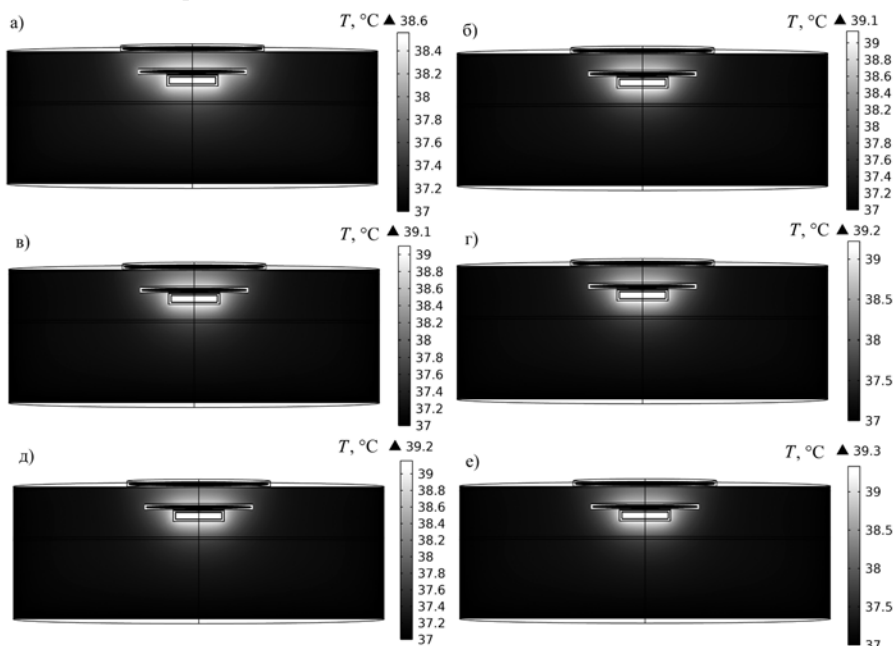


Рис. 2. Тепловые карты для материалов: а) керамика YTZP; б) силикон; в) полиэтилен терефталат; г) поликарбонат; д) АБС-пластик; е) полипропилен

7. Wang J., Smith J.R., Bonde P. Energy transmission and power sources for mechanical circulatory support devices to achieve total implantability // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2014. Vol. 97. № 4. PP. 1467-1474.
8. Danilov A.A., Itkin G.P., Selishchev S.V. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // *Biomedical Engineering*. 2010. Vol. 44. № 4. PP. 125-129.
9. Bergmann G. et al. High-tech hip implant for wireless temperature measurements in vivo // *PLoS One*. 2012. Vol. 7. № 8. P. e43489.
10. Weiland J.D., Humayun M.S. Visual Prosthesis // *Proceedings of the IEEE*. 2008. Vol. 96. № 7. PP. 1076-1084.
11. Au S.L.C., McCormick D., Budgett D. Thermal safety of a transcutaneous energy transfer system for ventricular assist devices / 27th Annual Meeting of the International Society for Mechanical Circulatory Support. 2020. P. E54.
12. Weinmann J.J., Sparrow E.M. Heat Flow from Rechargeable Neuromodulation Systems into Surrounding Media // *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*. 2009. Vol. 12. № 2. PP. 114-121.
13. Knecht O., Bosshard R., Kolar J. W. High-Efficiency Transcutaneous Energy Transfer for Implantable Mechanical Heart Support Systems // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2015. Vol. 11. № 30. PP. 6221-6236.
14. Lazzi G. Thermal Effects of Bioimplants: Power Dissipation Characteristics and Computational Methods // *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*. 2005. Vol. 24. № 5. PP. 75-81.
15. ГОСТ Р ИСО 14708-1-2012 Имплантаты хирургические. Активные имплантируемые медицинские изделия (2008).
16. Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Potential tissue damage from transcutaneous recharge of neuromodulation implants // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2009. Vol. 52. PP. 3518-3524.
17. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Gurov K.O., Aubakirov R.R., Surkov O.A., Ryabchenko E.V., Selishchev S.V. A Device for Wireless Powering of Battery-Free Implants via Inductive Coupling // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 53. № 5. PP. 309-311.
18. Mehta S., Pae W.E.Jr., Rosenberg G. The LionHeart LVD-2000: A completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support // *Ann. Thorac. Surg*. 2001. Vol. 71. PP. S156-S161.
19. Lovik R.D., Abraham J.P., Sparrow E.M. Potential tissue damage from transcutaneous recharge of neuromodulation implants // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2009. Vol. 52. PP. 3518-3524.
20. Knecht O., Kolar J.W. Impact of Transcutaneous Energy Transfer on the Electric Field and Specific Absorption Rate in the Human Tissue / IECON 2015 – 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. November 9-12, 2015. Yokohama, Japan. PP. 004977-004983.
21. Au Sh.L.C., McCormick D., Lever N., Budgett D. Thermal evaluation of a hermetic transcutaneous energy transfer system to power mechanical circulatory support devices in destination therapy // *Artificial Organs*. 2020. Vol. 44. № 9. PP. 955-967.

Екатерина Викторовна Рябченко,  
аспирант,  
Арсений Анатольевич Данилов,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Институт биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский  
университет МИЭТ,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: caterinco@mail.ru

О.И. Обрезков, В.А. Базылев, Ю.В. Мартыненко, М.Ю. Нагель

## Оценки функциональных свойств тонкопленочных материалов для покрытий электродов кардиостимуляторов

### Аннотация

Рассмотрен вопрос электрохимических процессов на электродах электрокардиостимулятора. Предложен метод расчета переходных процессов и связанных с ними интегральных показателей перехода в ткань: импеданса, напряжения остаточной поляризации, электроемкости и эффективности передачи заряда. Проведена проверка модельными экспериментами для покрытий различными материалами. Результаты исследований могут быть применены при проектировании перспективных систем кардиостимуляции.

### Введение

Одним из развивающихся методов лечения аритмии сокращений миокарда является использование имплантируемых электрокардиостимуляторов (ЭКС). Конструкция ЭКС совершенствуется как в плане расширения функций для лечения разных форм этого заболевания, так и в направлении повышения надежности, качества и срока службы данного устройства. Развитие конструкций ЭКС, реализующих режим управления с автозахватом ритма (AutoCapture), требует применения новых эндокардиальных электродов (ЭКЭ) с высокой эффективностью передачи электрического заряда в ткань и низкими значениями остаточной поляризации. Процессам, определяющим эти показатели, а также развитию методики их расчетов, посвящена данная работа.

### Материалы и методы

Модель протекания тока между электродами ЭКС подробно описана в [1]. Импульс электрического тока от ЭКС проте-

кает через: а) активные сопротивления внутри этого устройства и провода эндокардиального электрода (ЭКЭ); б) двойные электрические слои (ДЭС) у анода и катода и далее – в электропроводный электролит крови и ткани сердца. В скажем виде такая схема показана на *рис. 1*. Все активные сопротивления цепи ЭКС объединены в сопротивление  $R_{\Sigma} = \Sigma R_i$ , а ДЭС на аноде и катоде описываются суммарным комплексным импедансом  $Z_{\text{ДЭС}} = Z_{\text{ДЭС}}^a + Z_{\text{ДЭС}}^k$ . Генератор импульсов тока ЭКС при работе нагружен на комплексную нагрузку, имеющую импеданс  $Z = R_{\Sigma} + Z_{\text{ДЭС}}$ . Электрическая эквивалентная схема этой комплексной нагрузки представлена параллельными сопротивлением Фарадея –  $R_{\text{Ф}}$  и емкостью Гельмгольца –  $C_{\text{Г}}$ , определяющими импеданс  $Z_{\text{ДЭС}}$ , и последовательным активным сопротивлением цепи  $R_{\Sigma}$ . Комплексный импеданс такой схемы при подаче напряжения с частотой  $\omega$  определяется выражением  $Z = R_{\Sigma} + R_{\text{Ф}} / [1 + (i\omega R_{\text{Ф}} C_{\text{Г}})]$ ,  $i = (-1)^{1/2}$ . Применение этой модели к анализу процессов в [2], [3] показывает, что она только качественно описывает процесс. При высоких частотах фазовый угол импеданса  $Z_{\text{ДЭС}}$  должен