

## Влияние смещений катушек индуктивности на нагрев тканей при беспроводной чрескожной передаче энергии

### Аннотация

Исследовано влияние на нагрев окружающих биологических тканей смещений катушек индуктивности в составе индуктивной системы беспроводной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам мощностью 500 мВт. Показано, что боковые смещения катушек индуктивности в пределах 2...20 мм могут вызывать увеличение температуры на 0,4 °С по сравнению с нагревом тканей при соосном положении катушек. Изменения температуры могут быть вызваны как изменением величины потерь мощности на элементах системы, так и изменением положения самих элементов системы и взаимным влиянием тепловых полей, создаваемых этими элементами.

### Введение

Перспективным направлением развития современной биомедицинской инженерии является создание средств беспроводного энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов [1]-[3]. Основным способом передачи энергии при этом является использование индуктивной связи [4]-[6]. Основными преимуществами использования индуктивной связи (рабочие частоты в диапазоне 0,1...10 МГц) являются слабое поглощение в тканях и отсутствие выраженного биологического эффекта, что позволяет генерировать в приемной части системы мощность порядка 10 Вт без ущерба для пациента. В настоящее время индуктивная связь является основным способом энергообеспечения кохлеарных имплантатов и стимуляторов спинного мозга и рассматривается как перспективный способ питания систем механической поддержки кровообращения, визуальных протезов, стимуляторов головного мозга. Тем не менее наличие ряда нерешенных научно-технических проблем сдерживает более широкое использование индуктивной связи для энергообеспечения ИМП. Одной из таких проблем является проблема нагрева биологических тканей [7]-[11].

Следует отметить, что существующие стандарты предъявляют жесткие требования к нагреву: температура поверхности имплантата не должна превышать температуру окружающих тканей более чем на 2 °С [12]. В то же время для ИМП с индуктивной передачей энергии от внешнего источника питания к имплантируемой части проблема нагрева встает особенно ос-

тро, поскольку объем выделяемого тепла увеличивается из-за необходимости преобразования энергии для ее передачи и приема. В связи с этим даже допущенные до клинического применения устройства могут не соответствовать рекомендательным стандартам: так, при беспроводной зарядке аккумуляторов современных стимуляторов спинного мозга температура окружающих тканей может возрастать на 4 °С [13]. Это делает актуальным исследование процессов нагрева биологических тканей при беспроводной чрескожной передаче энергии, направленные на разработку методов минимизации такого нагрева [7], [8], [10], [13], [14]. В большинстве случаев в таких исследованиях рассматривается статическая ситуация, когда положение приемника и передатчика энергии относительно друг друга зафиксировано. Между тем для систем индуктивной чрескожной передачи энергии характерны смещения приемной и передающей катушек в процессе работы [4]. При этом тепловыделение на элементах системы беспроводной передачи энергии может меняться нетривиальным образом. Целью рассматриваемой работы является исследование характера изменения нагрева биологических тканей при изменении относительно положения приемной и передающей катушек индуктивности.

### Материалы и методы

Основным способом описания процесса нагрева биологических тканей является уравнение Пеннеса, которое может быть записано следующим образом:

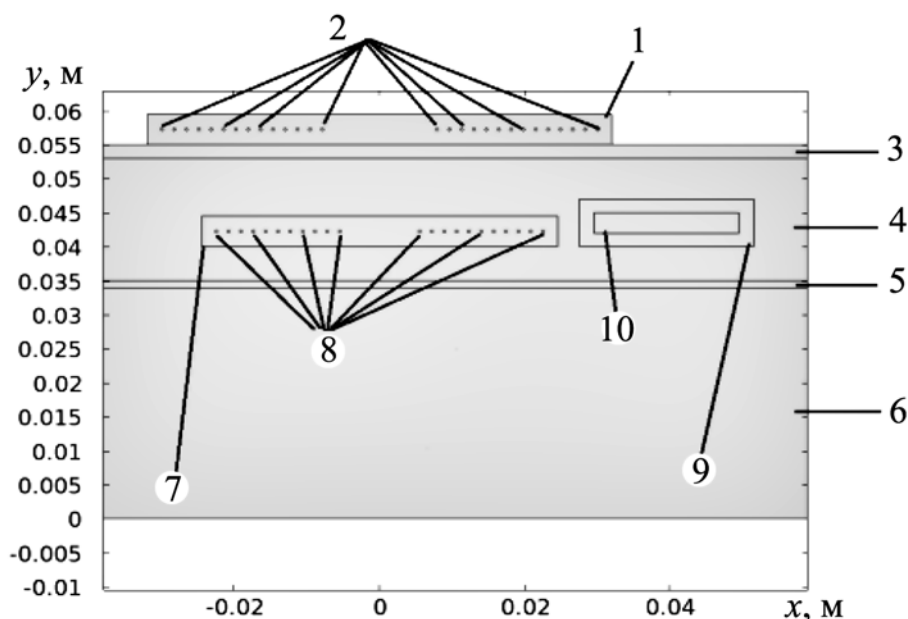


Рис. 1. Центральное сечение трехмерной модели биологических тканей и системы беспроводной передачи энергии, помещенной в них: 1 – корпус первичной катушки; 2 – витки первичной катушки; 3 – кожа; 4 – жир; 5 – фасция; 6 – мышцы; 7 – корпус вторичной катушки; 8 – витки вторичной катушки; 9 – корпус выпрямителя; 10 – выпрямитель тока

$$\operatorname{div} \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial t} = \nabla \left\{ k \nabla T(\vec{r}, t) + q_m + \rho_b c_b [T_a - T(\vec{r}, t)] \right\}, \quad (1)$$

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.

Уравнение (1) не имеет аналитического решения в общем виде, однако оно может быть решено численно. В рассматриваемой работе для получения пространственных распределений тепловых полей в тканях уравнение Пеннеса решалось методом конечных элементов при помощи программного пакета для мультифизического моделирования «COMSOL Multiphysics».

Влияние системы беспроводной передачи энергии на температуру окружающих тканей может быть описано посредством уравнения (1) через включение в него в качестве источников тепла тех или иных элементов системы. В рассматриваемой работе моделировалось тепловое воздействие на ткани устройства беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов мощностью 500 мВт с рабочей частотой 880 кГц [15]. Устройство включает в себя передающую часть, построенную на основе усилителя класса E, с плоской концентрической передающей катушкой индуктивности (внешний радиус – 30 мм, внутренний радиус – 7,9 мм, число витков – 14), и приемную часть с принимающей катушкой индуктивности (внешний радиус – 22,5 мм, внутренний радиус – 5,5 мм, число витков – 11), выпрямителем и регулятором. Основными источниками тепла являются передающая и принимающая катушки, а также выпрямитель, в связи с чем именно эти источники были включены в модель (рис. 1). Модель биологических тканей представляла собой четырехслойную модель «кожа-жир-фасция-мышца» с характеристиками, аналогичными использованным в [16]. Моделирование выполнялось для адиабатического случая, без отвода тепла через кожу, что соответствует ситуации, когда система находится под плотной одеждой пациента.

Таблица 1

**Потери мощности на элементах системы беспроводной передачи энергии и выходное напряжение в зависимости от бокового смещения**

| Боковое смещение, мм | Потери на передающей катушке, мВт | Потери на принимающей катушке, мВт | Потери на выпрямителе, мВт | Выходное напряжение, В |
|----------------------|-----------------------------------|------------------------------------|----------------------------|------------------------|
| 0                    | 20,7                              | 51,6                               | 77,4                       | 8,90                   |
| 2                    | 21,4                              | 52,3                               | 78,2                       | 8,97                   |
| 4                    | 23,1                              | 54,1                               | 79,9                       | 9,14                   |
| 6                    | 26,3                              | 57,2                               | 82,2                       | 9,41                   |
| 8                    | 30,8                              | 60,3                               | 85,7                       | 9,70                   |
| 10                   | 39,1                              | 66,4                               | 90,2                       | 10,20                  |
| 12                   | 49,3                              | 70,7                               | 93,6                       | 10,54                  |
| 14                   | 65,7                              | 75,5                               | 99,9                       | 10,91                  |
| 16                   | 82,9                              | 73,4                               | 99,1                       | 10,73                  |
| 18                   | 102,8                             | 65,0                               | 95,8                       | 10,2                   |
| 20                   | 114,4                             | 50,4                               | 83,7                       | 8,7                    |

Для исследования влияния смещений на нагрев окружающих биологических тканей были вычислены значения потерь мощности на передающей катушке, принимающей катушке и выпрямителе при осевом расстоянии между катушками 10 мм и боковым смещении в диапазоне 0...20 мм с шагом 2 мм. Результаты расчетов приведены в табл. 1. Следует особо отметить, что система беспроводной передачи энергии в рассматриваемом случае меняла режим работы: при боковых смещениях 0...14 мм имел место так называемый эффект «сильной связи», в результате с увеличением бокового смещения уве-

личивалось и выходное напряжение; при смещениях 16...20 мм система работала в режиме «слабой связи»; по мере роста боковых смещений величина выходного напряжения падала.

## Результаты

В ходе моделирования было установлено, что тепловое равновесие в модели устанавливается примерно после 1 ч работы, затем рост температуры тканей прекращался. На рис. 2 представлено распределение тепловых полей в тканях при боковом смещении 0 мм, на рис. 3 – при боковом смещении 14 мм, что соответствует максимальным тепловым потерям на принимающей катушке и выпрямителе.

Можно выделить следующие характерные особенности полученных пространственных распределений. Во-первых, поскольку в адиабатическом случае отвод тепла от системы осуществляется главным образом за счет кровотока в мышечной ткани, точки максимального нагрева тканей – «горячие точки» – находятся в зоне между передающей и принимающей частями системы. Во-вторых, наиболее существенный нагрев тканей происходит в области выпрямителя. Это связано как с тем, что потери на выпрямителе больше потерь на катушках, так и с тем, что поверхность выпрямителя меньше и, таким образом, мощность выделения тепла в этой области выше. В-третьих, при наличии смещений существенно увеличивается общая площадь нагретых тканей.

В табл. 2 приведены результаты расчета температуры «горячей точки» для областей тканей, прилегающих к передающей катушке, принимающей катушке и выпрямителю. Следует отметить, что максимальное значение температуры «горячей точки» во всех случаях, как и следовало ожидать, соответствует максимальному значению потерь мощности. В то же время характер изменения температур является существенно разным. Так, для зоны выпрямителя увеличение потерь мощности на 22,5 мВт (что соответствует боковому смещению 0 и 14 мм) приводит к увеличению температуры горячей точки на 0,4 °С. В то же время для области первичной катушки аналогичное изменение температуры «горячей точки» соответствует существенно большему изменению в величине потерь мощности – на 93,7 мВт. Это связано с тем, что при увеличении бокового смещения падает вклад выпрямителя и вторичной катушки в нагрев тканей под первичной катушкой. По той же причине величина температуры «горячей точки» над первичной катушкой увеличивается только на 0,2 °С при увеличении потерь мощности на 23,9 мВт.

Таблица 2

**Значения температуры в областях локальных максимумов**

| Боковое смещение, мм | Температура под первичной катушкой, °С | Температура над вторичной катушкой, °С | Температура над выпрямителем тока, °С |
|----------------------|--|--|---------------------------------------|
| 0                    | 37,35                                  | 37,3                                   | 38,35                                 |
| 2                    | 37,35                                  | 37,31                                  | 38,36                                 |
| 4                    | 37,36                                  | 37,32                                  | 38,4                                  |
| 6                    | 37,37                                  | 37,35                                  | 38,44                                 |
| 8                    | 37,4                                   | 37,37                                  | 38,5                                  |
| 10                   | 37,46                                  | 37,42                                  | 38,6                                  |
| 12                   | 37,57                                  | 37,47                                  | 38,68                                 |
| 14                   | 37,65                                  | 37,52                                  | 38,77                                 |
| 16                   | 37,74                                  | 37,52                                  | 38,75                                 |
| 18                   | 37,85                                  | 37,5                                   | 38,7                                  |
| 20                   | 37,9                                   | 37,42                                  | 38,47                                 |

## Заключение

Приведенные выше результаты позволяют сделать следующие основные выводы. Изменение потерь мощности на элементах систем беспроводной передачи энергии может приводить к существенному изменению величины нагрева окружающих биологических тканей. В рассмотренной модели такое изменение составляло 0,4 °С, что составляет 20 % от допустимой величины нагрева на 2 °С. Также следует отметить, что

существенное влияние на изменение температуры «горячих точек» оказывает не только величина потерь мощности, но и взаимное положение элементов. В связи с этим для обеспечения термобезопасности систем беспроводной передачи энергии к ИМП необходимо выполнять исследование тепловых характеристик таких систем при различных взаимных положениях элементов систем с учетом изменения величины потерь мощности на элементах системы.

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

*Список литературы:*

1. Zhang Z., Pang H., Georgiadis A., Cecati C. Wireless Power Transfer – An Overview // IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2019. Vol. 66. № 2. PP. 1044-1058.
2. 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.
3. Bocan N.K., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: State of art review // Sensors. 2016. Vol. 16. № 3. P. E393.

4. Danilov A. et al. Methods for Compensation of Coil Misalignment in Systems for Inductive Transcutaneous Power Transfer to Implanted Medical Devices // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 51. № 1. PP. 56-60.
5. Slaughter M.S., Myers T.J. Transcutaneous Energy Transmission for Mechanical Circulatory Support Systems: History, Current Status and Future Prospects // Journal of Cardiac Surgery. 2010. Vol. 25. PP. 484-489.
6. 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.
7. 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.
8. 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.

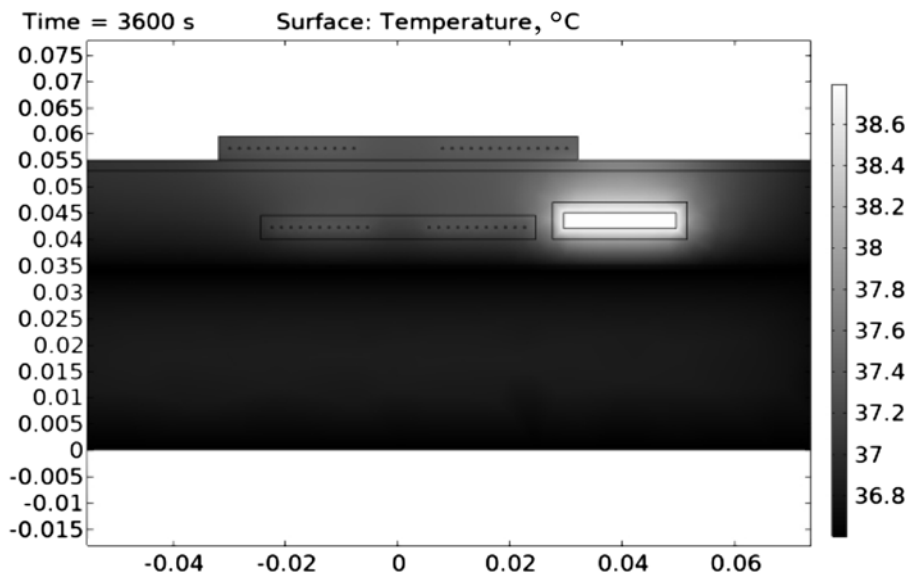


Рис. 2. Распределение температур в тканях при боковом смещении 0 мм

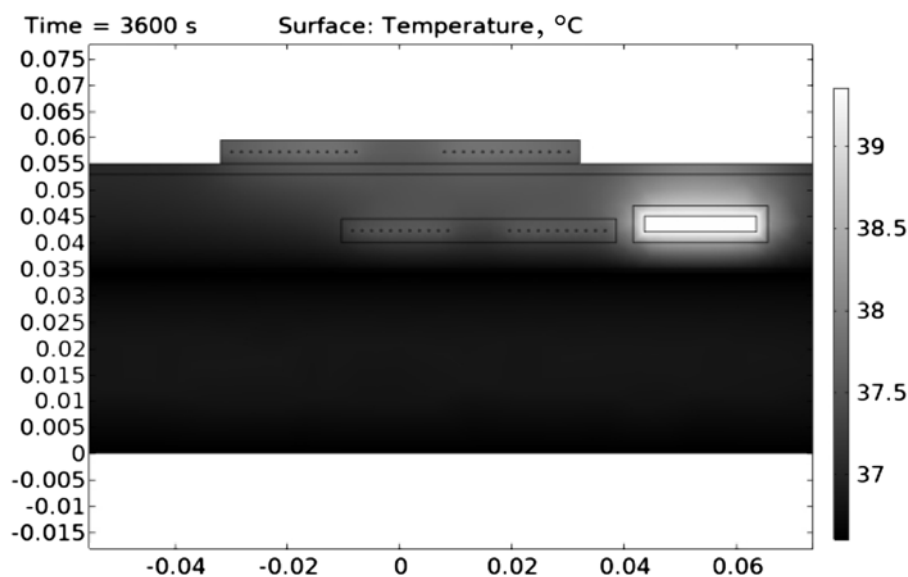


Рис. 3. Распределение температур в тканях при боковом смещении 14 мм

9. *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.
10. *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.
11. *Mussivand T., Miller J.A., Santerre P.J., Belanger G., Rajagopalan K.C., Hendry P.J., Keon W.J.* Transcutaneous Energy Transfer System Performance Evaluation // *Artificial Organs*. 2008. Vol. 17. № 11. PP. 940-947.
12. ГОСТ Р ИСО 14708-1–2012 Имплантаты хирургические. Активные имплантируемые медицинские изделия. Общие требования к безопасности, маркировке и информации, предоставляемой изготовителем.
13. *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.
14. *Smith D.K., Lovik R.D., Sparrow E.M., Abraham J.P.* Human tissue temperatures achieved during recharging of new-generation neuromodulation devices // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2010. Vol. 53. PP. 3292-3299.
15. *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.
16. *Danilov A.A., Mindubaev E.A., Gurov K.O., Ryabchenko E.V.* Modeling of Tissue Heating by Wireless Power Supply Units of Batteryless Implants // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 52. № 4. PP. 267-270.

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

*Н.А. Корневский, А.В. Быков, С.Н. Родионова, М.В. Артеменко*

## **Математические модели оценки степени тяжести поражения сердца, головного мозга и нижних конечностей под влиянием ремоделирования центральной гемодинамической системы в условиях системного ишемического процесса**

### **Аннотация**

Получены математические модели, позволяющие дифференцировать степень тяжести ишемического поражения по четырем классам: норма, латентное, реверсивное и критическое состояния по нижним конечностям, сердцу и головному мозгу.

В результате математического моделирования и статистических испытаний было показано, что для всех выбранных классов степени тяжести уверенность в правильном принятии решений превышает величину 0,9, что позволяет рекомендовать полученные результаты к применению в клинической практике сосудистых хирургов и врачей-ангиологов.

### **Введение**

Среди заболеваний сердечно-сосудистой системы, приводящих к инвалидности и смерти, значительное место занимают ишемические заболевания центральной и периферической кровеносных систем.

Значительное количество исследований, связанных с ишемическим поражением, ориентировано на исследование и борьбу с ишемическим поражением отдельно взятых органов и систем [1], [2].

Однако на практике часто встречаются ситуации, связанные с системными ишемическими поражениями, одновременно затрагивающими центральную гемодинамическую систему, сердце, головной мозг и нижние конечности [3]-[5].

Специально проведенные исследования показали, что патологические состояния сердца и сосудов, включая сосуды головного мозга и нижних конечностей, сосуществуют длительно, приобретая хроническую взаимоотношающую связь. При этом нарушения регионарной гемодинамики определяют центральную гемодинамику, а изменения последней усугубляют состояние органов [3], [4].

Анализ известной отечественной и зарубежной литературы показывает, что вопросы рациональной тактики ведения больных с сочетанной ишемической патологией центральной гемодинамической системы (ЦГС), сердца (С), головного моз-

га (М) и нижних конечностей (К) изучены недостаточно глубоко, что существенно снижает качество медицинского обслуживания пациентов с системной ишемической патологией.

Одной из составляющих повышения эффективности оказания медицинской помощи пациентам, страдающим ишемией, является своевременная и точная оценка степени тяжести течения заболевания, что позволяет выбирать адекватные схемы профилактики и лечения [4], [5].

С учетом этого целью рассматриваемой работы является синтез математических моделей оценки степени тяжести ишемического поражения сердца, головного мозга и нижних конечностей под влиянием ишемического ремодулирования центральной гемодинамической системы.

Медицинская поддержка работы выполнялась экспертной группой врачей под руководством доктора А. Быкова.

### **Методы и модели оценки степени тяжести системного ишемического поражения**

Для синтеза математических моделей оценки степени тяжести ишемического поражения центральной гемодинамической системы, сердца, головного мозга и нижних конечностей в течение восьми лет (2011...2018 гг.) было организовано наблюдение за 450 больными с ишемическими поражениями различных органов и систем, включая сочетанные варианты исследуемой патологии, из областной клинической больницы