

Моделирование нагрева окружающих тканей устройством беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов

Аннотация

Выполнено численное моделирование нагрева окружающих тканей элементами устройства беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов мощностью 500 мВт. Рассматривалась четырехслойная модельная среда «кожа-жир-фасция-мышцы», толщина соответствующих слоев составляла 2, 30, 1 и 25 мм. Выполнена оценка нагрева тканей для адиабатического и конвективного процессов, при соосном положении антенн и боковом смещении передающей антенны на 25 мм. Мощность источников тепла в первом случае составляла 117 мВт (передающая антенна), 6 мВт (принимающая антенна) и 109 мВт (выпрямитель тока); во втором случае – 210, 5 и 82 мВт соответственно. Установлено, что предельный нагрев окружающих тканей не превышает 1,56 °С. Установлено, что планарная компоновка имплантируемой части (принимающая антенна и электронный блок в одной плоскости) снижает уровень нагрева тканей за счет лучшего отвода тепла через кожу.

Введение

Одной из наиболее сложных проблем при проектировании имплантируемых медицинских приборов (ИМП) является обеспечение минимально возможного нагрева окружающих их тканей [1]-[4]. Существующие стандарты безопасности ИМП определяют диапазон допустимых температур как 39...41 °С [4]. Нагрев тканей до температуры 42 °С ведет к возникновению патологических изменений. Продолжительный нагрев в пределах допустимых значений создает риск развития инфекций и вызывает дискомфорт у пациента, в связи с чем желательным является уменьшение нагрева даже в том случае, когда предельные значения температур не превосходят допустимые.

Особую сложность решение задачи уменьшения нагрева тканей приобретает в случае, когда для питания ИМП используются те или иные методы беспроводной чрескожной передачи энергии [2]-[7]. В этом случае источниками нагрева являются не только функциональный блок ИМП, но и активные элементы модуля энергообеспечения (например конденсаторы в составе колебательных LC-контуров) [5], источники и приемники излучения (например антенны в составе LC-контуров) [6], а также излучение, используемое для передачи энергии [7].

Следует отметить, что сложность процессов, вызывающих нагрев тканей при использовании ИМП с беспроводным энергообеспечением, фактически исключает возможность априорных оценок и делает необходимым исследование тепловой безопасности каждого конкретного устройства. Целью представляемой работы являлось численное моделирование нагрева тканей устройством беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов мощностью 500 мВт. Было исследовано влияние на нагрев компоновки устройства и положения приемной и передающей частей относительно друг друга. Последнее особенно важно, поскольку смещения приемной и передающей частей являются одной из основных особенностей функционирования систем чрескожной передачи энергии [8], [9].

Материалы и методы

Объектом моделирования являлась система чрескожной индуктивной передачи энергии (ЧИПЭ), которая включает в себя внешнюю (передающую) и имплантируемую (принимающую) части (рис. 1). При задании модели в качестве источников тепла в системе были выбраны передающая антенна, принимающая антенна и выпрямитель тока. Считалось, что источник постоянного тока и конвертер можно расположить удаленно, например на поясе пациента. В этом случае они не будут оказывать существенного влияния на нагрев тканей.

Моделирование проводилось для двух различных взаимных положений пары одинаковых антенн. В первом случае осевое расстояние между антеннами составляло 14 мм, боковые смещения антенн отсутствовали. Во втором случае величина осевого расстояния не менялась, однако добавлялось боковое смещение антенн, равное половине радиуса антенны. Для

обоих случаев при помощи программного обеспечения для моделирования электронных схем была рассчитана мощность, рассеиваемая элементами системы ЧИПЭ (табл. 1).



Рис. 1. Блок-схема устройства ЧИПЭ

Таблица 1

Параметры источников тепла в моделируемой системе ЧИПЭ

Источник тепла	Размеры, мм	Рассеиваемая в первом положении мощность, мВт	Рассеиваемая во втором положении мощность, мВт
Передающая антенна	50 × 2	117	210
Принимающая антенна	50 × 2	6	5
Выпрямитель	20 × 3	109	82

Для каждого положения были рассмотрены две возможных позиции выпрямителя относительно принимающей антенны: расположение выпрямителя и принимающей антенны соосно и последовательно. В результате было получено четыре варианта расположения элементов системы: соосное расположение антенн и выпрямителя по оси ординат (расположение № 1), последовательное расположение принимающей антенны и выпрямителя по оси абсцисс (расположение № 2) при отсутствии боковых смещений, а также соответствующие положения элементов системы ЧИПЭ при наличии бокового смещения антенн (расположения № 3 и 4).

В качестве области определения функции температуры была выбрана слоистая структура, состоящая из слоев кожи, жира, фасции и мышц [10].

Для описания нагрева биологических тканей было использовано уравнение Пеннесса, которое для системы ЧИПЭ можно записать как [11]

$$c\rho \frac{\partial T(x, y, t)}{\partial t} = \nabla [k \nabla T(x, y, t)] + \rho_b c_b \omega [T_a - T(x, y, t)] A_0 + P_{trans}(x, y) + P_{rec}(x, y), \quad (1)$$

где k – теплопроводность; ρ – плотность ткани; c – удельная теплоемкость ткани (c индексом b – для крови); ω – поток крови; T_a – температура артериальной крови; A_0 – скорость ме-

таболизма; P_{trans} – энергия, рассеиваемая передающей антенной; P_{rec} – энергия, рассеиваемая имплантируемой частью системы. Температура на границе области определения модели постоянна:

$$T(x, y, t) = \text{const.} \quad (2)$$

Тепловой поток на границе области определения модели был задан при помощи граничных условий Неймана:

$$\lambda \nabla T(x, y, t) = qT(x, y, t) + g, \quad (3)$$

где λ – коэффициент теплоотдачи кожи; g – тепловой поток через границу; q – коэффициент теплоотдачи.

Для учета граничных условий, характеризующих теплоотдачу с кожи в окружающую среду, были рассмотрены конвективная и адиабатическая модели. Конвективная модель описывает теплоотдачу с поверхности кожи в конвективную среду. Теплообмен между поверхностью кожи и окружающим воздухом был описан с помощью закона теплопроводности Ньютона:

$$\frac{\partial T(x, y, t)}{\partial t} = \lambda [T_{out} - T(x, y, t)], \quad (4)$$

где T_{out} – температура воздуха.

В случае адиабатической модели поверхность кожи контактирует с толстым изоляционным материалом, таким как, например, кресло или матрас. В этом случае используется адиабатическое граничное условие, при котором тепловой поток через границу раздела сред равен нулю.

Результаты

На основании вышеперечисленных условий были получены температурные диаграммы конвективной модели для четырех способов взаимного расположения источников тепла, характерные для 1 ч работы (рис. 2). Были получены значения температур «горячих точек» – точек максимального нагрева. При конвективном граничном условии температура в области передающей антенны составила 37,45; 38,08; 37,56 и 38,08 °С для расположений № 1, 2, 3 и 4 соответственно. В свою очередь, температура в области выпрямителя тока составила 37,65; 37,64; 37,35 и 36,98 °С для расположений № 1, 2, 3 и 4. Максимальный нагрев наблюдался в области под передающей антенной и под выпрямителем тока. При наличии боковых смещений наибольший нагрев наблюдался в области передающей

антенны (рис. 2б, г), что может объясняться отводом тепла с поверхности кожи в воздух. Также при наличии боковых смещений наблюдался больший нагрев, чем в аналогичном случае при отсутствии смещений, что обусловлено более низкой эффективностью системы и, как следствие, большей рассеиваемой мощностью. Стоит отметить нагрев глубинных слоев биологической ткани в случае расположения выпрямителя под принимающей антенной (рис. 2а, в). В целом можно заключить, что наибольший нагрев в области передающей антенны происходит в случае наличия боковых смещений антенн, так как рассеиваемая элементами системы мощность больше, чем при отсутствии смещений. Расположение выпрямителя сбоку от принимающей антенны дает возможность уменьшения нагрева в имплантируемой части системы.

Также были получены результаты нагрева биологических тканей при адиабатическом граничном условии для положений источников тепла № 1, 2, 3, 4 (рис. 3). Температура «горячих точек» при адиабатическом граничном условии в области передающей антенны составила 37,55; 38,15; 37,65 и 38,16 °С для расположений № 1, 2, 3 и 4 соответственно. В свою очередь, температура в области выпрямителя тока составила 37,95; 37,65; 37,57 и 37,11 °С для расположений № 1, 2, 3 и 4. При адиабатическом граничном условии отсутствовала теплоотдача с поверхности кожи и происходил больший нагрев, чем в случае, где теплоотдача присутствовала. Аналогично с конвективным граничным условием, при расположении выпрямителя сбоку от принимающей антенны наблюдалось уменьшение нагрева в имплантируемой части устройства. Наибольший нагрев происходил в результате рассеивания тепла на передающей антенне (рис. 3б, г). При боковом смещении антенн нагрев тканей в области передающей антенны увеличивался, а в области выпрямителя – уменьшался.

Заключение

Выполненное численное моделирование показало, что нагрев тканей при использовании разрабатываемого устройства беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов не превышает 1,56 °С. Можно сделать предварительный вывод, что устройство является термобезопасным. Установлено, что при смещении передающей части относительно принимающей площадь нагрева уменьшается, а температура «горячей точки» меняется незначительно, несмотря на увеличение выделения тепла на антеннах.

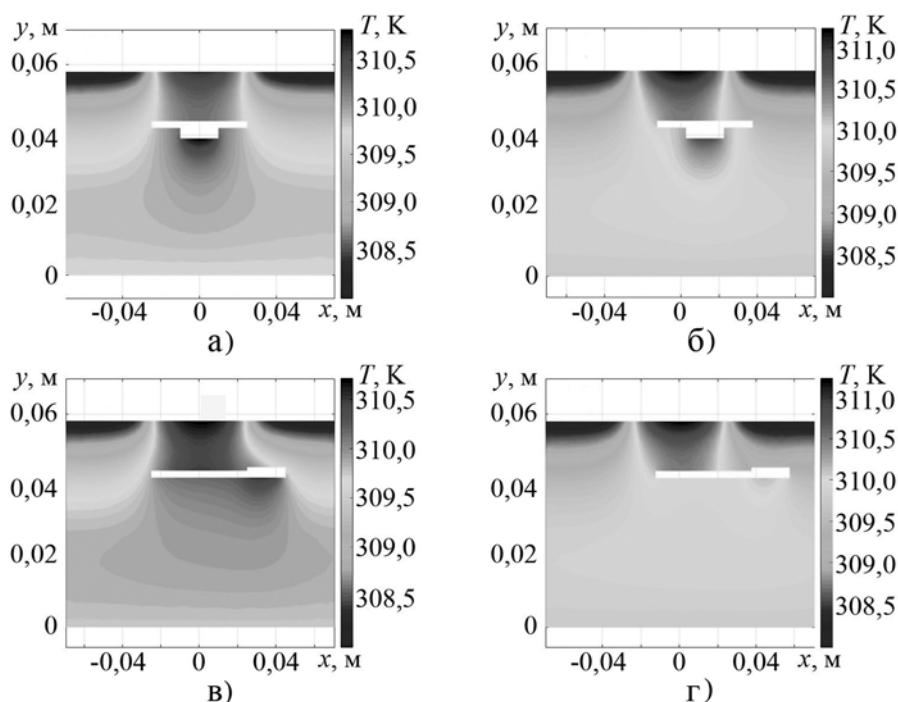


Рис. 2. Температурные диаграммы для различных расположений источников тепла при конвекционном граничном условии: а) расположение № 1; б) расположение № 2; в) расположение № 3; г) расположение № 4

Планарная компоновка имплантируемой части системы, при которой блок электроники и приемная катушка располагаются в одной плоскости, параллельно поверхности кожи, оказалась предпочтительной с точки зрения уменьшения нагрева тканей. При такой компоновке нагрев тканей в области выпрямителя уменьшался на 0,4...0,5 °С. Возможным объяснением этого явления можно считать отсутствие отвода избыточного тепла с поверхности кожи при расположении выпрямителя под принимающей антенной.

Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки России (соглашение № 14.579.21.0144 от 26.09.2017 г., идентификатор RFMEFI57917X0144).

Список литературы:

1. 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.
2. 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.
3. Горский О.В. Минимизация нагрева имплантируемых устройств с беспроводной индуктивной системой питания // Информационно-управляющие системы. 2014. Т. 5. С. 40-50.
4. 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.
5. Weiss W.J., Rosenberg G., Snyder A.J., Donachy J., Reibson J., Kawaguchi O., Sapirstein J.S., Pae W.E., Pierce W.S. A Completely Implanted Left Ventricular Assist Device // ASAIO Journal. 1993. Vol. 39. № 3. PP. 427-432.
6. Dissanayake T., Budgett D., Hu A.P., Malpas S., Bennet L. Transcutaneous energy transfer system for powering implantable biomedical devices // IFMBE Proceedings. 2009. Vol. 23. PP. 235-239.
7. Goto K., Nakagawa T., Nakamura O., Kawata S. An Implantable Power Supply with an Optically Rechargeable Lithium Battery // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2001. Vol. 48. № 7. PP. 830-833.
8. Danilov A.A., Mindubaev E.A. Influence of angular coil displacements on effectiveness of wireless transcutaneous inductive energy transmission // Biomedical Engineering. 2015. Vol. 49. № 3. PP. 171-173.
9. Danilov A., Mindubaev E., Selishchev S. Space-frequency approach to design of displacement tolerant transcutaneous energy transfer system // Progress in Electromagnetics Research M. 2015. Vol. 44. PP. 91-100.
10. 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.
11. Wissler E.H. Pennes' 1948 paper revisited // Journal of Applied Physiology. 1985. Vol. 85. PP. 35-41.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
ст. научный сотрудник,
Эдуард Адитович Миндубаев,
мл. научный сотрудник,
Институт бионических технологий
и инжиниринга,
ФГАОУ ВО «Первый Московский
государственный медицинский
университет им. И.М. Сеченова» МЗ РФ,
Константин Олегович Гуров,
специалист,
Екатерина Викторовна Рябченко,
специалист,
АО «Зеленоградский
инновационно-технологический центр»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: edmindubaev@gmail.com

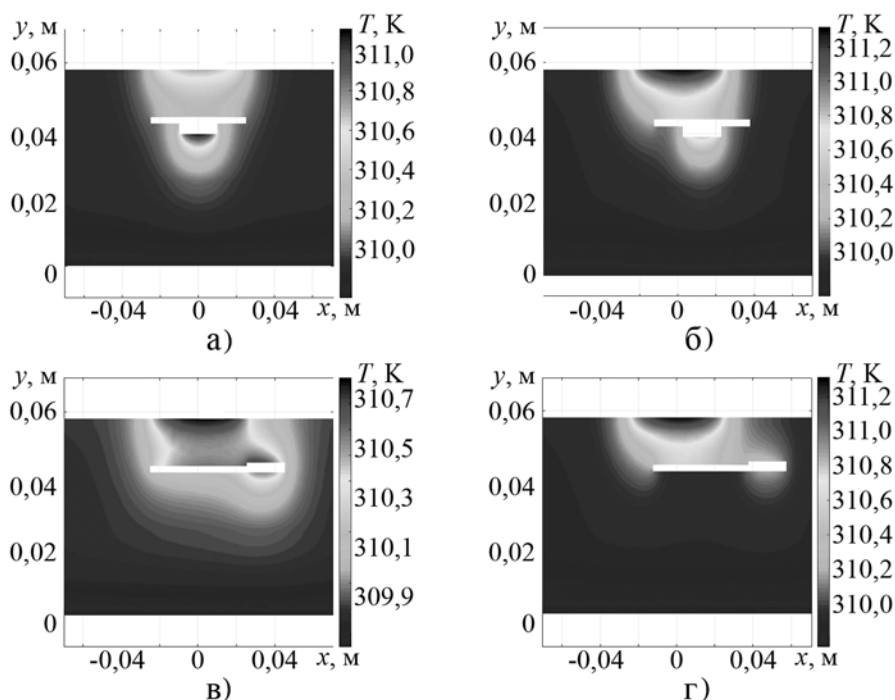


Рис. 3. Температурные диаграммы для различных расположений источников тепла при адиабатическом граничном условии: а) расположение № 1; б) расположение № 2; в) расположение № 3; г) расположение № 4