

- лей принятия решений / Дисс. канд. техн. наук. – Курск, 2020. 147 с.
9. *Zadeh L.A.* Advances in Fuzzy Mathematics and Engineering Fuzzy Sets and Fuzzy information-Granulation Theory. – Beijing: Beijing Normal University-Press, 2005. PP. 335-337.
  10. *Воронцов И.М., Шаповалов В.В., Шерстюк Ю.М.* Здоровье. Опыт разработки и обоснование применения автоматизированных систем для мониторинга и скринирующей диагностики нарушений здоровья. – СПб.: ООО «ИПК Коста», 2006. 432 с.
  11. *Mamdani E.N.* Application of fuzzy logic to approximate reasoning using linguistic synthesis // IEEE Transactions on Computers. 1977. Vol. 26. № 12. PP. 1182-1191.
  12. *Tanagi H., Sugeno M.* Fuzzy Identification of Systems and its Applications to Modeling and Control // IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics. 1985. № 15. PP. 116-132.
  13. *Корневский Н.А., Родионова С.Н., Хрипина И.И.* Методология синтеза гибридных нечетких решающих правил для медицинских интеллектуальных систем поддержки принятия решений. – Старый Оскол: ТНТ, 2019. 472 с.
  14. *Smith E.V., Smith M.S.* Introduction to Rasch Measurement Theory, Models and Applications. – Marle Grove, Minnesota: JAM Press, 2004. P. 689.
  15. *Курникова Н.А.* Способ оценки функциональных резервов организма / Патент 2342900 РФ. МПК А61В5/02, А61В5/021. № 2007138472/14; заявл. 18.10.2007; опубл. 10.01.2009. Бюл. № 1.
  16. *Баевский Р.М., Барсенева А.П.* Оценка адаптационных возможностей организма и риск развития заболеваний. – М.: Медицина, 1997. 235 с.
  17. *Баевский Р.М.* Прогнозирование состояний на грани нормы и патологии. – М.: Медицина, 1979. 298 с.
  18. *Шкатова Е.С., Магеровский М.А., Мухоматов Ю.Б.* Оценка функционального состояния и функционального резерва организма по энергетической сбалансированности меридианных структур / Сборник научных трудов по материалам VIII международной научно-практической конференции «Современные тенденции развития техники и технологии». – Белгород, 2015. Т. 2. № 8. С. 132-135.
  19. *Гаваа Л.* Традиционные и современные аспекты восточной рефлексотерапии. – М.: Наука, 1986. 575 с.
  20. *Говорухина Т.Н., Мясоедова М.А., Григоров И.Ю., Поляков А.В.* Математические модели прогнозирования и ранней диагностики заболеваний неравной системы, провоцируемых комбинированным воздействием разнородных факторов риска // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. 2019. Т. 18. № 2. С. 145-153.
  21. *Поляков А.В.* Методы и средства прогнозирования и ранней диагностики когнитивной функции внимания / Дисс. канд. техн. наук. – Курск, 2020. 153 с.

*Николай Алексеевич Корневский,  
д-р техн. наук, профессор, зав. кафедрой,  
Софья Николаевна Родионова,  
преподаватель,  
кафедра биомедицинской инженерии,  
ФГБОУ ВО «Юго-Западный  
государственный университет»,  
г. Курск,  
Евгения Владимировна Крикунова,  
преподаватель,  
кафедра биомедицинской инженерии,  
ФГБОУ ВО «Московский государственный  
юридический университет им. О.Е. Кутафина»,  
г. Москва,  
Руслан Игоревич Сафронов,  
канд. техн. наук, доцент,  
кафедра электротехники и электроэнергетики,  
ФГБОУ ВО «Курская государственная  
сельскохозяйственная академия им. И.И. Иванова»,  
Владимир Анатольевич Белозеров,  
канд. мед. наук, врач отделения эндоскопии,  
БМУ «Курская областная  
клиническая больница»,  
г. Курск,  
e-mail: kstu-bmi@yandex.ru*

*Е.В. Рябченко, Э.А. Миндубаев, А.А. Данилов*

## **Быстрая оценка тепловой безопасности низкочастотных индуктивных систем передачи энергии для имплантируемых устройств**

### **Аннотация**

Численная оценка тепловой безопасности индуктивных систем передачи энергии требует значительных вычислительных затрат. В работе предложен метод, позволяющий существенно сократить вычислительные затраты. На первом шаге необходимо рассчитать нагрев для двух произвольных наборов характеристик системы индуктивной передачи энергии. В таком случае можно получить линейную аппроксимацию для зависимости «рассеиваемая мощность – температура», используя эти две точки. Затем можно получить термически оптимальные характеристики системы, подставляя значения требуемой температуры в полученное линейное уравнение. Показано, что этот метод обеспечивает достаточную точность и, следовательно, может использоваться в процедурах проектирования низкочастотных индуктивных систем передачи энергии для имплантируемых устройств.

### **Введение**

Индуктивная передача энергии (ИПЭ) является перспективным способом питания имплантируемых устройств [1], [2]. Основными преимуществами данного метода являются значительно сниженный риск развития послеоперационных осложнений и повышение качества жизни пациентов [3]. Предыдущий опыт применения ИПЭ доказал рациональность его использования [4], [5]. Однако некоторые существенные пробле-

мы, касающиеся этого метода питания, до сих пор не решены. К ним относятся нагрев тканей в области имплантации, а также негативные последствия поглощения электромагнитного излучения тканями [6], [7]. Основным требованием по термобезопасности устройства является недопущение нагрева окружающих тканей до температуры 42 °С. Соблюдение этого требования уже представляет собой серьезную проблему. Более того, рекомендательные отраслевые стандарты определяют предельную величину нагрева тканей в 2 °С [8]. Поэтому раз-

работка термобезопасного и в то же время высокоомощного имплантируемого устройства с беспроводной передачей энергии является сложной задачей.

Оценка тепловой безопасности является одним из этапов разработки системы ИПЭ. Обычно такая процедура включает в себя многократное моделирование нагрева тканей для установления термически оптимальных условий работы, что сопряжено со значительными вычислительными затратами. Особенно остро этот вопрос стоит в случае проведения моделирования нагрева тканей с учетом боковых смещений катушек, когда необходимо анализировать существенно больший объем данных [9], [10]. Целью настоящей работы было создание метода быстрой оценки термобезопасности, позволяющего снизить вычислительные затраты.

## Материалы и методы

Электрическая схема низкочастотной индуктивной системы передачи энергии показана на *рис. 1*. Устройство включает в себя пару многовитковых концентрических планарных катушек, которые используются для передачи энергии через кожу (*табл. 1*). В этой схеме применяется усилитель класса D в первичном контуре и диодный мост для преобразования напряжения переменного напряжения в выходное постоянное напряжение во вторичном контуре.

Таблица 1

Параметры индуктивной системы передачи энергии

Параметр	Катушки индуктивности	
	Первичная катушка	Вторичная катушка
Внешний радиус, мм	30	25
Внутренний радиус, мм	7	6
Число витков	13	10
Диаметр провода, мм	0,5	0,5
Индуктивность, мкГн	5,19	2,98
Соппротивление, мОм	302	203
Рабочие условия		
Частота, кГц	880	
Осевое расстояние, мм	10	
Коэффициент связи	0,267	

На первом этапе было проведено моделирование работы при помощи «LTSpice» с целью получения достаточного количества рабочих точек, которые впоследствии потребуются для аппроксимации зависимости максимальной установившейся температуры ткани от характеристик системы. Был получен набор данных, соответствующий значениям электрического тока в катушках индуктивности при различных напряжениях питания; остальные параметры схемы были фиксированы.

На основании полученных данных были рассчитаны значения джоулевого нагрева по уравнению

$$P = IR^2, \quad (1)$$

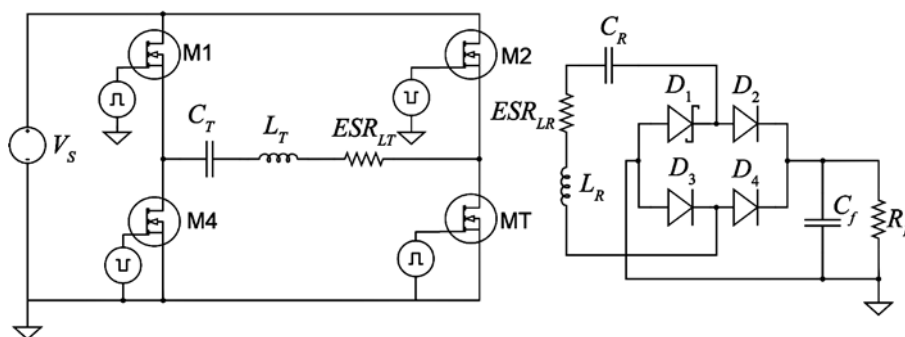


Рис. 1. Электрическая схема системы индуктивной передачи энергии

где  $I$  – электрический ток катушки индуктивности;  $R$  – сопротивление катушки. Результаты приведены в *табл. 2*.

Для исследования зависимости нагрева тканей от электрических характеристик системы (рассеиваемая энергия на первичной обмотке, суммарная рассеиваемая энергия на обеих катушках) были рассчитаны пространственные распределения температур в тканях путем решения уравнения Пеннеса [11]:

$$c\rho \frac{\partial T(x, y, z, t)}{\partial t} = \nabla [k\nabla T(x, y, z, t)] + q_m + \omega \rho_b c_b [T_a - T(x, y, z, t)] + Q(x, y, z) + \rho SAR, \quad (2)$$

где  $c$  – теплоемкость биологической ткани;  $\rho$  – плотность ткани;  $k$  – теплопроводность;  $q_m$  – метаболический источник тепла;  $\omega$  – коэффициент перфузии крови;  $\rho_b$  и  $c_b$  – плотность и удельная теплоемкость артериальной крови соответственно;  $T_a$  – температура артериальной крови;  $SAR$  – удельная поглощенная мощность;  $Q$  – объемный источник тепла, представленный в данном случае первичной и вторичной катушками.

Следует отметить, что в данной работе рассматривается низкочастотная система индуктивной передачи энергии, поэтому вкладом в нагрев тканей от удельной поглощенной мощности можно пренебречь. Для моделирования нагрева тканей использовалась тепловая модель, разработанная авторами ранее [10].

## Результаты

На *рис. 2* представлена зависимость максимальной температуры нагрева тканей (так называемой горячей точки) от величины рассеиваемой мощности на катушках.

Полученные зависимости можно аппроксимировать прямой. Используя рабочие точки со значениями первичного тока 1 и 1,2 А, можно получить следующее уравнение «рассеиваемая мощность – температура»:

$$T = 8,271P + 35,302. \quad (3)$$

Используя уравнение (3) и вводя в уравнение значения рассеиваемой мощности на первичной катушке для последних четырех рабочих точек, можно получить прогнозируемые температуры, которые приведены в *табл. 2*. *Табл. 2* показывает, что уравнение (3) дает хорошее соответствие между результатами моделирования и прогнозируемыми температурами. Поэтому предлагается использовать данный метод для быстрой оценки тепловой безопасности низкочастотных систем индуктивной передачи энергии.

Метод быстрой оценки тепловой безопасности системы ИПЭ, который будет описан далее на примере системы, представленной в предыдущем разделе, с учетом влияния бокового смещения катушек, будет рассмотрен для катушек с учетом боковых смещений 10 и 20 мм.

- Для оценки безопасных пределов характеристик системы ИПЭ на первом этапе следует задать произвольное напряжение питания. В данном случае значение напряжения питания было выбрано таким образом, чтобы значения тока в первичной катушке были 1,0 и 1,2 А.
- После этого значения электрического тока во вторичных катушках можно получить при помощи моделирования

системы ИПЭ в «LTSpice». Измеренные значения тока во вторичных катушках составили 0,29 А при напряжении питания 1,83 В и 0,353 А при напряжении питания 2,23 В.

- Следующий шаг включает в себя расчет рассеиваемой мощности индуктивных катушек по уравнению (1). В первом случае рассеиваемая мощность составила 0,302 Вт для первичной катушки и 0,018 Вт для вторичной катушки. Во втором случае рассеиваемая мощность составила 0,435 Вт для первичной катушки и 0,025 Вт для вторичной катушки. Данные по рабочим точкам для бокового смещения 10 и 20 мм приведены в *табл. 3*.
- Далее необходимо провести моделирование нагрева тканей для этих рабочих точек. Максимальные температуры тканей приведены в *табл. 3*.
- Получив температуры тканей, можно вывести аппроксимирующее уравнение «рассеиваемая мощность – температу-

ра», используя эти две точки. Для бокового смещения катушек на 10 мм уравнение имеет вид

$$T = 8,271P + 35,202. \quad (4)$$

- В данном случае были исследованы значения электрического тока, вызывающие нагрев тканей до 39 и 42 °С. Эти ограничения температуры ткани были выбраны потому, что первое из них соответствует отраслевому стандарту безопасности для активных имплантируемых медицинских устройств [8], а второе соответствует температуре свертывания белка. Поэтому на завершающем этапе необходимо ввести температурные ограничения в аппроксимирующее уравнение для получения значений рассеиваемой мощности. Таким образом, полученные значения рассеиваемой мощности на первичной катушке составляют 0,447 Вт, а значение тока на первичной катушке составляет 1,217 А для

Таблица 2

**Результаты моделирования системы ИПЭ**

Напр. питания, В	Ток в первич. катушке, А	Ток во вторич. катушке, А	Расс. мощность на первич. катушке, Вт	Расс. мощность на вторич. катушке, Вт	Темп. модел., °С	Прогноз. темп., °С
2,51	1,0	0,36	0,30	0,03	37,8	–
2,95	1,2	0,42	0,44	0,04	38,9	–
3,50	1,4	0,50	0,59	0,05	40,3	40,2
4,00	1,6	0,57	0,77	0,07	41,9	41,7
4,55	1,8	0,65	0,98	0,09	43,8	43,4
5,10	2,0	0,71	1,21	0,10	45,8	45,3

Таблица 3

**Рабочие точки для процедуры тепловой оценки**

Параметр	Боковое смещение 10 мм		Боковое смещение 20 мм	
	Случай 1	Случай 2	Случай 1	Случай 2
Напряжение питания, В	1,83	2,23	0,88	1,79
Ток в первичной катушке, А	1,0	1,2	1,0	2
Ток во вторичной катушке, А	0,29	0,353	0,17	0,36
Рассеиваемая мощность на первичной катушке, Вт	0,302	0,435	0,302	1,210
Рассеиваемая мощность на вторичной катушке, Вт	0,018	0,025	0,006	0,026
Выходная мощность, Вт	1,17	1,74	0,40	1,74
Температура, полученная при моделировании, °С	37,7	38,8	37,6	45
Аппроксимирующее уравнение	$T = 8,271P + 35,202$		$T = 8,168P + 34,934$	

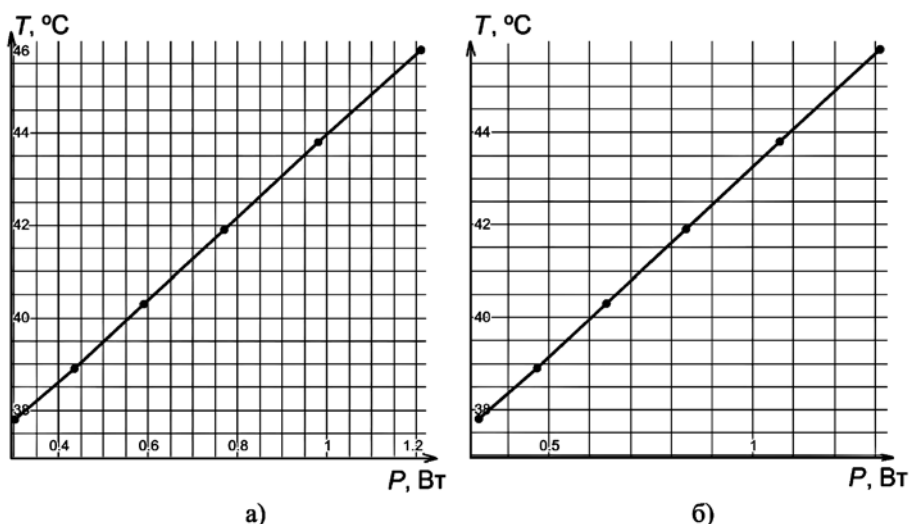


Рис. 2. Зависимость максимальной температуры ткани от характеристик системы ИПЭ: а) рассеиваемая мощность на первичной катушке; б) рассеиваемая мощность на обеих катушках

температурного предела 39 °С; для температурного предела 42 °С рассеиваемая мощность составляет 0,81 Вт, а ток первичной катушки составляет 1,638 А.

Для оценки точности предлагаемого метода также было получено аппроксимирующее уравнение для других заданных характеристик системы ИПЭ, в которых значения токов первичной катушки составляли 1 и 2 А, но для краткости оно здесь не приводится. Пределы рассеиваемой мощности, полученные из этих зависимостей, использовались при моделировании теплотрансфера для оценки точности прогноза. Результаты процедуры оценки тепловой безопасности при боковых смещениях 10 и 20 мм, а также результаты проверки точности предлагаемого метода приведены в табл. 4.

Следует отметить, что с увеличением разницы между прогнозируемыми температурами и точками, по которым производилась аппроксимация, увеличивается значение абсолютной ошибки. Если прогнозируемые значения находятся в диапазоне температур, используемых для линейной аппроксимации, абсолютная ошибка уменьшается.

### Заключение

Была проведена серия расчетов нагрева тканей при транскутанной передаче энергии, получены зависимости максимальной установившейся температуры тканей от рассеиваемой мощности на первичной катушке и суммарной рассеиваемой мощности на обеих катушках. Хотя при моделировании теплотрансфера использовались два источника тепла – первичная и вторичная катушки, влияние вторичной катушки на температуру тканей было незначительным. Обнаружено, что зависимость максимальной температуры ткани от рассеиваемой мощности в первичной катушке с достаточной точностью может быть аппроксимирована как линейная. Термические оптимальные рабочие условия, такие как токи катушек, могут быть найдены из эмпирического уравнения путем моделирования только двух случаев с различными потерями в первичной катушке. На основании полученных данных разработана методика быстрой оценки тепловой безопасности низкочастотных систем индуктивной передачи энергии к имплантируемым устройствам. Предлагаемый метод хорошо согласуется с результатами моделирования нагрева. Максимальная абсолютная погрешность составляет 0,2...0,5 °С и зависит от исходных значений.

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

### Список литературы:

1. *Haerina M., Shadid R.* Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review // *Signals*. 2020. Vol. 1. № 2. PP. 209-229.
2. *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.

3. *Maniar S., Kondareddy S., Topkara V. K.* Left ventricular assist device-related infections: Past, present and future // *Expert Review of Medical Devices*. 2011. Vol. 8. № 5. PP. 627-634.
4. *Mehta S.M., Pae W.E., Rosenberg G., Snyder A.J., Weiss W.J., Lewis J.P., Frank D.J., Thompson J.J., Pierce W.S.* The LionHeart LVD-2000: A completely implanted left ventricular assist device for chronic circulatory support // *The Annals of Thoracic Surgery*. 2001. Vol. 71. № 3. PP. S156-S161.
5. *Lin W.-Yi., Lin Ch.-P., Hsu Ch.-H., Lee Yi.-H., Lin Yi.-T., Hsu M.-Ch., Shao Yu-Yu.* Right or left? Side selection for a totally implantable vascular access device: A randomised observational study // *British Journal of Cancer*. 2017. Vol. 117. PP. 932-937.
6. *Au Sh., 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. 4. № 9. PP. 955-967.
7. *Knecht O., Kolar J.* 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*. 2015. PP. 004977-004983.
8. *ISO 14708-1:2000 Implants for surgery – Active implantable medical devices – Part 1: General requirements for safety, marking and information to be provided by the manufacturer*. 2014. 57 p.
9. *Danilov A.A., Mindubaev E.A., Selishchev S.V.* Methods for Compensation of Coil Misalignment in Systems for Inductive Transcutaneous Power Transfer to Implanted Medical Devices // *Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 51. PP. 56-60.
10. *Ryabchenko E.V., Mindubaev E.A., Danilov A.A.* The Effect of Misalignment of Induction Coils on Tissue Heating during Wireless Transcutaneous Energy Transfer // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54. PP. 203-207.
11. *Wissler E.H.* Pennes' 1948 paper revisited // *Journal of Applied Physiology*. 1985. Vol. 85. PP. 35-41.

*Екатерина Викторовна Рябченко,  
аспирант,*

*Эдуард Адитович Миндубаев,*

*канд. физ.-мат. наук, доцент,*

*Арсений Анатольевич Данилов,*

*канд. физ.-мат. наук, доцент,*

*Институт биомедицинских систем,*

*ФГАОУ ВО «Национальный*

*исследовательский университет «Московский*

*институт электронной техники»,*

*г. Москва, г. Зеленоград,*

*e-mail: caterinco9@gmail.com*

Таблица 4

### Результаты процедуры тепловой оценки и сравнение прогнозируемой температуры и температуры, полученной при моделировании

Прогнозируемая температура, °С	Без смещений		
	Рассеиваемая мощность на первичной катушке, Вт	Ток в первичной катушке, А	Температура, полученная при моделировании, °С
39	0,447	1,217	39,0
42	0,810	1,638	42,3
Боковое смещение 10 мм			
39	0,459	1,233	39,0
42	0,822	1,650	42,2
Боковое смещение 20 мм			
39	0,498	1,284	39,2
42	0,865	1,693	42,3