

Влияние размеров передающей катушки на оптимальную глубину имплантации приемника при чрескожной индуктивной передаче энергии

Аннотация

Рассмотрена проблема влияния индивидуальных особенностей пациентов на выходные характеристики систем чрескожной индуктивной передачи энергии. На основе численного моделирования установлено, что незначительные изменения глубины имплантации, связанные с индивидуальными особенностями пациентов (толщина слоя кожи, подкожного жира, костей), могут привести к существенным изменениям в величине выходной мощности и эффективности передачи энергии. Показано, что такие изменения могут быть компенсированы подбором размеров внешней (передающей) катушки.

Введение

Развитие технологий чрескожной передачи энергии с помощью индуктивной связи является одним из актуальных направлений современной биомедицинской инженерии [1]–[12]. В настоящее время индуктивная чрескожная передача энергии применяется в кохлеарных имплантатах [13] и нейростимуляторах [14] и рассматривается как перспективная технология энергообеспечения визуальных протезов [1], биосенсоров [3] и систем механической поддержки кровообращения [5], [9], [10]. К числу основных направлений исследований в этой области можно отнести разработку методов и средств повышения эффективности [4], [6], [8] и стабильности работы систем на основе индуктивной связи [2], [11], [12].

Дальнейшее совершенствование технологий индуктивной чрескожной передачи энергии может быть связано с созданием персонифицированных устройств. Индивидуальные особенности строения тела пациентов ограничивают размеры имплантируемой (приемной) катушки и во многом определяют геометрию катушечной пары в целом, в первую очередь расстояние между приемной и внешней (передающей) катушками. Например, в случае использования индуктивной связи для энергообеспечения стимулятора головного мозга среднее расстояние между передающей и принимающей катушками может меняться в пределах от 4 до 11 мм в зависимости от толщины слоя кожи (1...2 мм), подкожного жира (0...2 мм) и костей черепа (3...7 мм) [15], [16].

Целью работы было исследование влияния геометрических характеристик катушечной пары на величину осевого расстояния между катушками, при котором обеспечивается максимальный уровень мощности тока в приемной части системы.

Материалы и методы

Исследование выполнялось с использованием разработанного авторами ранее аппарата численного моделирования процессов чрескожной беспроводной передачи энергии [12]. Объектом моделирования являлась система чрескожной индуктивной передачи энергии, включающая в себя два колебательных LC-контура с последовательной компенсацией индуктивности (рис. 1).

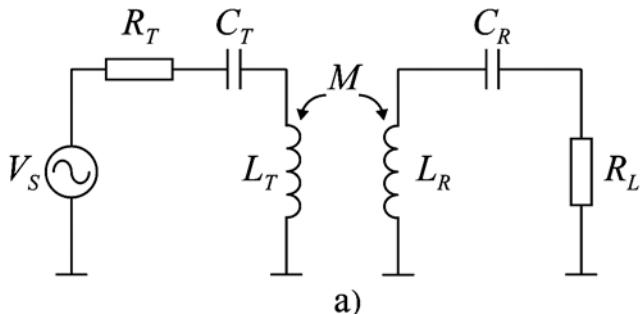
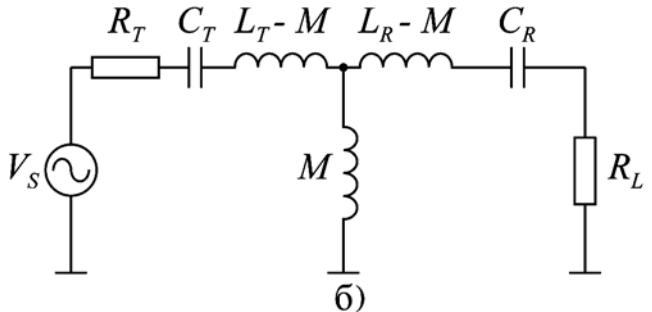


Рис. 1. Принципиальная (а) и эквивалентная Т-схема (б) индуктивной системы чрескожной передачи энергии на основе колебательных LC-контуров с последовательной компенсацией индуктивности

Параметры моделирования были подобраны для обеспечения работы системы в режиме «критической связи» [11], [17], [18]. В этом режиме работы пиковое значение выходной мощности системы наблюдается не при минимальном расстоянии между катушками, а при некотором их удалении друг от друга. Величина этого удаления определяется собственными параметрами колебательных контуров – индуктивностью, емкостью и сопротивлением – и, как следствие, геометрическими параметрами катушек индуктивности. Таким образом, путем подбора геометрических размеров катушек можно изменять величину оптимального расстояния передачи энергии так, чтобы она совпадала с глубиной имплантации приемной катушки для каждого конкретного пациента.

Были рассмотрены три варианта исполнения катушечных пар с использованием плоских катушек с кольцевыми витками. Размеры приемной катушки обычно ограничены по медицинским показаниям, при этом для минимизации нагрева окружающих тканей необходимо использовать катушки предельных размеров. Поэтому во всех трех исполнениях параметры приемной катушки оставались постоянными: внешний диаметр – 25 мм, 20 витков, расстояние между витками – 0,4 мм. Собственная индуктивность приемной катушки составляла 7,46 мГн, собственная резонансная частота приемного LC-контура – 4,16 МГц. Изменение расстояния оптимальной передачи энергии достигалось путем изменения размеров внешней катушки: были рассмотрены варианты с внешним диаметром 25, 27 и 29 мм. Число витков и расстояние между витками были такими же, как у приемной катушки. Собственная индуктивность передающих катушек составила 7,46; 8,81 и 10,21 мГн соответственно. Величина емкости в передающем контуре определялась как соответствующая собственной резонансной частоте в 4,16 МГц при данной индуктивности передающей катушки и составила 0,196; 0,166 и 0,143 нФ. Остальные параметры системы оставались неизменными: напряжение источника – 10 В, сопротивление в передающей части – 9 Ом, сопротивление в принимающей части – 16,9 Ом, сопротивление нагрузки – 50,3 Ом, емкость в передающем контуре – 0,196 нФ.

В процессе моделирования выполнялся расчет трех основных величин: взаимной индуктивности, выходной мощности



и эффективности передачи энергии – в зависимости от расстояния между катушками.

Величина взаимной индуктивности определялась путем численного интегрирования формулы Неймана:

$$M = \frac{\mu_0}{4\pi} \int \int \frac{d\vec{l}_l d\vec{l}_r}{r_{lr}}, \quad (1)$$

где μ_0 – магнитная проницаемость вакуума; $d\vec{l}_l$ и $d\vec{l}_r$ – элементарные участки контуров; r_{lr} – расстояние между элементарными участками.

Выходная мощность определялась как

$$P_L = \frac{\omega^2 M^2 V_S^2 R_L}{(Z_T Z_R + \omega^2 M^2)^2}, \quad (2)$$

где ω – угловая рабочая частота системы; V_S – напряжение питания системы; R_L – сопротивление нагрузки; Z_T – импеданс передающей части; Z_R – импеданс принимающей части.

Величина эффективности передачи энергии вычислялась как

$$\eta = \frac{\omega^2 M^2 R_L}{Z_R (Z_T Z_R + \omega^2 M^2)}. \quad (3)$$

Результаты

Результаты численного моделирования представлены на рис. 2-4. Увеличение диаметра передающей катушки (с 25 до 29 мм) ведет к увеличению как взаимной индуктивности катушек, так и расстояния между катушками, соответствующего пиковому значению выходной мощности (с 13 до 16 мм). Эффективность передачи энергии при смещениях катушек вблизи точки критической связи остается постоянной для всех типов катушек. Следует также особо отметить, что в том случае, когда диаметр передающей катушки не меняется, незначительное изменение средней глубины имплантации (для разных пациентов) ведет к существенным изменениям выходных характеристик системы. Так, например, для катушечной пары с двумя одинаковыми катушками диаметром 25 мм при изменении средней глубины имплантации с 13 до 16 мм выходная мощность падает с 2,8 до 2,4 Вт, эффективность передачи энергии уменьшается с 50 до 35 %.

Заключение

Одним из основных направлений развития современной биомедицинской инженерии является персонализация диагностических и терапевтических процедур и систем. В применении к системам чрескожной индуктивной передачи энергии идеология персонализированной медицины может быть реализована путем подбора геометрии катушечной пары с учетом индивидуальных особенностей пациента.

Проведенное исследование показало, что, с одной стороны, даже незначительное изменение расстояния между катушками, связанное с индивидуальными особенностями пациента, может приводить к существенным изменениям в таких характеристиках системы передачи энергии, как выходная мощность и эффективность передачи энергии. В то же время подбор геометрических параметров передающей (внешней) катушки позволяет компенсировать влияние индивидуальных особенностей. Метод геометрической оптимизации может быть реализован на практике путем построения автоматизированных систем проектирования, позволяющих оптимизировать геометрию передающей катушки, и изготовления передающих катушек с применением аддитивных технологий.

Работа выполнена в рамках государственного задания Минобрнауки России (№ 12.2339.2017/4.6).

Список литературы:

1. Bocan K.N., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: A state of the art review // Sensors. 2016. Vol. 16. № 3. E393.
2. Hu L., Fu Y., Ruan X., Xie H., Fu X. Detecting malposition of coil couple for transcutaneous energy transmission // Journal of American Society for Artificial Internal Organs. 2016. Vol. 62. № 1. PP. 56-62.
3. Amar A., Kouki A., Cao H. Power approaches for implantable medical devices // Sensors. 2015. Vol. 15. № 11. PP. 28889-28914.
4. Friedmann J., Groedl F., Kennel R. A novel universal control scheme for transcutaneous energy transfer (TET) applications // IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits. 2015. Vol. 3. № 1. PP. 296-305.

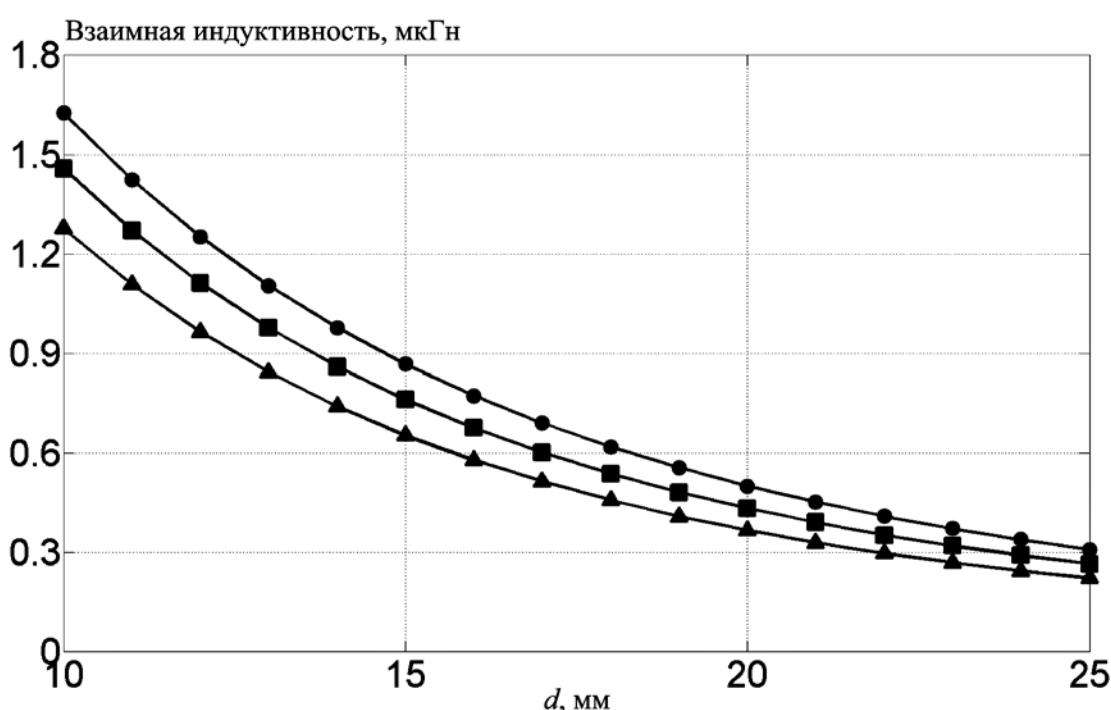


Рис. 2. Зависимость взаимной индуктивности от осевого расстояния для модельных катушечных пар, включающих в себя передающую катушку диаметром 25 мм (Δ), 27 мм (\square) и 29 мм (\circ)

5. Wang J., Smith J., 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.
6. Jegadeesan R., Guo Y.-X. Topology selection and efficiency improvement of inductive power links // IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 2012. Vol. 60. № 10. PP. 4846-4854.
7. Yakovlev A., Kim S., Poon A. Implantable biomedical devices: Wireless powering and communication // IEEE Communications Magazine. 2012. Vol. 50. № 4. PP. 152-159.
8. Leung H. Y., Budgett D. M., Hu A. P. Minimizing power loss in air-cored coils for TET heart pump systems // IEEE Journal on Emerging and Selected Topics in Circuits. 2011. Vol. 1. № 8. PP. 412-419.
9. Slaughter M., Myers T. Transcutaneous energy transmission for mechanical circulatory support systems: History, current status, and future prospects // Journal of Cardiac Surgery. 2010. Vol. 25. № 4. PP. 484-489.
10. 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.
11. Danilov A. A., Mindubaev E. A., Selishchev S. V. Space-Frequency Approach to Design of Displacement Tolerant Transcutaneous

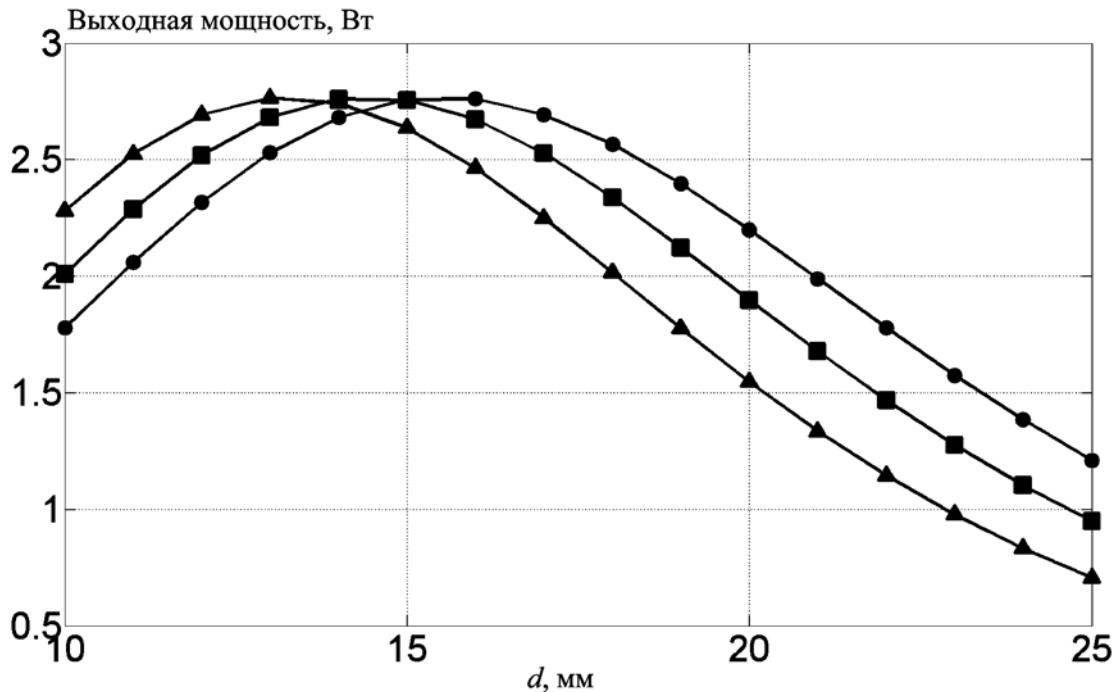


Рис. 3. Зависимость выходной мощности от осевого расстояния для модельных катушечных пар, включающих в себя передающую катушку диаметром 25 мм (▲), 27 мм (□) и 29 мм (○)

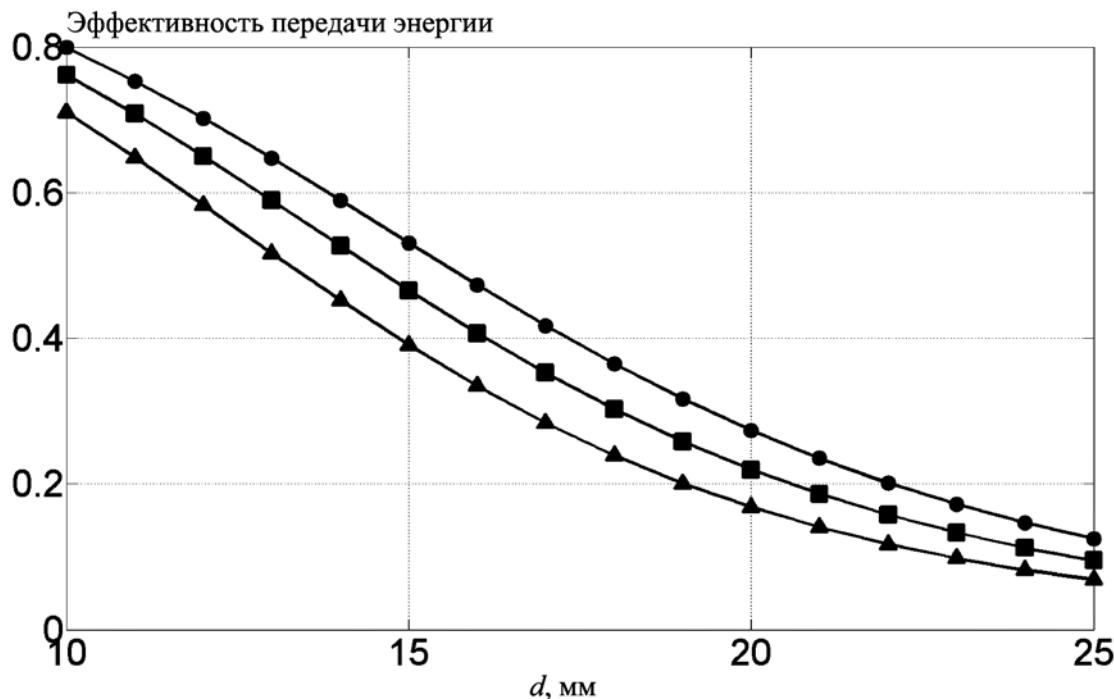


Рис. 4. Зависимость эффективности передачи энергии от осевого расстояния для модельных катушечных пар, включающих в себя передающую катушку диаметром 25 мм (▲), 27 мм (□) и 29 мм (○)

- Energy Transfer System // Progress in Electromagnetics Research M. 2015. Vol. 44. PP. 91-100.
12. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Selishchev S.V. Design and Evaluation of an Inductive Powering Unit for Implantable Medical Devices Using GPU Computing // Progress in Electromagnetics Research B. 2016. Vol. 69. PP. 61-73.
 13. Wilson B.S., Dorman M.F. Cochlear implants: Current designs and future possibilities // Journal of rehabilitation research and development. 2008. Vol. 45. № 5. PP. 695-730.
 14. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbart J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // European Neurological Review. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.
 15. Ghovanloo M., Cheng Y. Analytical Modeling and Optimization of Small solenoid Coils for Millimeter-Sized Biomedical Implants // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2017. Vol. 65. № 3. PP. 1024-1035.
 16. Drossos A., Santomaa V., Kuster N. The Dependence of Electromagnetic Energy Absorption Upon Human Head Tissue Composition in the Frequency Range of 300-3000 MHz // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. 2000. Vol. 48. № 11. PP. 1988-1995.
 17. Li H.L., Hu A.P., Covic G.A., Tang C.S. Optimal coupling condition of IPT system for achieving maximum power transfer // Electronics Letters. 2009. Vol. 45. № 1. PP. 76-77.
 18. Hochmair E.S. System Optimization for Improved Accuracy in Transcutaneous Signal and Power Transmission // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1984. Vol. BME-31. № 2. PP. 177-186.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Эдуард Адипович Миндубаев,
ассистент,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: edmindubaev@gmail.com

С.А. Филист, Р.А. Томакова, С.В. Дегтярев, А.Ф. Рыбочкин

Гибридные интеллектуальные модели для сегментации изображений рентгенограмм грудной клетки

Аннотация

Предложены гибридные интеллектуальные модели, позволяющие выделять на рентгенограммах грудной клетки сегменты, связанные с диагностируемым заболеванием. Для сегментации рентгенограммы используют анализ двумерного спектра Фурье в скользящем окне. Спектр скользящего окна обрабатывается последовательностью фильтров, построенных на основе различных парадигм обработки изображений. Приведены алгоритм настройки фильтров гибридных моделей, а также результаты сегментации рентгенограмм больных пневмонией.

Развитие современных средств обработки медицинских изображений обусловлено возросшими требованиями к качеству и надежности разрабатываемых диагностических систем. Особый интерес представляют методы диагностики, позволяющие относительно доступными средствами обеспечить приемлемое качество скрининговой диагностики социально-значимых заболеваний, в частности дифференциальную диагностику легочных заболеваний по одной проекции рентгенограммы грудной клетки [1], [2]. В этом случае речь идет о некорректно поставленной задаче, поэтому для ее решения целесообразно привлечь методы классификации изображений, основанные на различных парадигмах, т. е. использовать гибридные модели принятия решений [3].

Гибридная интеллектуальная модель диагностики легочных заболеваний реализует целенаправленное выделение на рентгенограмме грудной клетки пикселов сегментов, соответствующих искомому заболеванию. Отнесение пикселя к сег-

менту осуществляется на основе классификации фрагмента рентгенограммы, попавшего в окно. Классификатор построен на идее Виолы-Джонса с использованием двумерного дискретного преобразования Фурье (ДДПФ) отсчетов этого окна. Согласно методике Виолы-Джонса, каждый сегмент, соответствующий искомому заболеванию, формируется путем сканирования исходного изображения окном определенного размера $M_1 \times M_2$ [4].

Для автоматической обработки фрагмента изображения, попавшего в окно, предложено использовать многоэтапную адаптивную фильтрацию в частотной области. Этапы обработки фрагментов изображений рентгенограмм, попавших в окно, представлены на рис. 1.

Полутоновое изображение рентгенограммы грудной клетки сканируется окном размером $M_1 \times M_2$. Яркости пикселов в окне представлены целочисленными отсчетами $x(k_1, k_2)$, значения которых изменяются в диапазоне 0...255 в кадре разме-

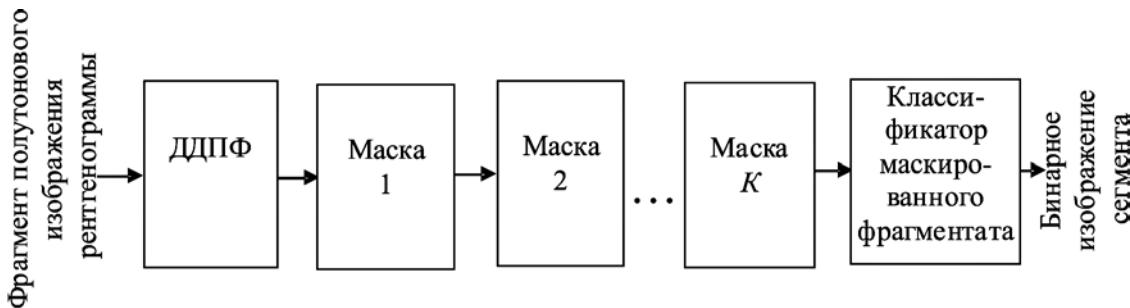


Рис. 1. Схема последовательности этапов обработки фрагмента изображения рентгенограммы в частотной области