

4. <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book3/index.php>: список функций Image processing toolbox.
5. Semmlow J.L. Biosignal and biomedical image processing: Matlab based applications. – New Jersey, U.S.A, 2004.
6. Demirkaya O., Asyali M.H., Sahoo P. Image Processing with Matlab: Applications in medicine and biology. – New York, 2009.
7. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Уч. пособие. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. 152 с.
8. Блинк Э. Основы магнитно-резонансной томографии. Физика. 2000.
9. Somasundaram K., Kalaiselvi T. Automatic brain extraction methods for T1 magnetic resonance images using region labeling and morphological operations // Computers in Biology and Medicine. 2011. Vol. 41.

10. Handbook of Medical Imaging Processing and Analysis.
– Editor-in-chief – Isaac N. Bankman, 2000.

Геннадий Андреевич Дмитриев,
д-р техн. наук, профессор,
Анна Владиславна Кирсанова,
канд. техн. наук, доцент,
Аль-бахели Васел Ахмед Ахмед,
аспирант,

Тверской государственный технический университет,
г. Тверь,
e-mail: dmitrievtstu@mail.ru

А.А. Данилов, Э.А. Миндубаев

Влияние угловых смещений катушек на эффективность чрескожной беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи

Аннотация

На базе численного моделирования исследовано влияние угловых смещений на параметры беспроводной чрескожной передачи энергии с помощью индуктивной связи. Показано, что при характерной для задачи чрескожной передачи энергии геометрии (расстояние между центрами плоских катушек меньше радиуса катушек, угловые смещения – в диапазоне 0...30 град) угловые смещения могут приводить к повышению передаваемой мощности. Это делает необходимым разработку методов предотвращения передачи избыточной мощности в приемную часть системы беспроводной передачи энергии, для того чтобы избежать перегрева имплантируемых компонентов.

Введение

Использование носимых аппаратов вспомогательного кровообращения (АВК) является альтернативой трансплантации донорского органа больным с тяжелыми формами сердечной недостаточности [1]-[3]. Для питания АВК применяются внешние аккумуляторные батареи, соединяемые с имплантируемой частью при помощи чрескожных проводов. Это простое и надежное решение, однако крупным его недостатком является возникновение локальных очагов воспаления в месте прохождения проводов через кожу и появление каналов проникновения инфекций в глубь организма пациента. Вероятность развития инфекций при этом достигает 40...45 % и является основной причиной гибели пациентов [4]-[7]. Возможным решением проблемы инфекций является применение систем беспроводной передачи энергии (БПЭ) [8], [9]. Основным используемым методом при этом является индуктивная связь, поскольку альтернативные варианты (использование инфракрасного излучения или ультразвуковых волн) не обеспечивают необходимый уровень мощности тока на принимающей части системы [10].

Одна из проблем применения индуктивной связи для энергообеспечения АВК – низкая стабильность передачи энергии. Смещения передающей и принимающей катушек относительно друг друга, вызванные движениями пациента и послеоперационным отеком в области имплантации, приводят к изменению параметров передачи энергии. При этом существующая теоретическая база для описания индуктивной связи недостаточна для того, чтобы в полной мере описать влияние угловых смещений, что делает актуальным использование численных методов для исследования параметров индуктивной связи в характерной для чрескожной передачи геометрии.

Материалы и методы

Для расчета взаимной индуктивности двух произвольно ориентированных круговых витков используется формула Неймана

$$M = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint \oint \frac{d\vec{l}_1 d\vec{l}_2}{r_{12}}, \quad (1)$$

где μ_0 – магнитная проницаемость вакуума; r_{12} – расстояние между элементами витков $d\vec{l}_1$ и $d\vec{l}_2$. Интеграл (1) не может быть получен аналитически; при численном интегрировании методом прямоугольников формула Неймана принимает следующий вид:

$$M = \frac{\mu_0 R_1 R_r}{4\pi} \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K \frac{\cos(\varphi_k - \varphi_n) \Delta\varphi_1 \Delta\varphi_2}{r_{12}}, \quad (2)$$

где R_1 , R_2 – радиусы катушек; $\Delta\varphi_1 = 2\pi / N$, $\Delta\varphi_2 = 2\pi / K$; N – число отрезков, на которые делится контур передающей катушки; K – число отрезков, на которые делится контур принимающей катушки.

Расстояние между элементарными участками витков r_{12} определяется следующей системой уравнений:

$$\begin{cases} r_{12} = \sqrt{(x_k - x_n)^2 + (y_k - y_n)^2 + (z_k - z_n)^2}; \\ x_k - x_n = \rho + R_1 \cos \varphi_k \cos \varphi - R_2 \cos \varphi_n; \\ y_k - y_n = R_1 \sin \varphi_k \cos \varphi - R_2 \sin \varphi_n; \\ z_k - z_n = d + R_1 \cos \varphi_k \sin \varphi, \end{cases} \quad (3)$$

где ρ – боковое смещение; d – расстояние между центрами катушками по оси аппликат; φ – величина углового смещения (рис. 1).

Для расчета взаимной индуктивности двух катушек с произвольным числом витков можно использовать следующее выражение:

$$M = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N M_{kn}, \quad (4)$$

где K – число витков первой катушки; N – число витков второй катушки.

Для сравнения при численном моделировании использовались приближенные формулы для учета влияния угловых смещений [11], [12]:

$$M = \frac{M_0}{\sqrt{\cos \phi}}; \quad (5)$$

$$M = M_0 \cos \phi, \quad (6)$$

где M_0 – величина взаимной индуктивности при отсутствии угловых смещений.

Индуктивность одного витка кольцевой катушки рассчитывается с помощью следующего уравнения [13]:

$$L = \mu_0 R \left[\ln \frac{8R}{r} - \frac{7}{4} + \frac{r^2}{8R^2} \left(\ln \frac{8R}{r} + \frac{1}{3} \right) \right], \quad (7)$$

где R – радиус кольца; r – радиус сечения провода.

Величина индуктивности спиральной катушки с N витков вычисляется при помощи следующей формулы [13]:

$$L = \sum_{k=1}^N L_k + \sum_{k=1}^N \sum_{i=1, i \neq k}^N M_{ki}, \quad (8)$$

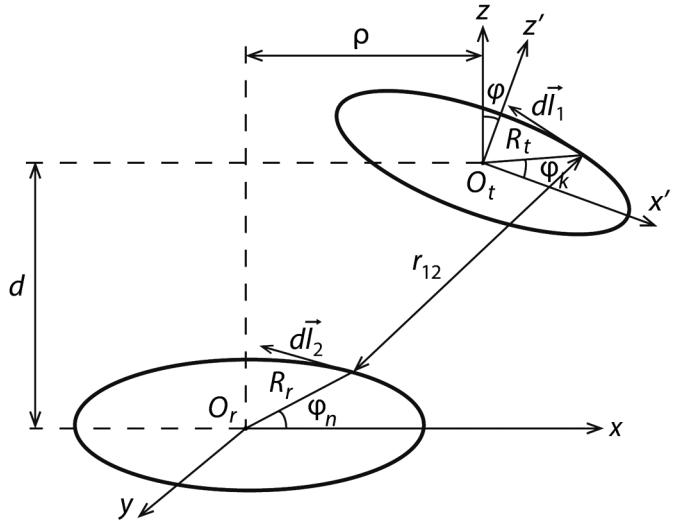


Рис. 1. Взаимное расположение передающей (сверху) и принимающей (снизу) катушек

Полученные значения взаимной индуктивности в дальнейшем были использованы для расчета мощности, передаваемой в нагрузку, и эффективности передачи энергии в системе беспроводной передачи энергии. Передающая часть системы включает в себя источник питания V_s с внутренним сопротивлением R_s и передающий колебательный контур, состоящий из последовательно соединенных катушки индуктивности L_t и конденсатора C_t . В свою очередь, колебательный контур приемной части содержит последовательно подключенные катушку L_r , конденсатор C_r , а также нагрузочный резистор R_{load} .

При условии, что резонансные частоты передающего и принимающего колебательных контуров совпадают, а рабочая частота системы равна резонансной частоте колебательных контуров, можно записать следующее выражение для мощности, поступающей в нагрузку:

$$P_{load} = \frac{V_s^2 R_{load} \omega^2 M^2}{2(R_s R_{load} + \omega^2 M^2)^2}. \quad (9)$$

Полную мощность, потребляемую системой, можно рассчитать как

$$P_{total} = \frac{V_s^2 R_{load}^2 (2R_s R_{load} + \omega^2 M^2)}{2(R_s R_{load} + \omega^2 M^2)^2}. \quad (10)$$

Эффективность передачи энергии определяется следующим уравнением:

$$\eta = 1 - \frac{2R_s R_{load}}{2R_s R_{load} + \omega^2 M^2}. \quad (11)$$

Результаты

При численном моделировании передающая и принимающая катушки были определены как круговые спиральные катушки с одинаковыми параметрами: внешний диаметр 6 см, число витков 10. Собственная индуктивность катушек составила 7,4 мГн. Амплитуда напряжения питания системы БПЭ 10 В, внутреннее сопротивление источника питания 1 Ом, сопротивление нагрузки 10 Ом, емкость конденсаторов в передающем и принимающем контурах 68 нФ. Рабочая частота системы совпадает с резонансными частотами колебательных контуров и составляет 225 кГц.

Взаимная индуктивность, мкГн

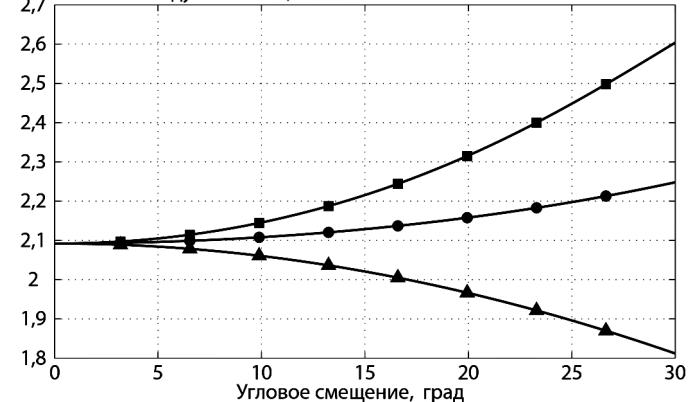


Рис. 2. Зависимость взаимной индуктивности катушек от углового смещения (формула Неймана – □; формула (5) – △; формула (6) – ○)

Мощность, передаваемая в нагрузку, Вт

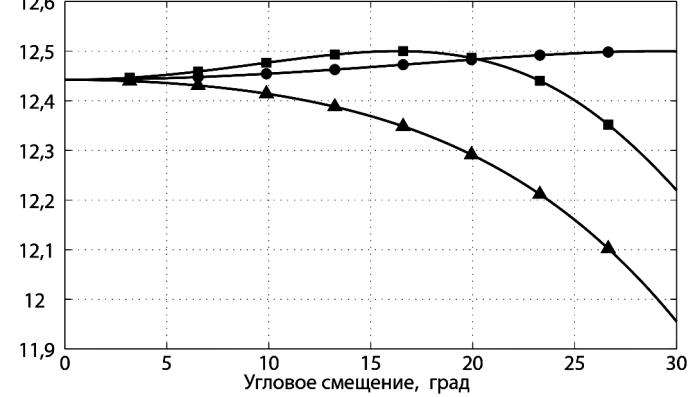


Рис. 3. Зависимость мощности, передаваемой в нагрузку, от углового смещения (формула Неймана – □; формула (5) – △; формула (6) – ○)

Эффективность передачи энергии

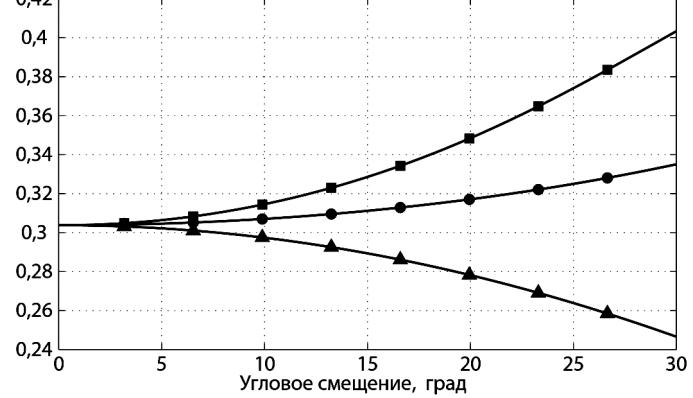


Рис. 4. Зависимость эффективности передачи энергии от углового смещения (формула Неймана – □; формула (5) – △; формула (6) – ○)

На рис. 2-4 показаны зависимости взаимной индуктивности, мощности, передаваемой в нагрузку, и эффективности передачи энергии от углового смещения катушек. Расстояние между центрами катушек при этом составляет 1,5 см. Боковые смещения отсутствуют. Показаны зависимости для расчетов по формуле Неймана [формула (2)], а также по формулам, приведенным в литературе [формулы (5) и (6)].

Заключение

По результатам исследований можно сделать следующие выводы: угловые смещения могут приводить как к уменьшению, так и к увеличению передаваемой в нагрузку мощности и эффективности передачи энергии. Подобная ситуация может возникнуть в послеоперационный период: локальное уменьшение отека тканей в области имплантации может привести к угловому смещению катушек при неизменном расстоянии между их центрами. Следовательно, при проектировании системы БПЭ необходимо учитывать возможность передачи в нагрузку как недостаточной, так и избыточной мощности. Поэтому необходимо предусмотреть методы предупреждения избыточного нагрева и обеспечить запас работоспособности для большего диапазона входной мощности. Актуальным является также развитие методов определения положения катушек относительно друг друга.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00044).

Список литературы:

1. Jessup M., Brozena S. Medical progress: Heart failure // New England Journal of Medicine. 2003. Vol. 348. № 20. PP. 2007-2018.
2. Anastasiadis K. Mechanical Support of the Circulatory System // The Hellenic Journal of Cardiology. 2003. Vol. 44. PP. 341-347.
3. Milano C.A. et. al. Implantable left ventricular assist devices: New hope for patients with end stage heart failure // North Carolina Medical Journal. 2006. Vol. 67. № 2. PP. 110-115.
4. Miller L.W. et. al. Use of a Continuous-Flow Device in Patients Awaiting Heart Transplantation // New England Journal of Medicine. 2007. Vol. 357. PP. 885-896.

5. Rose E.A. et. al. The REMATCH trial: Rationale, design, and end points. Randomized Evaluation of Mechanical Assistance for the Treatment of Congestive Heart Failure // The Annals of Thoracic Surgery. 1999. Vol. 67. № 3. PP. 723-730.
6. Gordon R.J., Quagliarello B., Lowy F.D. Ventricular assist device-related infections // Lancet Infectious Diseases. 2006. Vol. 6. № 7. PP. 426-437.
7. Monkowski D.H. et. al. Infections associated with ventricular assist devices: Epidemiology and effect on prognosis after transplantation // Transplant Infectious Disease. 2007. Vol. 9. № 2. PP. 114-120.
8. Dowling R.D. et. al. Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System // Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2004. Vol. 127. № 1. PP. 131-141.
9. Rintoul T.C., Dolgin A. Thoratec transcutaneous energy transformer system: A review and update // American Society for Artificial Internal Organs Journal. 2004. Vol. 50. № 4. PP. 397-400.
10. Ozeri S., Shmilovitz D. Ultrasonic transcutaneous energy transfer for powering implanted devices // Ultrasonics. 2010. Vol. 50. № 6. PP. 556-566.
11. Soma M., Douglas C.G., White R.L. Radio-frequency coils in implantable devices: Misalignment analysis and design procedure // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1987. Vol. BME-34. № 4. PP. 276-282.
12. Van Schuylenbergh K., Puers R. Inductive Powering: Basic Theory and Application to Biomedical Systems. – Springer Science & Business Media, 2009. 240 p.
13. Калантаров П.Л., Цейтлин Л.А. Расчет индуктивностей. Справочная книга. – Л.: Энергоатомиздат. Ленингр. отд-ние, 1986. 488 с.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Эдуард Адипович Миндубаев,
аспирант,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,
e-mail: realswat@rambler.ru

B.B. Епифанцев, В.А. Устюжанин

Влияние спектрального состава зондирующего сигнала на результаты измерения электроимпеданса биологического объекта

Аннотация

Описана возможность расширения диагностических возможностей электроимпедансной диагностики за счет использования зондирующих сигналов различной формы, представлена структурная схема программно-аппаратного комплекса, реализующего данную возможность, а также приведены результаты пробных экспериментов как на биологических объектах, так и на эквивалентных схемах замещения.

Введение

На сегодняшний день диагностическая техника в медицине характеризуется постоянным совершенствованием методик, оборудования, разрешающей способности таких методов, как ультразвуковая, рентгеновская, магниторезонансная диагностика. Все эти методы диагностических исследований, благодаря отличной разрешающей способности и несмотря на высокую стоимость, а в некоторых случаях наличие вредного воздействия на организм человека, заняли прочное место в лечебных учреждениях всего мира. Наряду с указанными методами оценки состояния биологических тканей существует метод электроимпедансной диагностики, основанный на исследовании прохожде-

ния электрического тока через биологическую ткань. Но на фоне бурного развития традиционных методов диагностики электроимпедансная диагностика пока не нашла столь широкого применения в медицинской практике, и лишь в последнее десятилетие на нее обращают внимание все больше ученых со всего мира. Это связано с новыми техническими разработками в области электроники и ростом вычислительных мощностей в области обработки сигналов. Кроме того, традиционные методы диагностики исчерпали свои принципиальные возможности и развиваются в основном в направлении уменьшения вредного воздействия на биологический объект, а также уменьшения стоимости оборудования и, следовательно, стоимости оказываемых услуг без ухудшения их качества.