

Экспериментальное определение предельно допустимых смещений катушек в адаптивных системах чрескожной передачи энергии

Аннотация

Исследовано влияние геометрических параметров симметричной катушечной пары в системе индуктивной передачи энергии на величину боковых смещений катушек, при которой теряется связь между ними. Показано, что шаг между витками и количество витков катушки слабо влияют на расстояние потери связи. В свою очередь, увеличение внешнего диаметра катушек является единственным способом увеличения расстояния потери связи при заданных выходных характеристиках системы. Установлено, что изменение внешнего диаметра катушек оказывает более существенное влияние на расстояние потери связи, когда внешний диаметр более чем в два раза превышает внутренний диаметр.

Введение

Совершенствование методов энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов (ИМП) является сегодня одним из наиболее важных направлений развития биомедицинской инженерии [1], [2]. Наибольший интерес вызывает применение индуктивной чрескожной передачи энергии. Эта технология в настоящее время является основным способом питания кохлеарных имплантатов [3], [4] и стимуляторов спинного мозга [5], [6]. К наиболее перспективным направлениям применения относятся энергообеспечение систем механической поддержки кровообращения [2], [7], визуальных протезов [8], [9] и активных ортопедических имплантатов [10].

Основным направлением исследований в области чрескожной передачи энергии с помощью индуктивной связи сегодня является развитие формальных методов проектирования и оптимизации [11]. При этом к числу основных проблем относится обеспечение стабильности передачи энергии при смещениях приемной и передающей катушек относительно друг друга [12], [13].

Для построения алгоритма оптимизации геометрии катушек как части системы автоматизированного проектирования средств индуктивной передачи энергии необходимо использовать формальные правила определения граничных и начальных условий. Одним из таких условий может быть задание предельных боковых смещений, при которых теряется связь между катушками. Целью работы было определение зависимости величины таких смещений от геометрии катушечной пары.

Материалы и методы

Одной из ключевых проблем применения индуктивной связи для чрескожной передачи энергии является учет и компен-

сация влияния смещений катушек индуктивности на выходные характеристики системы [13]. Смещения обычно разделяют на осевые (d – изменение продольного расстояния между катушками), боковые (ρ – смещение катушек в плоскости, перпендикулярной оси приемной катушки) и угловые (φ – изменение угла между осями катушек). При этом наибольшее влияние на характеристики системы оказывают боковые смещения, поскольку величина осевых и угловых смещений в значительной степени ограничена геометрией системы.

Зависимость взаимной индуктивности от бокового смещения обычно имеет S-образную форму (рис. 1). Небольшие смещения, порядка $0,1R_{out}$ (R_{out} – внешний радиус плоской катушки с кольцевой обмоткой), не приводят к существенному изменению величины взаимной индуктивности. С дальнейшим ростом величины смещения взаимная индуктивность начинает линейно убывать и при достижении определенного значения бокового смещения становится равной нулю – эту величину в дальнейшем будем называть расстоянием потери связи ρ_l . Наконец, после перехода через ноль, взаимная индуктивность достигает относительно малой (по модулю) отрицательной величины (что соответствует изменению условного направления тока) и в дальнейшем асимптотически стремится к нулю. Таким образом, зная величину расстояния потери связи и определив величину максимального значения взаимной индуктивности (при заданном осевом расстоянии и нулевом боковом смещении), используя линейную аппроксимацию, можно получить приблизительные оценки величины взаимной индуктивности во всем диапазоне боковых смещений $\rho = 0 \dots \rho_l$. Эти оценки могут быть использованы при построении формальных методов оптимизации геометрии катушечной пары и конструкции системы чрескожной передачи энергии в целом.

Величина взаимной индуктивности определяется как взаимным положением катушек относительно друг друга (осевое

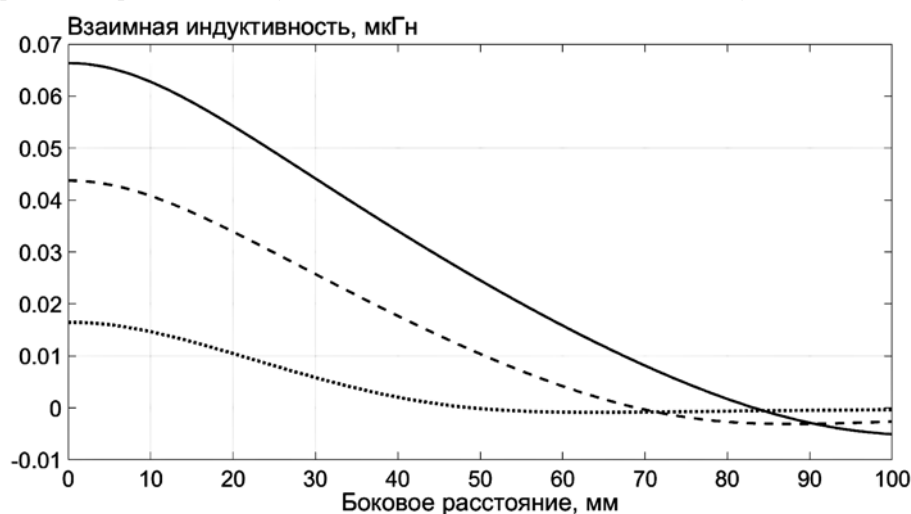


Рис. 1. Расчетная зависимость величины взаимной индуктивности пар витков [диаметры – 100 мм (сплошная линия), 80 мм (штриховая линия) и 50 мм (пунктирная линия)] от величины бокового смещения; осевое расстояние – 20 мм

и боковое смещения), так и геометрическими характеристиками катушек (внешний и внутренний радиусы, шаг намотки). Необходимость исследования вклада большого числа факторов делает целесообразным использование методов численного моделирования. Основным инструментом исследования была разработанная ранее программа численного моделирования характеристик систем индуктивной связи с применением параллельных вычислений [11].

Для экспериментальной верификации результатов численного моделирования был разработан стенд, включающий в себя систему перемещений катушек, печатные платы приемника и передатчика для построения колебательных LC-контуров, генератор «Tektronix AFG 3252» («Tektronix», США) и осциллограф «LeCroy WaveRunner 64Xi-A» («LeCroy Corporation», США). Экспериментально исследовались характеристики катушечной пары, включающей в себя две катушки, имевшие внешний радиус 100 мм, внутренний радиус 30 мм, 15 витков и собственную индуктивность 13,9 мкГн. Колебательные контуры были построены с использованием конденсаторов емкостью 4,5 нФ; катушки и конденсаторы подключались последовательно, собственная резонансная частота составляла 636 кГц, та же частота была рабочей частотой генератора.

Результаты

К числу основных характеристик катушечной пары, которые могут изменяться при использовании алгоритма проектирования, относятся внешний и внутренний диаметры, а также

шаг намотки/число витков. Примеры полученных в ходе исследования расчетных зависимостей величины ρ_l от внешнего (D_o) и внутреннего (D_i) диаметров катушек представлены на рис. 2. Было установлено, что зависимость ρ_l от D_o близка к линейной, при этом при величине осевого смещения $d \geq 0,5D_o$ расстояние потери связи $\rho_l \approx D_o$. С увеличением D_o расстояние потери связи растет и составляет 0,7...0,9 D_o .

Зависимость от величины внутреннего диаметра катушки имеет более сложный характер. При $D_i \leq 0,5D_o$ и $d = 0,2D_o$ расстояние потери связи от величины внутреннего диаметра зависит слабо. С увеличением внутреннего диаметра до величин $D_i \geq 0,5D_o$ расстояние потери связи начинает расти, причем быстрее, чем при увеличении внешнего диаметра.

Еще одним важным параметром оптимизации является изменение шага намотки [14]. Расстояние потери связи от изменения шага намотки зависит слабо (рис. 3). Так, увеличение расстояния между витками в 8 раз (с 1,25 до 10 мм) приводит к незначительному увеличению ρ_l (с 54 до 58 мм).

Экспериментальная верификация результатов расчетов была выполнена путем сопоставления экспериментально полученных и расчетных зависимостей величины ρ_l от d (рис. 4). Экспериментально полученные и расчетные значения величины взаимной индуктивности оказались близки. При этом было установлено, что осевое расстояние существенно влияет на величину ρ_l , характер зависимости близок к экспоненциальному. В целом увеличение осевого расстояния ведет к росту расстояния потери связи.

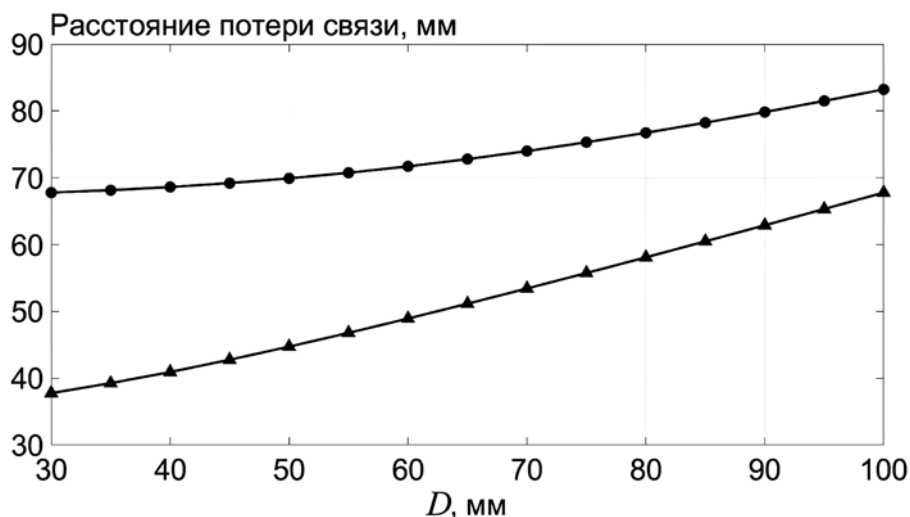


Рис. 2. Зависимость расстояния потери связи от внешнего (Δ) и внутреннего (\bullet) диаметров: осевое расстояние – 20 мм; фиксированный внешний диаметр – 100 мм; фиксированный внутренний диаметр – 30 мм; число витков – 1...15; шаг намотки – 2,5 мм

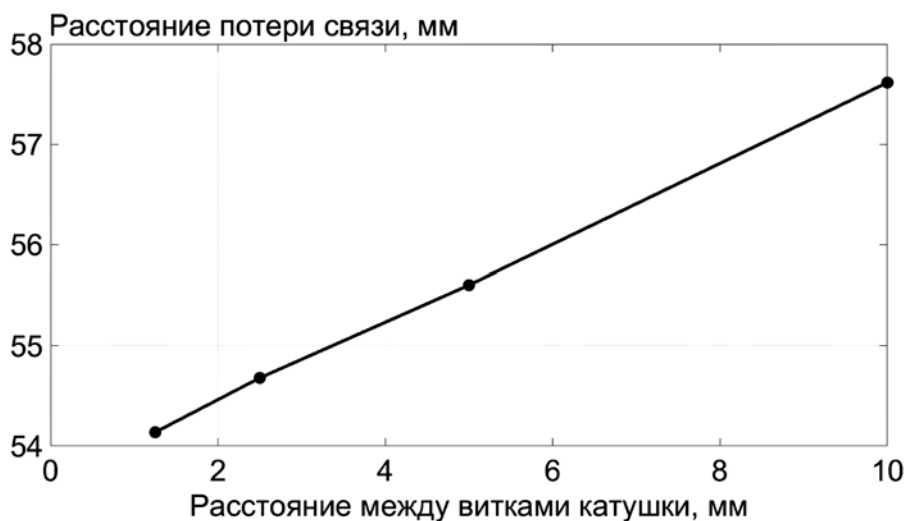


Рис. 3. Зависимость расстояния потери связи между катушками индуктивности (внешний диаметр – 100 мм; внутренний диаметр – 20 мм; число витков – 33...5) от расстояния между витками

Заключение

Было проведено исследование влияния взаимного положения и геометрии катушечной пары в составе системы индуктивной чрескожной передачи энергии на величину так называемого расстояния потери связи, т. е. бокового смещения, при котором взаимная индуктивность катушек равна нулю.

Было установлено, что изменение внешнего диаметра D_o оказывает более существенное влияние на величину ρ_l в тех случаях, когда внутренний диаметр $D_i \leq 0,5D_o$. Следует отметить, что оптимальной, с точки зрения достижения максимальной эффективности передачи энергии, является геометрия катушек, при которой $D_i \approx 0,4D_o$ [14]. Таким образом, увеличение внешнего диаметра может быть единственным способом увеличения расстояния потери связи при заданных выходных характеристиках системы. При этом зависимость расстояния потери связи от величины внешнего диаметра носит линейный характер, что упрощает решение задачи автоматизированного проектирования катушечной пары.

Было показано, что существенное изменение величины шага намотки (расстояния между соседними кольцевыми витками) не приводит к существенным изменениям величины расстояния потери связи. В то же время шаг намотки в значительной степени влияет как на эффективность передачи энергии, так и на нагрев катушек и окружающих их тканей [14]. Оптимизация величины шага намотки с этой точки зрения может быть выполнена после оптимизации катушечной пары в терминах величины расстояния потери связи без изменения данной характеристики.

Сравнение экспериментальных и расчетных данных о влиянии осевого расстояния на величину расстояния потери связи в целом подтвердило точность получаемых методом численного моделирования результатов. При этом было установлено, что с увеличением осевого расстояния величина расстояния потери связи быстро растет, зависимость имеет экспоненциальный характер. Величина осевого расстояния определяется в первую очередь анатомическими особенностями пациента (толщина кожи и подкожного жира) [15]. При этом заранее можно предсказать диапазон возможных линейных смещений. При проектировании катушечной пары необходимо принимать во внимание минимальное осевое расстояние, которое будет соответствовать минимальному расстоянию потери связи и, следовательно, наихудшему взаимному по-

жению катушек с точки зрения устойчивости системы индуктивной чрескожной передачи энергии к боковым смещениям.

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

Список литературы:

1. Agarwal K., Jegadeesan R., Guo Y.-X., Thakor N. Wireless Power Transfer Strategies for Implantable Bioelectronics: Methodological Review // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2017. Vol. 10. PP. 1-28.
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. Zeng F.-G., Rebscher S., Harrison W., Sun X., Feng H. Cochlear implants: System design, integration, and evaluation // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2008. Vol. 1. PP. 115-142.
4. Clark G. Cochlear implants: Fundamentals and applications. – Springer, 2003. 831 p.
5. North R. Neural interface devices: Spinal cord stimulation technology // Proceedings of the IEEE. 2008. Vol. 96. PP. 1108-1119.
6. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // European Neurological Review. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.
7. Pelletier B., Spiliopoulos S., Finocchiaro T., Graef F. et al. System overview of the fully implantable destination therapy – ReinHeart-total artificial heart // European Journal of Cardio-Thoracic Surgery. 2015. Vol. 47. № 1. PP. 80-86.
8. Weiland J.D., Humayun M.S. Visual Prosthesis // Proceedings of the IEEE. 2008. Vol. 96. № 7. PP. 1076-1084.
9. Li X., Yang Y., Gao Y. Visual prosthesis wireless energy transfer system optimal modeling // Biomedical Engineering Online. 2014. Vol. 13. № 3. PP. 1-11.
10. Burny F., Donkerwolcke M., Moulart F. et al. Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants // Medical Engineering & Physics. 2000. Vol. 22. PP. 469-469.
11. 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.

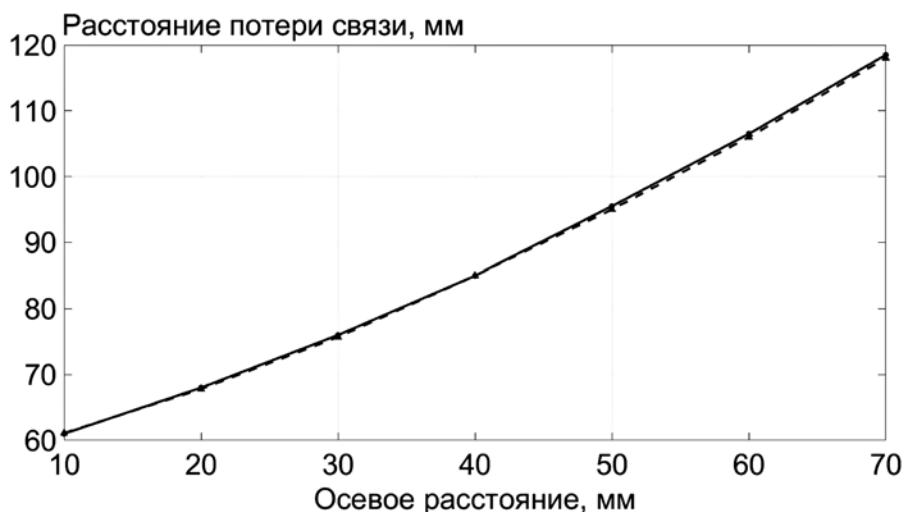


Рис. 4. Зависимость расстояния потери связи между катушками индуктивности (внешний диаметр – 100 мм, внутренний диаметр – 30 мм, шаг намотки – 2,5 мм, число витков – 15) для экспериментального исследования [сплошная линия (•)] и для теоретического расчета [штриховая (△)] от осевого расстояния

12. 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.
13. 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. Iss. 1. PP. 56-60.
14. Zierhofer C.M., Hochmair E.S. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1996. Vol. 43. № 7. PP. 708-714.
15. Данилов А.А., Миндубаев Э.А., Селищев С.В. Влияние размеров передающей катушки на оптимальную глубину имплантации приемника при чрескожной индуктивной передаче энергии // Медицинская техника. 2017. № 5. С. 38-41.

Константин Олегович Гуров,
инженер,
Эдуард Адитович Миндубаев,
ассистент,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
зав. кафедрой,
Олег Алексеевич Сурков,
инженер,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,
г. Москва, г. Зеленоград
e-mail: constantinegurov@yandex.ru

С.В. Белов, Ю.К. Данилейко, В.В. Осико, В.А. Салюк

Суспензия водная для лазерного управляемого ударно-волнового воздействия на кожные покровы и слизистые оболочки

Аннотация

Приведено описание водной суспензии частиц активированного угля, содержащих несвязанную воду, предназначенной для лечения дистрофических заболеваний в гинекологии методом управляемой ударно-волновой деструкции патологических тканей с использованием лазерного излучения, слабо поглощаемого биологическими тканями. Дано описание технологии насыщения внутренних микропор частиц активированного угля несвязанной водой и приготовления водной суспензии. Приведены результаты гистологических исследований зоны некроза, обусловленного ударно-волновым воздействием *in vitro* на модельных объектах биологической ткани (слизистая оболочка влагалища минипига). Показано, что с увеличением интенсивности лазерного излучения толщина зоны некроза уменьшается.

Введение

В настоящее время в клинической практике для деструктивного воздействия на кожные покровы и слизистые оболочки с целью хирургического лечения дистрофических заболеваний с поверхностной локализацией успешное применение находят высокоэнергетические СО₂-лазеры, механизм действия которых заключается в преобразовании поглощенной в биоткани энергии лазерного излучения в тепловую [1]-[5]. В зависимости от интенсивности лазерного излучения эффект при деструктивном воздействии проявляется в термическом некрозе биоткани либо в поверхностном ее выпаривании (абляции). К недостаткам воздействия СО₂-лазерного излучения для этих целей следует отнести сложность контролирования глубины воздействия и степени термического поражения в процессе облучения обширных очагов патологии. Это связано прежде всего с неизменно высоким и постоянным в процессе облучения коэффициентом поглощения излучения биотканями, следствием чего является повышенная вероятность возникновения неконтролируемого перегрева биоткани, ведущего в дальнейшем к возможности развития рубцовых процессов [2]. Для устранения возникновения таких осложнений предложен, теоретически обоснован и экспериментально апробирован принципиально новый метод управляемого ударно-волнового лечебного воздействия на патологически измененные покровные ткани с использованием лазерного излучения, слабо поглощаемого биотканями, и с мощностью излучения недостаточной для прямого деструктивного их лазерного повреждения [6]-[8]. В этом случае деструктивное воздействие осуществляется за счет упругих волн, распространяющихся вглубь биоткани, что и обеспечивает лечебный эффект. Генерация упругих волн возникает за счет тепловых микровзрывов поглощающих лазерное излучение специально приготовленных мелкодисперсных частиц, объемные поры которых заполнены несвязанной водой. В процессе лазерно-

го воздействия происходит разогрев несвязанной воды внутри микропор в частицах. Нагрев происходит до тех пор, пока давление насыщающих паров не превысит порог разрушения частиц. Разрушение носит взрывной характер с генерацией упругих волн в окружающих средах. При этом происходит очищение поверхности биоткани от разрушенных частиц, и лазерное излучение, слабо поглощаемое биотканью, более не приводит к ее деструкции. Этим обеспечивается возможность осуществления мягкого, тканесберегающего, по сравнению с существующими деструктивными методами, лечебного воздействия на патологически измененные ткани. Его применение гарантирует сохранение функций подлежащих тканей, обеспечение высокой эффективности лечения при минимальной вероятности послеоперационных рецидивов и последующего развития рубцовых процессов [8], [9]. Глубина ударно-волнового воздействия на биоткани слабо зависит от интенсивности лазерного излучения.

Цель статьи: обоснование выбора материала частиц и способа их получения для осуществления поверхностной лазерной ударно-волновой деструкции биотканей, а также подтверждение эффекта ударно-волнового воздействия с поверхностной локализацией на биологических тканях *in vitro*.

Выбор материала частиц

Выбор материала для поглощающих лазерное излучение частиц осуществлялся исходя из следующих требований, перечисленных в порядке их важности для организации процесса ударно-волнового воздействия на биологические ткани:

- 1) биологическая инертность материала;
- 2) атоксичность материала;
- 3) коэффициент поглощения лазерного излучения в диапазоне относительной прозрачности биоткани 0,8...1,2 мкм должен иметь величину в диапазоне $10^3...10^4$ см⁻¹;
- 4) нерастворимость материала в воде и водосодержащих гелях;