

Влияние собственной индуктивности на мощностные характеристики индуктивных систем питания имплантатов

Аннотация

Исследовано влияние собственной индуктивности на мощностные характеристики индуктивных систем питания имплантатов на основе пары связанных LC-контуров с последовательной компенсацией. Исследовано девять катушечных пар, построенных для систем с рабочими частотами 220, 440 и 880 кГц на основе метода контроля взаимной индуктивности (три пары) и на основе метода контроля собственной индуктивности (шесть пар). Показано, что при изменении собственной индуктивности в пределах 0,5...1 % и соответствующем изменении геометрии катушек выходная мощность системы в номинальной позиции может изменяться на 15...20 %.

Введение

В настоящее время одной из актуальных задач биомедицинской инженерии является разработка методов и средств индуктивной передачи энергии для имплантируемых медицинских приборов [1]-[3]. Использование индуктивного питания позволяет снизить риск послеоперационных осложнений, уменьшить стоимость лечения и, в ряде случаев, – габариты имплантата [4]. Несмотря на то что первые успешные исследования по чрескожной передаче энергии были проведены уже в 60-х годах XX века, сегодня существует ряд нерешенных проблем в этой области [5]-[8]. Одна из таких проблем – разработка катушечных пар, обеспечивающих заданные выходные характеристики.

Предложено несколько методов проектирования катушек индуктивности [9]-[14]. Одним из них является подбор геометрии катушечной пары, обеспечивающий заданную взаимную индуктивность в заданном диапазоне смещений приемной и передающей катушек [15]. Также можно проектировать катушечные пары на основе заданных значений собственной индуктивности и пространственных характеристик генерируемого этими катушечными парами магнитного поля [16]. Наконец, в качестве целевой функции могут использоваться выходные характеристики системы: мощность на нагрузке или эффективность передачи энергии, или их комбинация [17]. Следует отметить, что все эти методы позволяют решать только частные задачи проектирования, общего метода проектирования катушечных пар не существует. В связи с этим актуальным является исследование влияния конструктивных особенностей катушек индуктивности на выходные характеристики системы в целом.

Цель настоящей работы – выявить закономерности, связывающие конструктивные особенности катушек с выходными характеристиками систем чрескожной передачи энергии, и

оценить степень влияния метода проектирования катушечной пары на выходные характеристики системы.

Материалы и методы

Для исследования были выбраны девять катушечных пар: три, спроектированные по методу подбора взаимной индуктивности (конфигурация 1, [15]) и шесть, спроектированные по методу подбора собственной индуктивности (конфигурации 2 и 3, [18]). Все катушки индуктивности были плоскими концентрическими кольцевыми с равномерно распределенной намоткой, основные характеристики – внешний и внутренний радиусы (R_{out} и R_{in}) и число витков (N). При этом для второй и третьей катушечных пар было задано небольшое отклонение собственной индуктивности от первой пары – 0,5 и 1 %. Исследовалось изменение выходных характеристик – выходной мощности и эффективности – систем, построенных с использованием выбранных катушечных пар, с последовательной компенсацией в передающей и принимающей частях для трех рабочих частот: 220, 440 и 880 кГц. Основные характеристики исследованных катушечных пар приведены в *табл. 1*.

Исследовалось влияние характеристик катушечной пары на выходные характеристики системы с последовательно-последовательной компенсацией реактивной мощности (*рис. 1*). Величины сопротивления R_T , R_R и R_L были выбраны равными 3, 0 и 20 Ом соответственно.

Исследовалось изменение двух основных выходных характеристик: выходной мощности и эффективности передачи энергии. Для вычисления выходной мощности использовалась следующая формула:

$$P_L = \frac{\omega^2 M (\vec{r}, \vec{G})^2 V_S^2 R_L}{\left[Z_T Z_R + \omega^2 M (\vec{r}, \vec{G})^2 \right]^2},$$

Таблица 1

Моделируемые конфигурации катушечных систем

	f , кГц	220		440		880	
		T	R	T	R	T	R
Конфигурация 1	Тип катушки	T	R	T	R	T	R
	R_{out} , мм	48,91	35,00	46,36	35,00	45,38	35,00
	N	28	9	23	5	18	3
	R_{in} , мм	28,16	28,16	31,31	31,31	25,14	33,14
	L , мкГн	81,88	9,392	63,45	3,19	29,89	1,51
Конфигурация 2	N	29	10	24	6	19	4
	R_{in} , мм	26,48	24,74	29,41	25,79	22,66	24,44
	L , мкГн	82,24	9,43	63,71	3,59	30,02	1,51
Конфигурация 3	N	29	14	25	7	21	5
	R_{in} , мм	26,76	12,56	27,78	20,38	18,14	15,94
	L , мкГн	83,23	9,51	64,58	3,64	30,33	1,52

где V_S – напряжение питания; R_L – нагрузочное сопротивление; ω – угловая рабочая частота; Z_T и Z_R – импедансы; $M(\vec{r}, \vec{G}) = k\sqrt{L_T L_R}$ – взаимная индуктивность как функция взаимного положения катушек \vec{r} и их геометрических характеристик $\vec{G} = [r_{outT}, r_{outR}, r_{inT}, r_{inR}, p_T, p_R]$ [15]:

$$\eta = \frac{\omega^2 M(\vec{r}, \vec{G})^2 R_L}{Z_T Z_R^2 + \omega^2 Z_R M(\vec{r}, \vec{G})^2}.$$

Импедансы Z_T и Z_R рассчитываются следующим образом:

$$Z_T = j\omega L_T + \frac{1}{j\omega C_T} + R_T;$$

$$Z_R = j\omega L_R + \frac{1}{j\omega C_R} + R_R + R_L.$$

Емкости для передающей и принимающей катушек рассчитываются по следующим формулам:

$$C_T = \frac{1}{\omega^2 L_T};$$

$$C_R = \frac{1}{\omega^2 L_R}.$$

Результаты

На рис. 2 представлены графики зависимости выходной мощности от бокового смещения при рабочей частоте 220 кГц для трех катушечных пар. В целом все три зависимости достаточно близки друг к другу, точка критической связи, где выходная мощность достигает пикового значения (2,1 Вт), соответствует боковому смещению в 33...34 мм.

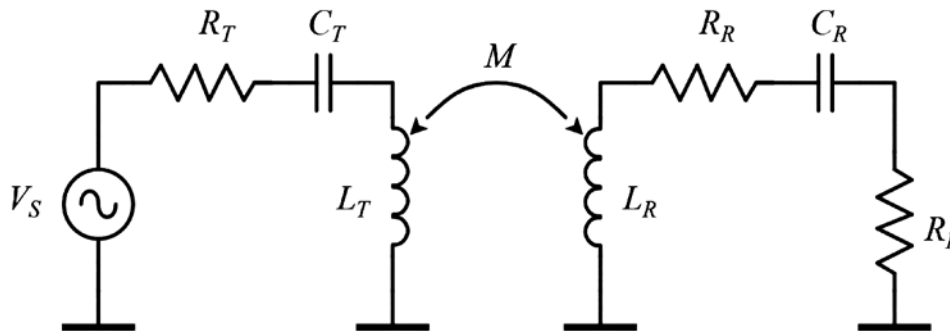


Рис. 1. Система индуктивной передачи энергии с последовательно-последовательной компенсацией реактивной мощности

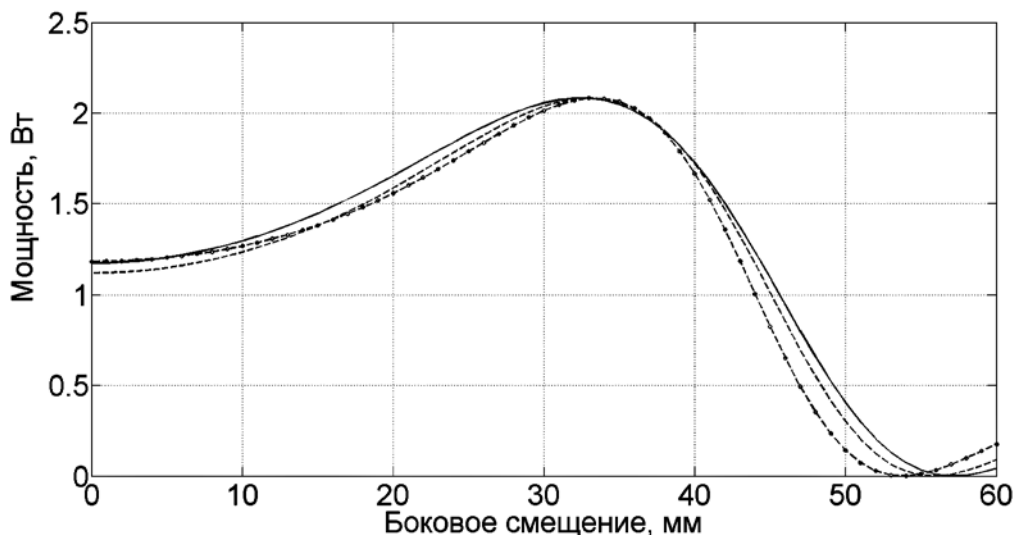


Рис. 2. Зависимость выходной мощности от бокового смещения для трех катушечных конфигураций при рабочей частоте 220 кГц: конфигурация 1 – сплошная линия; конфигурация 2 – пунктирная линия; конфигурация 3 – пунктирная линия с маркером «кружок»

На рис. 3 представлены те же зависимости при рабочей частоте 440 кГц. В этом случае расхождение между зависимостями оказывается более существенным. В частности, изменение мощности в номинальной позиции (при нулевом смещении) достигает 0,14...1,14 Вт для конфигурации 1 и 1,0 Вт для конфигурации 3. Точка критической связи смещается от 33 (конфигурация 1) до 35 мм (конфигурация 3).

Наибольшее отклонение результатов соответствует рабочей частоте 880 кГц (рис. 4): изменение мощности в номинальной позиции составляет 0,22 Вт, а точка критической связи смещается на 3 мм (от 29 мм для конфигурации 1 до 32 мм для конфигурации 3).

Итоговые результаты исследования приведены в табл. 2. Наиболее существенные изменения выходных характеристик соответствуют конфигурациям 1 и 3 для рабочей частоты 880 кГц. Для этой же пары конфигураций характерны наиболее существенные отличия геометрии катушек (см. табл. 1).

Заключение

В настоящее время не существует общего подхода к проектированию катушечных пар в составе систем индуктивного питания имплантатов. Поэтому в каждом конкретном случае применяются различные методы и подходы проектирования. В связи с этим вопрос о возможном влиянии выбранного метода на результаты проектирования – выходные характеристики системы – требует исследования.

Результаты проведенного исследования показывают, что изменение выходных характеристик сильно зависит от выбранного метода проектирования катушечной пары. При этом следует отметить, что в зависимости от других переменных проектирования влияние метода проектирования катушечной пары может существенно меняться. В рассмотренном случае изменение характеристик системы для рабочей частоты 220 кГц

было существенно меньшим, чем для рабочей частоты 880 кГц, при сохранении как выбранных методов проектирования, так и других параметров проектирования (выходная мощность, расстояние между катушками). Также стоит отметить, что незначительное изменение контролируемой величины – собственной индуктивности – может приводить к существенным изменениям зависимых величин (выходной мощности): в проведенном исследовании изменение собственной индуктивности на

0,5...1 % приводило к изменению выходной мощности в номинальной позиции на 15...20 %. Это связано с тем, что изменение собственной индуктивности приводит к изменению геометрии катушек и соответственно изменению взаимной индуктивности и коэффициента связи между катушками. В связи с этим представляется целесообразным при проектировании систем индуктивного питания имплантатов использовать одновременно разные методы проектирования катушечных пар

Таблица 2

Параметры изменения выходных характеристик при изменении катушечной пары в составе системы

f , кГц	Конфигурация	P , Вт	$P_1 - P_2 / P_3$, Вт	ΔL при P_{Max} , мм	ΔP , Вт
220	1	1,171	–	33	0,99
	2	1,117	0,054	34	0,96
	3	1,180	-0,009	34	0,90
440	1	1,136	–	33	0,95
	2	1,039	0,097	34	1,04
	3	1,001	0,135	35	1,08
880	1	1,286	–	29	0,80
	2	1,107	0,179	32	0,98
	3	1,070	0,216	32	1,01

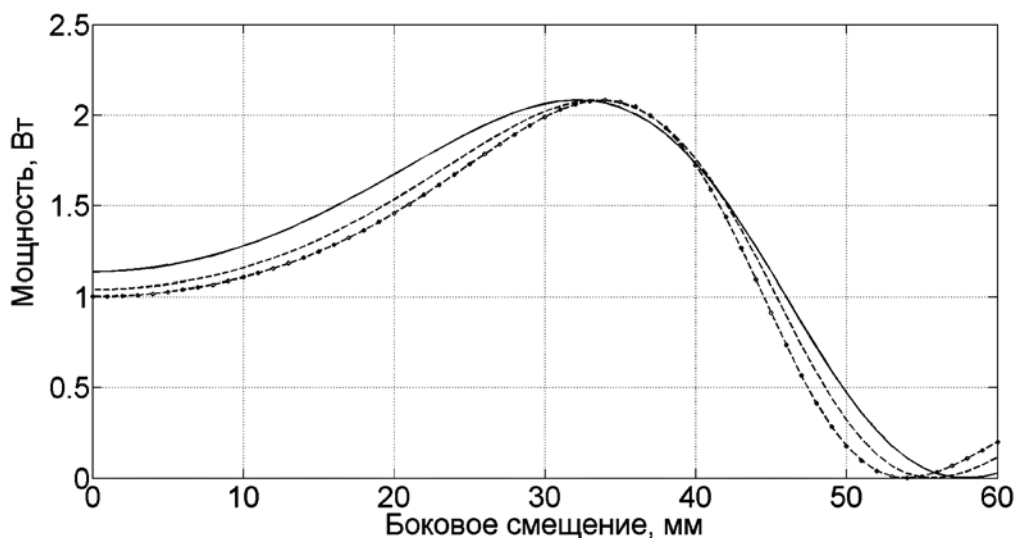


Рис. 3. Зависимость выходной мощности от бокового смещения для трех катушечных конфигураций при рабочей частоте 440 кГц: конфигурация 1 – сплошная линия; конфигурация 2 – пунктирная линия; конфигурация 3 – пунктирная линия с маркером «кружок»

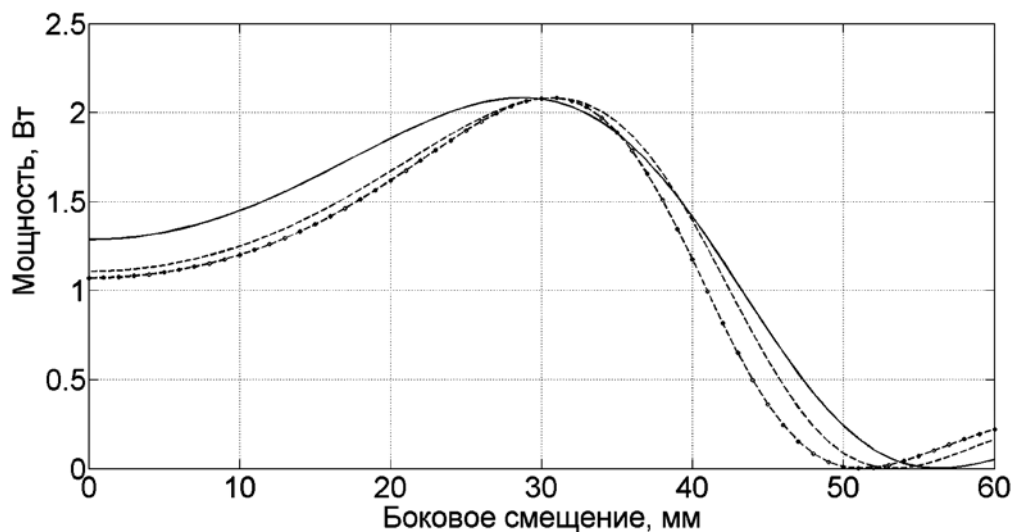


Рис. 4. Зависимость выходной мощности от бокового смещения для трех катушечных конфигураций при рабочей частоте 880 кГц: конфигурация 1 – сплошная линия; конфигурация 2 – пунктирная линия; конфигурация 3 – пунктирная линия с маркером «кружок»

с тем, чтобы по результатам сравнения характеристик систем с различными катушечными парами выбрать лучшую с точки зрения заданной целевой функции (выходная мощность, эффективность или их комбинация).

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

Список литературы:

1. *Yujing Z., Chunhua L., Yongcan H.* Wireless power transfer for implanted medical application: A review // *Energies*. 2020. Vol. 13. PP. 2837-2867.
2. *Han-Joon K., Hiroshi H., Sanghoek K., Ji-Woong C.* Review of Near-Field Wireless Power and Communication for Biomedical Applications // *IEEE Access*. 2017. Vol. 5. PP. 21264-21285.
3. *Agarwal K., Jegadeesan R., Guo Y.-X.* Wireless Power Transfer Strategies for Implantable Bioelectronics: Methodological Review // *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*. 2017. Vol. 10. PP. 136-161.
4. *Campi T., Cruciani S., Maradei F., Feliziani M.* Wireless Power Supply System for Left Ventricular Assist Device and Implanted Cardiac Defibrillator / *IEEE Wireless Power Transfer Conference*. San Diego, 1 June 2021. PP. 1-4.
5. *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.
6. *Friedmann J., Groed 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.
7. *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.
8. *Данилов А.А., Миндубаев Э.А., Селищев С.В.* Методы компенсации смещения катушек в системах индуктивной транскутанной передачи энергии к имплантируемым медицинским приборам // *Медицинская техника*. 2017. № 1. С. 41-44.
9. *Jegadeesan R.; Agarwal K., Guo Y.-X. et al.* Wireless Power Delivery to Flexible Subcutaneous Implants Using Capacitive Coupling // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2017. Vol. 65. № 1. PP. 280-292.
10. *Campi T., Crusiani S.* Wireless Powering of Next-Generation Left Ventricular Assist Devices (LVADs) Without Percutaneous Cable Driveline // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2020. Vol. 68. PP. 3969-3977.
11. *Ying L., Yang Li., Jiantao Z. et al.* Design a Wireless Power Transfer System with Variable Gap Applied to Left Ventricular Assist Devices / *IEEE PELS Workshop on Emerging Technologies: Wireless Power Transfer*. 3-7 July 2018. PP. 3-7.
12. *Tang S., Lung T.* Intermediate Range Wireless Power Transfer with Segmented Coil Transmitters for Implantable Heart Pumps // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2017. Vol. 32. PP. 3844-3857.
13. *Knecht O., Kolar J.W.* Performance Evaluation of Series-Compensated IPT Systems for Transcutaneous Energy Transfer // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2019. Vol. 34. PP. 438-451.
14. *Knecht O., Bosshard R.* High Efficiency Transcutaneous Energy Transfer for Implantable Mechanical Heart Support Systems // *IEEE Transactions on Power Electronics*. 2015. Vol. 30. PP. 6221-6236.
15. *Danilov A.A., Aubakirov R.R., Mindubaev E.A.* An algorithm for the computer design of coil couple for a misalignment tolerant biomedical inductive power unit // *IEEE Access*. 2017. Vol. 3. PP. 70755-70769.
16. *Kiani M., Ghovanloo M.* A Figure-of-Merit for Designing High-Performance Inductive Power Transmission Links // *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2013. Vol. 60. № 11. PP. 5291-5305.
17. *Minnaert B., Strycker L.D., Stevens N.* Design of a Planar, Concentric Coil for the Generation of a Homogeneous Vertical Magnetic Field Distribution // *Aces Journal*. 2017. Vol. 32. № 12. PP. 1054-1063.
18. *Юдаков И.В., Данилов А.А., Аубакиров Р.Р.* Программный модуль для расчета геометрии плоских концентрических катушек индуктивности с заданной индуктивностью / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2021669682. 01.12.2021.

*Ильяс Викторович Юдаков,
студент,
Рафаэль Рафаэлевич Аубакиров,
инженер,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
ст. научный сотрудник,
Институт бионических технологий
и инжиниринга,
ФГАОУ ВО «Первый Московский
государственный медицинский университет
им. И.М. Сеченова» Министерства
здравоохранения Российской Федерации
(Сеченовский Университет),
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: chosenbysun@gmail.com*

* * * * *