

Влияние рабочей частоты на геометрию приемной и передающей катушек в мощных системах индуктивной чрескожной передачи энергии

Аннотация

Исследовано влияние рабочей частоты на геометрию приемной и передающей катушек индуктивности в составе системы чрескожной передачи энергии на основе пары связанных LC-контуров с последовательной компенсацией. Выполнено сравнение геометрических характеристик плоских концентрических катушек для систем с рабочей частотой 220, 440 и 880 кГц, обеспечивающих передачу мощности в 10 Вт на расстояние 15 мм с перепадом в пределах $\pm 10\%$ для боковых смещений, достигающих 30 мм, для значений величины внешнего радиуса приемной катушки 20, 25 и 30 мм. Установлено, что увеличение рабочей частоты позволяет существенно уменьшить плотность намотки принимающей катушки.

Введение

Одним из наиболее перспективных направлений развития имплантируемых аппаратов вспомогательного кровообращения (АВК) является создание систем беспроводного чрескожного питания [1]-[4]. Переход к беспроводному питанию делает возможным создание так называемых полностью имплантируемых АВК, без использования чрескожных кабелей, связывающих имплантируемую часть с внешними источниками питания. Это снизит риск развития послеоперационных осложнений и позволит повысить качество жизни пациентов.

Поскольку создание имплантируемых аккумуляторов, способных поддерживать работу АВК на протяжении хотя бы нескольких суток, не представляется возможным, система беспроводной передачи энергии должна обеспечить непрерывное питание устройства. При этом, поскольку АВК выполняет критически важную для организма функцию, особое внимание необходимо уделять надежности и стабильности работы системы питания. Между тем, неизбежные смещения приемной и передающей катушек индуктивности существенно влияют на стабильность мощности на нагрузке [5], [6]. Существует ряд подходов к компенсации влияния таких смещений, среди них следует выделить метод компенсации за счет оптимизации геометрии катушечной пары [7]. Повышение стабильности передачи энергии путем оптимизации геометрии обеспечивает большую надежность по сравнению с активными методами компенсации смещений посредством управления рабочей частотой системы. Таким образом, геометрия приемной и передающей катушек становится одной из наиболее важных характеристик систем индуктивного питания АВК.

Геометрические характеристики систем индуктивного питания при заданных выходных характеристиках (мощность на нагрузке, эффективность передачи энергии) существенно зависят от рабочей частоты системы.

В то же время систематического исследования влияния рабочей частоты на геометрию катушечной пары в составе системы индуктивного питания до настоящего времени не было. Такое исследование было целью рассматриваемой работы.

Материалы и методы

При исследовании влияния рабочей частоты необходимо зафиксировать остальные характеристики системы для соблюдения принципа «прочих равных». При этом следует иметь в виду, что стабильность передачи энергии является одной из ключевых характеристик систем питания АВК. В связи с этим для исследования влияния рабочей частоты использовался алгоритм проектирования систем индуктивной передачи энергии с заданными величинами мощности на нагрузке, допустимого перепада мощности и ожидаемой величины смещений [8].

Алгоритм позволяет проектировать систему, построенную на основе двух связанных LC-контуров с последовательной компенсацией реактивной мощности. Для такой системы вы-

ходная мощность как функция взаимной индуктивности рассчитывается по следующей формуле

$$P_L = \frac{\omega^2 M(\vec{r}, \vec{G})^2 V_S^2 R_L}{\left[Z_T Z_R + \omega^2 M(\vec{r}, \vec{G})^2 \right]^2}, \quad (1)$$

где V_S – напряжение питания; R_L – нагрузочное сопротивление; ω – угловая рабочая частота; Z_T и Z_R – импедансы; $M(\vec{r}, \vec{G})$ – взаимная индуктивность как функция взаимного положения катушек \vec{r} и их геометрических характеристик $\vec{G} = [r_{out}, r_{inR}, r_{inT}, r_{inR}, P_T, P_R]$.

Принцип работы алгоритма заключается в итерационном определении геометрических характеристик катушек, которые обеспечивают сохранение величины взаимной индуктивности M в определенном диапазоне при заданных изменениях взаимного положения катушек. Границы диапазона допустимых значений M определяются по формуле (1) как соответствующие допустимой величине изменения мощности на нагрузке (рис. 1).

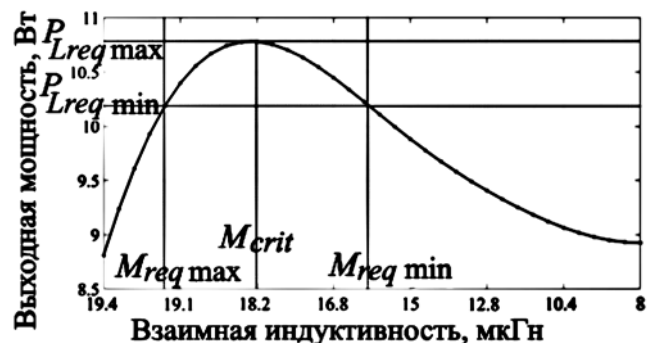


Рис. 1. Характерная зависимость выходной мощности от взаимной индуктивности: $M_{req\ max}$ и $M_{req\ min}$ – максимальная и минимальная допустимые величины взаимной индуктивности, соответствующие максимальной и минимальной допустимым величинам выходной мощности $P_{Lreq\ max}$ и $P_{Lreq\ min}$; M_{crit} – величина взаимной индуктивности, соответствующая точке критической связи

Для индуктивных систем питания АВК характерными можно назвать следующие величины: рабочие частоты в диапазоне от 150...800 кГц, выходная мощность в диапазоне от 15...35 Вт, радиус передающей катушки 25...45 мм, радиус приемной катушки от 25...35 мм [9]-[18], при этом обычно используют плоские концентрические катушки без сердечника. Для исследования влияния рабочей частоты на геометрию катушечной пары были выбраны частоты 220, 440 и 880 кГц. Расчет выполнялся для каждой рабочей частоты в трех вариантах – с фиксированным внешним диаметром приемной катушки, равным 20, 25 и 30 мм. Осевое расстояние между катушками при-

Результаты проектирования систем индуктивной чрескожной передачи энергии с рабочей частотой 220 кГц

C_T , нФ	11	14,67	17,8
L_T , мкГн	47,49	35,69	29,37
N	28	24	22
r_{outT} , мм	46,25	44,43	43,07
$r_{inT} = r_{inR}$, мм	12,95	13,94	13,8
C_R , нФ	11,4	15,69	19,35
L_R , мкГн	45,98	33,35	27,05
K	28	24	22
r_{outR} , мм	20	25	30

нималось равным 15 мм. Величины начальных емкостей пропорциональны выбранной рабочей частоте. Максимальное боковое смещение ρ_{max} принималось равным 30 мм. Требуемая выходная мощность принималась равной 10 Вт, допустимый перепад мощности устанавливался равным $\pm 10\%$ от номинального.

Результаты

Результаты проектирования приведены в табл. 1-3, зависимости выходной мощности от бокового смещения представлены на рис. 2-4.

Следует отметить, что величина внешнего радиуса передающей катушки r_{outT} оказалась близка во всех случаях: для систем с рабочей частотой 440 и 880 кГц эта величина составила 45...48 мм; для системы с рабочей частотой 220 кГц – 43...46 мм. При этом существенные отличия в величине внешнего радиуса принимающей катушки r_{outR} (увеличение с 20 до 30 мм) не приводили к существенному изменению габаритов передатчика (уменьшение на 3 мм).

Наиболее существенным различием геометрических характеристик в рассмотренном случае оказалась разница в значении величины внутреннего радиуса передающей r_{inT} и принимающей r_{inR} катушек. Для системы с рабочей частотой 220 кГц эта величина составила 13...14 мм; для системы с рабочей частотой 440 кГц – 1,5...3 мм; для системы с рабочей частотой 880 кГц – 1,2...1,4 мм. При этом число витков в передающей катушке N оказалось одинаковым для всех трех систем (28, 24 и 22 для случаев, соответствующих величине радиуса принимающей катушки в 20, 25 и 30 мм соответственно). Такие же значения числа витков были получены для приемной катушки K в составе систем с рабочей частотой 220 и 440 кГц. Для системы с рабочей частотой 880 кГц число витков K было меньше – 16, 13 и 11 соответственно. Таким образом, увеличение рабочей частоты с 220 до 440 кГц в рассмотренном случае позволило существенно уменьшить плотность намотки как передающей, так и принимающей катушек. Для системы с рабочей частотой 440 кГц шаг намотки передающей катушки составил 1,6...1,9 мм, принимающей – 0,6...1,3 мм. В то же время для системы с рабочей частотой 220 кГц эти величины составили 1,2...1,4 и 0,3...0,7 мм соответственно. Шаг намотки принимающей катушки в системе с рабочей частотой 880 кГц составил 1,2...2,6 мм.

Таблица 1

Результаты проектирования систем индуктивной чрескожной передачи энергии с рабочей частотой 880 кГц

C_T , нФ	1,12	1,56	1,94
L_T , мкГн	29,22	20,99	16,84
N	28	24	22
r_{outT} , мм	47,8	46,48	44,53
$r_{inT} = r_{inR}$, мм	1,3	1,38	1,23
C_R , нФ	7,78	9,36	10,94
L_R , мкГн	4,2	3,5	3,03
K	16	13	11
r_{outR} , мм	20	25	30

Таблица 2

Результаты проектирования систем индуктивной чрескожной передачи энергии с рабочей частотой 440 кГц

C_T , нФ	4,1	5,84	7,65
L_T , мкГн	31,6	22,37	19,1
N	28	24	22
r_{outT} , мм	48,09	46,48	44,77
$r_{inT} = r_{inR}$, мм	3,08	2,88	1,45
C_R , нФ	8,46	9,96	11,23
L_R , мкГн	15,47	13,13	11,65
K	28	24	22
r_{outR} , мм	20	25	30

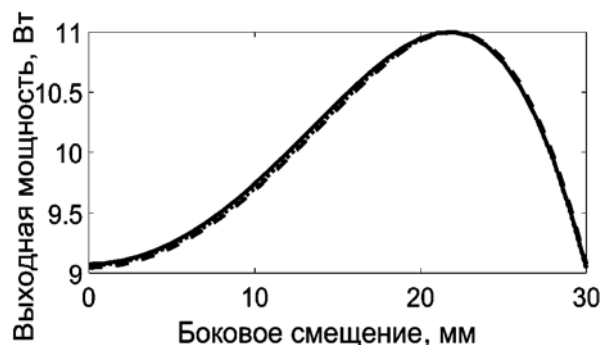


Рис. 2. Зависимость выходной мощности от бокового смещения при рабочей частоте 880 кГц: сплошная линия – $r_{outR} = 20$ мм; штриховая линия – $r_{outR} = 25$ мм; пунктирная линия – $r_{outR} = 30$ мм

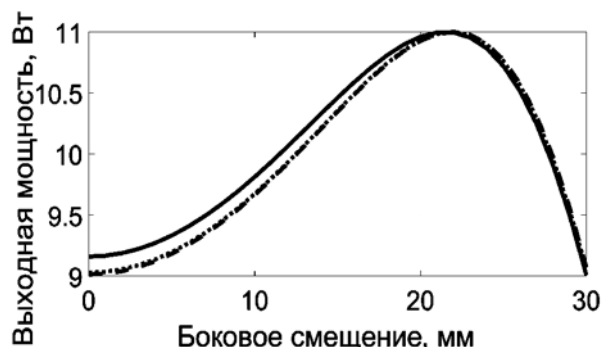


Рис. 3. Зависимость выходной мощности от бокового смещения при рабочей частоте 440 кГц: сплошная линия – $r_{outR} = 20$ мм; штриховая линия – $r_{outR} = 25$ мм; пунктирная линия – $r_{outR} = 30$ мм

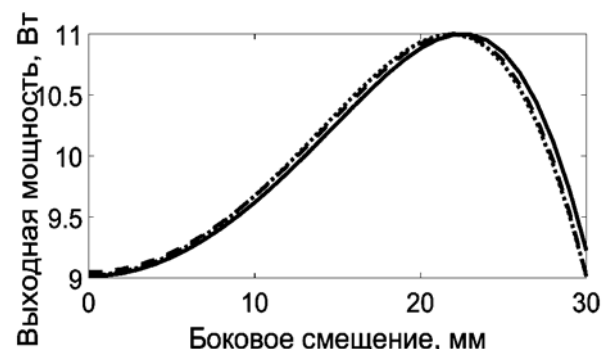


Рис. 4. Зависимость выходной мощности от бокового смещения при рабочей частоте 220 кГц: сплошная линия – $r_{outR} = 20$ мм; штриховая линия – $r_{outR} = 25$ мм; пунктирная линия – $r_{outR} = 30$ мм

Заклучение

В работе исследовано влияние рабочей частоты на геометрию приемной и передающей катушек индуктивности в составе системы чрескожной передачи энергии на основе пары связанных LC-контуров с последовательной компенсацией. Выполнено сравнение геометрических характеристик катушечных пар для систем с рабочей частотой 220, 440 и 880 кГц, обеспечивающих передачу мощности в 10 Вт на расстояние 15 мм с перепадом не более 20 % для боковых смещений, достигающих 30 мм. При этом фиксированное значение величины внешнего радиуса приемной катушки принималось равным 20, 25 и 30 мм.

Установлено, что изменение рабочей частоты в рассмотренных пределах не приводит к существенным изменениям габаритов передатчика – внешний радиус передающей катушки составил 43...48 мм для всех рассмотренных случаев. В то же время увеличение рабочей частоты позволяло проектировать катушки с менее плотной намоткой. Наиболее существенная разница получена для принимающей катушки в системах с частотой 220 и 880 кГц: в первом случае эта величина составляла 0,3...0,7 мм, во втором – 1,2...2,6 мм. Уменьшение плотности намотки принимающей катушки может способствовать уменьшению нагрева окружающих биологических тканей.

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

Список литературы:

1. Danilov A.A., Selishchev S.V., Itkin G.P. Progress in methods for transcutaneous wireless energy supply to implanted ventricular assist devices // Biomedical Engineering. 2010. Vol. 44. № 4. PP. 125-129.
2. Waters B.H., Sample A.P., Bonde P. et al. Powering a Ventricular Assist Device (VAD) with the Free-Range Resonant Electrical Energy Delivery (FREE-D) System // Proceedings of the IEEE. 2012. Vol. 100. № 1. PP. 138-149.
3. Campi T., Cruciani S., Maradei F. et al. Wireless Powering of Next-Generation Left Ventricular Assist Devices (LVADs) Without Percutaneous Cable Driveline // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques (Early Access). 2020. PP. 1-1.
4. Campi T., Cruciani S., Orlando F. et al. Feasibility Study of a Wireless Power Transfer System Applied to a Left Ventricular Assist Device / 2019 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC). 2019. PP. 253-256.
5. Iida M., Sugeno K., Inamori M. et al. Performance of Data Transmission in Wireless Power Transfer with Coil Displacements // IEICE TRANSACTIONS on Fundamentals of Electronics, Communications and Computer Sciences. 2014. Vol. E97-A. № 4. PP. 1016-1020.
6. Wang G., Liu W., Sivaprakasam M. et al. Design and analysis of an adaptive transcutaneous power telemetry for biomedical implants // IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers. 2005. Vol. 52. № 10. PP. 2109-2117.
7. 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. № 1. PP. 56-60.
8. Danilov A.A., Aubakirov R.R., Mindubaev E.A. et al. An Algorithm for the Computer Aided Design of Coil Couple for a Misalignment Tolerant Biomedical Inductive Powering Unit // IEEE Access. 2019. Vol. 7. PP. 70755-70769.
9. Miller J.A., B?elanger G., Mussivand T. Development of an autotuned transcutaneous energy transfer system // ASAIO J. 1993. Vol. 39. № 3. PP. 706-710.
10. Mussivand T. et al. Transcutaneous energy transfer system performance evaluation // Artificial Organs. 1993. Vol. 17. № 11. PP. 940-947.
11. Tsai C.C., Chen B.S., Tsai C.M. Design of wireless transcutaneous energy transmission system for totally artificial hearts / Proceeding of the IEEE Asia-Pacific Conference on Circuits and Systems (APCCAS). 2000. PP. 646-649.
12. Miura H., Arai S., Kakubari Y. et al. Improvement of the transcutaneous energy transmission system utilizing ferrite cored coils for artificial hearts // IEEE Transactions on Magnetics. 2006. Vol. 42. № 10. PP. 3578-3580.
13. Chen Q., Wong S.-C., Tse C.K. et al. Analysis, design, and control of a transcutaneous power regulator for artificial hearts // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2009. Vol. 3. № 1. PP. 23-31.
14. Okamoto E., Yamamoto Y., Akasaka Y. et al. A new transcutaneous energy transmission system with hybrid energy coils for driving an implantable biventricular assist device // Artificial Organs. 2009. Vol. 33. № 8. PP. 622-626.
15. Dissanayake T.D. An effective transcutaneous energy transfer (TET) system for artificial hearts / Ph. D. Dissertation. – New Zealand: Institute of Bioengineering, University of Auckland, 2010.
16. Leung H.Y., Budgett D.M., McCormick D. et al. Wireless power system for implantable heart pumps based on energy injection control / Proceedings of the Progress in Electromagnetics Research Symp. (PIERS). 2012. PP. 445-449.
17. Lucke L., Mondry J., Scott S. A totally implantable controller for use with rotary LVADs / Minnetronix Inc., 2014.
18. Fu Y., Hu L., Ruan X. et al. A transcutaneous energy transmission system for artificial heart adapting to changing impedance // Artificial Organs. 2015. Vol. 39. № 4. PP. 378-387.

*Рафаэль Рафаэлевич Аубакиров,
инженер,
ФГАОУ ВО «НИУ «Московский
институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «НИУ «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,
e-mail: rafael1994@mail.ru*