

Настройка усилителя мощности класса Е для компенсации влияния глубины имплантации принимающей катушки индуктивности в системе чрескожной беспроводной передачи энергии

Аннотация

Предложен метод компенсации влияния глубины имплантации принимающей катушки индуктивности на выходную мощность системы чрескожной беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи. В передающей части системы используется усилитель мощности класса Е. Предложенный метод основан на определении номиналов шунтирующего и последовательного конденсаторов в нагрузочной цепи усилителя мощности класса Е, при использовании которых достигается необходимый уровень выходной мощности. Для набора систем беспроводной передачи энергии, в которых глубина имплантации принимающей катушки составляет от 5 до 20 мм, рассчитаны номиналы конденсаторов, при которых обеспечивается выходная мощность 1,6 Вт. Для выбранных параметров систем в зависимости от глубины имплантации эффективность передачи энергии изменяется в диапазоне 56...93 %.

Введение

Одним из направлений развития современной медицины является разработка и совершенствование персонализированного подхода к лечению пациентов [1], [2]. В приложении к системам чрескожной индуктивной беспроводной передачи энергии (ИБПЭ) данный подход означает учет влияния персональных анатомических особенностей пациента на выходную мощность системы ИБПЭ и эффективность передачи энергии [3]. В зависимости от телосложения пациента и места имплантации принимающей катушки индуктивности расстояние между передающей и принимающей катушками может изменяться от нескольких миллиметров до величин порядка 10 мм [4], [5]. Вместе с глубиной имплантации изменяются выходные характеристики системы ИБПЭ [3].

Возможным способом компенсации влияния персональных особенностей пациента является использование персонализированных катушек индуктивности [6]. Однако реализация данного решения на практике затруднена из-за сложностей, связанных с сертификацией таких устройств. Альтернативным способом компенсации влияния изменения расстояния между катушками является использование систем ИБПЭ, выходная мощность которых регулируется при помощи изменения рабочей частоты системы [7]. К недостаткам таких систем можно отнести широкую полосу пропускания, которая требуется для их работы. Требуемый диапазон рабочих частот может достигать 30 % от номинальной рабочей частоты системы.

В рассматриваемой работе предложен метод компенсации влияния глубины имплантации принимающей катушки индуктивности на выходную мощность системы ИБПЭ на основе усилителя мощности класса (УМ) Е. Метод основан на подстройке номиналов конденсаторов в нагрузочной цепи УМ. Показано, что изменение номиналов конденсаторов позволяет менять выходную мощность системы ИБПЭ, когда остальные параметры системы фиксированы. Проведено моделирование систем ИБПЭ с одинаковой выходной мощностью, работающих при разной глубине имплантации приемника.

Материалы и методы

Принципиальная схема системы ИБПЭ показана на рис. 1. Передающая часть системы является УМ класса Е и состоит из дросселя L_C , шунтирующего C_P и последовательного C_S конденсаторов, транзистора M_1 , который выполняет функцию ключа, а также передающей катушки L_T с эквивалентным сопротивлением R_T . Принимающая часть системы ИБПЭ включает в себя принимающую катушку L_R с эквивалентным сопротивлением R_R , последовательный компенсирующий конденсатор C_R и нагрузку R_{LOAD} , которая описывает входные характеристики имплантируемого медицинского прибора. Выбор параллельной топологии компенсации обусловлен ве-

личной рабочей частоты системы f , номиналом L_R и сопротивлением R_{LOAD} [8]. Коэффициент связи k для заданной глубины имплантации принимающей катушки рассчитывался при помощи метода конечных элементов.

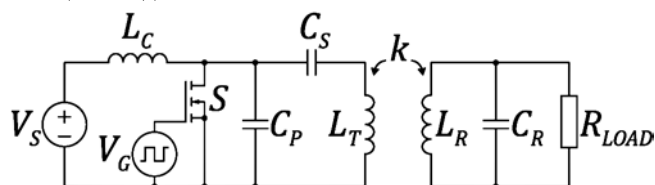


Рис. 1. Принципиальная схема рассматриваемой системы индуктивной беспроводной передачи энергии с усилителем мощности класса Е в передающей части

В рассматриваемой системе ИБПЭ УМ класса Е работает в субноминальном режиме. Это означает, что при корректно подобранных номиналах компонентов нагрузочной цепи УМ (C_S , C_P , L_T , R_T) выполняется условие переключения при нулевом напряжении (ПНН) [9]. При соблюдении этого условия потери мощности на переключение транзистора в заданной точке настройки стремятся к нулю. Точка настройки соответствует величине нагрузки УМ класса Е, при которой выполняется условие ПНН. Нагрузкой УМ в системе ИБПЭ является отраженный импеданс принимающей части системы, который пропорционален взаимной индуктивности катушек [10]. Следовательно, можно говорить про соответствие точки настройки УМ взаимному положению катушек. Соответственно выбор в качестве точки настройки глубины имплантации принимающей катушки позволит минимизировать потери мощности на ключе S . В данной работе для настройки УМ на субноминальный режим работы проводилась подстройка номиналов C_S и C_P .

Для каждого значения глубины имплантации принимающей катушки были определены номиналы C_S и C_P , при которых соблюдается ПНН. Для заданного номинала C_P определялись все возможные номиналы C_S , при которых УМ работает в субноминальном режиме. Подбор C_S осуществлялся при помощи метода, описанного в литературе [11]. После этого номинал C_P менялся и процедура повторялась. Взаимная индуктивность между катушками при заданной глубине имплантации рассчитывалась посредством метода конечных элементов.

Результатом применения процедуры является информация обо всех возможных комбинациях C_S и C_P для заданной точки настройки. Для каждой комбинации были рассчитаны соответствующие ей выходная мощность и эффективность передачи энергии. Таким образом определяются диапазон выходных мощностей, которые могут быть достигнуты при заданной глубине имплантации принимающей катушки, а также значе-

ние выходной мощности, которое может быть обеспечено для систем ИБПЭ с различной глубиной имплантации принимающей катушки.

Результаты

В программе LTSpice было выполнено численное моделирование 16 систем ИБПЭ с глубиной имплантации принимающей катушки от 5 до 20 мм, с шагом 1 мм. Все параметры данных систем, кроме номиналов конденсаторов C_S и C_P , совпадают. Напряжение источника питания U_0 составляло 5 В. Рабочая частота системы f равнялась 880 кГц. Рабочий цикл управляющего сигнала транзистора D составлял 50 %. Индуктивность L_C была равна 100 мкГн. Емкость C_R составляла 10,7 нФ, сопротивление R_{LOAD} было равно 22 Ом.

Передающая и принимающая катушки имели одинаковую форму. Внешний радиус катушек был равен 20 мм. Внутренний радиус катушек был равен 3,5 мм. Количество витков катушки – 12. Шаг между витками – 1,5 мм. Радиус поперечного сечения провода катушки равнялся 0,25 мм. Итоговые индуктивность и эквивалентное сопротивление катушек составили 1,92 мкГн и 0,14 Ом соответственно.

Для каждой из 16 систем были определены возможные комбинации C_S и C_P для глубин имплантации приемника от 5 до 20 мм. Начальное значение конденсатора для старта процедуры было равно 1 нФ. На рис. 2 показана зависимость максимального и минимального значений выходной мощности системы ИБПЭ, которые могут быть достигнуты при помощи настройки УМ для различной глубины имплантации принимающей катушки. Стоит отметить, что существует диапазон выходных мощностей, которые могут быть обеспечены для каждой из 16 систем. На рис. 2 данный диапазон выделен заштрихованной областью серого цвета. Нижней границей этого диапазона является максимальное значение линии, соответствующей минимальной выходной мощности. Аналогично, верхней границей этого диапазона является минимальное значение зависимости, соответствующей максимальной выходной мощности. Для выбранных параметров систем ИБПЭ данный диапазон составляет 0,99...2,31 Вт.

Таким образом, возможно проектирование набора систем ИБПЭ, в которых выходная мощность будет совпадать с любым заранее заданным значением мощности из обозначенного диапазона. При этом единственным отличием этих систем будет различие в номиналах конденсаторов C_S и C_P . В табл. 1

приведены параметры номиналов конденсаторов систем ИБПЭ, в которых глубина имплантации составляет 5...20 мм, а целевая выходная мощность – 1,6 Вт. Отклонение выходной мощности систем от 1 Вт объясняется ограниченной точностью подбора номиналов конденсаторов: C_P и C_S подбирались с точностью 0,1 нФ. Повышение точности подбора номиналов конденсаторов позволило бы приблизить выходную мощность к целевой.

Таблица 1

Параметры систем ИБПЭ с различной глубиной имплантации принимающей катушки при целевой выходной мощности, равной 1,6 Вт

Глубина имплантации принимающей катушки, мм	Коэффициент связи	Емкость шунтирующего конденсатора C_P , нФ	Емкость последовательного конденсатора C_S , нФ	Выходная мощность, Вт
20	0,121	45,0	20,7	1,68
19	0,132	41,0	21,2	1,63
18	0,143	38,0	21,6	1,65
17	0,156	35,0	22,1	1,67
16	0,170	33,0	22,5	1,76
15	0,185	30,0	23,3	1,70
14	0,202	27,0	24,4	1,61
13	0,222	25,0	25,2	1,68
12	0,243	23,0	26,2	1,72
11	0,268	21,0	27,6	1,74
10	0,295	19,0	29,4	1,74
9	0,326	17,0	32,1	1,70
8	0,361	15,5	34,7	1,75
7	0,401	13,5	41,6	1,62
6	0,446	12,4	45,3	1,76
5	0,498	10,7	65,0	1,59

Стоит отметить, что эффективность систем ИБПЭ с различной глубиной имплантации принимающей катушки индуктивности отличается. Зависимость эффективности передачи

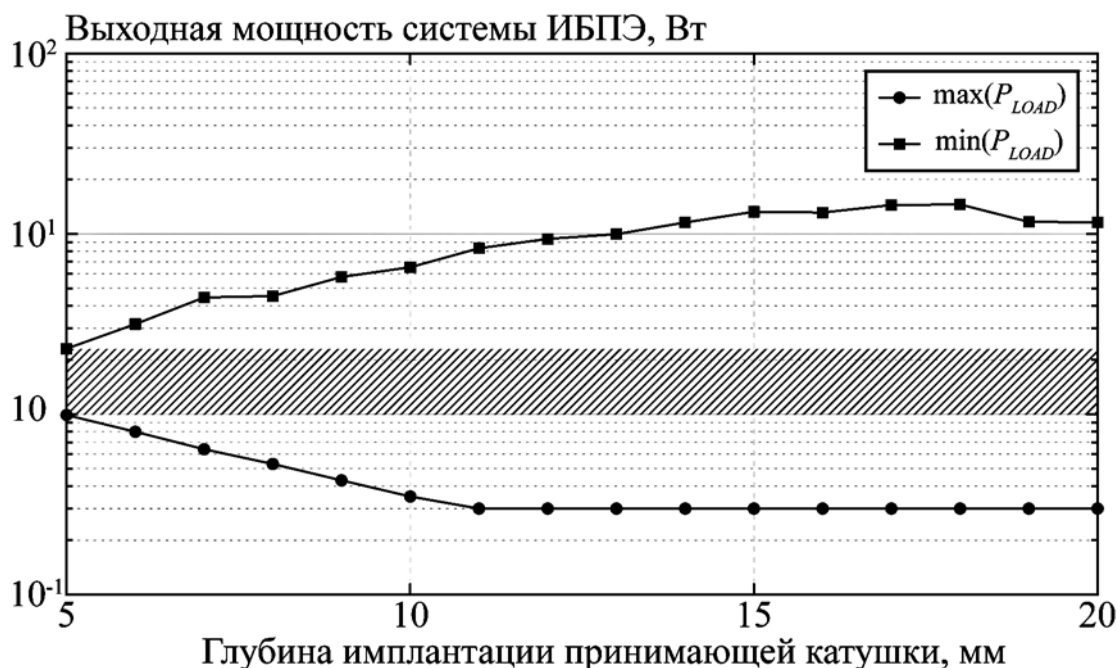


Рис. 2. Диапазон выходной мощности для систем ИБПЭ, в которых принимающая катушка имплантируется на различную глубину. Диапазон выходных мощностей, которые могут быть обеспечены для каждой из 16 систем, выделен заштрихованной областью серого цвета

энергии от глубины имплантации принимающей катушки показана на рис. 3. Для выбранных параметров систем при увеличении глубины имплантации с 5 до 20 мм эффективность монотонно убывает с 93 до 56 %.

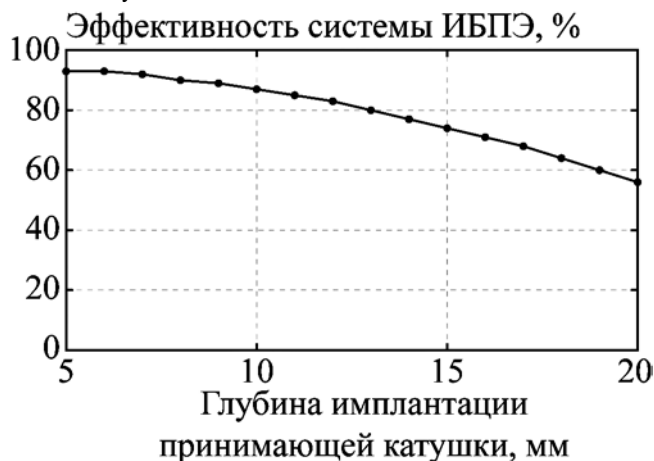


Рис. 3. Зависимость эффективности системы ИБПЭ от глубины имплантации принимающей катушки индуктивности

Заключение

В работе предложен метод проектирования персонализированных систем чрескожной ИБПЭ с возможностью учета телосложения пациента. Использование данного метода позволяет разрабатывать системы ИБПЭ, обеспечивающие одинаковую мощность на выходе, при разной глубине имплантации принимающей катушки. Было проведено моделирование 16 систем ИБПЭ с глубиной имплантации катушки от 5 до 20 мм. Показано, что для выбранных параметров систем ИБПЭ возможно создание систем с любой заранее заданной мощностью из диапазона 0,99...2,31 Вт. Показано, что при определении шунтирующего и последовательного конденсаторов в нагрузочной цепи УМ класса Е с точностью 0,1 нФ возможно поддержание выходной мощности в диапазоне 1,59...1,76 Вт при целевой выходной мощности 1,6 Вт. Показано, что при изменении глубины имплантации с 5 до 20 мм эффективность систем ИБПЭ монотонно убывает с 93 % до 56 %.

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

Список литературы:

1. Guk K. et al. Evolution of Wearable Devices with Real-Time Disease Monitoring for Personalized Healthcare // *Nanomaterials*. 2019. Vol. 9. № 6. P. 813.
2. Goetz L.H., Schork N.J. Personalized medicine: Motivation, challenges, and progress // *Fertility and Sterility*. 2018. Vol. 109. № 6. PP. 952-963.
3. Danilov A.A., Mindubaev E.A., Selishchev S.V. The Effect of Transmitter Coil Size on the Optimal Implantation Depth of Receiver Coil in Transcutaneous Inductive Energy Transfer Systems // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 51. № 5. PP. 354-357.
4. 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.
5. 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.

6. 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.
7. Heeb J.D., Thomas E.M., Penno R.P., Grbic A. Comprehensive analysis and measurement of frequency-tuned and impedance-tuned wireless non-radiative power-transfer systems // *IEEE Antennas and Propagation Magazine*. 2014. Vol. 56. № 4. PP. 44-60.
8. Vandevoorde G., Puers R. Wireless energy transfer for stand-alone systems a comparison between low and high power applicability // *Sensors and Actuators A*. 2001. Vol. 92. PP. 305-311.
9. Liu H., Shao Q., Fang X. Modeling and optimization of class-E amplifier at subnominal condition in a wireless power transfer system for biomedical implants // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. 2017. Vol. 11. № 1. PP. 35-43.
10. Cheon S., Kim Y.-H., Kang S.-Y., Lee M.L., Lee J.-M., Zyung T. Circuit-model-based analysis of a wireless energy-transfer system via coupled magnetic resonances // *IEEE Transactions on Industrial Electronics*. 2011. Vol. 58. № 7. PP. 2906-2914.
11. Sokal N.O. Class-E RF Power Amplifiers // *QEX*. 2001. № 204. PP. 9-20.

Эдуард Адитович Миндубаев,
канд. техн. наук, мл. 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
Елена Викторовна Селюткина,
инженер,
АО «Зеленоградский
инновационно-технологический центр»,
г. Москва, г. Зеленоград,
Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт
электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
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: edmindubaev@gmail.com