

19. *Абезин В.Г., Карпунин В.В.* Система капельного орошения с модулем электроактивации оросительной системы // *Достижения науки и техники АПК.* 2007. № 6. С. 23-25.
20. *Aider M., Kastyuchik A., Gnatko E., Benali M., Plutakhin G.* Electro-activated aqueous solutions: Theory and application in the food industry and biotechnology // *Innovative Food Science & Emerging Technologies.* 2012. Vol. 15. PP. 38-49.
21. *Леонтьев В.К., Кузнецов Д.В., Фролов Г.А., Погорельский И.П., Латуца Н.В.* Антибактериальные эффекты наночастиц металлов // *Российский стоматологический журнал.* 2017. Т. 21. № 6. С. 304-307.
22. *Gunawan C., Teoh W.Y., Marquis C.P., Amal R.* Cytotoxic origin of copper (II) oxide nanoparticles: Comparative studies with micron-sized particles, leachate, and metal salts // *ACS Nano.* 2011. № 5. PP. 7214-7225.
23. *Tatayo L.A., Zapata P.A., Rabagliati F.M. et al.* Antibacterial and non-cytotoxic effect of nanocomposites based in polyethylene and copper nanoparticles // *Journal of Materials Science: Materials in Medicine.* 2015. Vol. 26. № 3. P. 129.
24. *Сергеев К.Ф., Лукина Н.А., Андреев С.Н., Апашева Л.М. и др.* Способ плазменной активации воды или водных растворов и устройство для его осуществления / Патент RU 2702594С1. Оpubл. 08.10.2019. Бюл. № 28.
25. *Baburin N., Belov S., Danyleiko Y., Egorov A., Lebedeva T. et al.* Heterogeneous recombination in water vapor plasma // *Reports of Academy of Sciences.* 2009. Vol. 426. № 4. PP. 468-470.
26. *Belov S., Danileiko Yu., Nefedov S., Osiko V. et al.* Specific Features of Generation of Low-Temperature Plasma in High-Frequency Plasma Electrosurgical Apparatuses // *Biomedical Engineering.* 2011. Vol. 45. № 2. PP. 59-63.
27. *Белов С.В., Апашева Л.М., Данилейко Ю.К., Егоров А.Б., Лобанов А.В., Луканин В.И., Овчаренко Е.Н., Савранский В.В., Шилин Л.Г.* Стимуляция роста растений водным раствором, активированным плазмой тлеющего разряда // *Биофизика.* 2020. Т. 65. № 2. С. 1-5.
28. *Belov S., Danyleiko Yu., Egorov A., Osmanov E., Salyuk V.* Plasma Glow Discharge as a Tool for the Dissection and Coagulation of Biological Tissues // *Biomedical Engineering.* 2019. Vol. 52. № 5. PP. 305-310.
29. *Баранова Т.В., Калаев В.Н., Воронин А.А.* Экологически безопасные стимуляторы роста для предпосевной обработки семян // *Вестник Балтийского университета им. И. Канта.* 2014. Т. 7. С. 96-102.

Сергей Владимирович Белов,
 д-р техн. наук, ведущ. научный сотрудник,
Сергей Владимирович Гудков,
 д-р биолог. наук, ведущ. научный сотрудник,
Юрий Константинович Данилейко,
 д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. лабораторией,
Алексей Борисович Егоров,
 научный сотрудник,
Владимир Ильич Луканин,
 канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Владимир Алексеевич Сидоров,
 ведущий инженер,
Владимир Борисович Цветков,
 д-р физ.-мат. наук, профессор,
 руководитель НЦЛМТ,
 ФГБУН «Институт общей физики
 им. А.М. Прохорова РАН»,
 г. Москва,
 e-mail: ser79841825@yandex.ru

Е.В. Селютина, К.О. Гуров, Э.А. Миндубаев

Влияние рабочей частоты на выходные характеристики системы чрескожной беспроводной передачи энергии на основе усилителя мощности класса E с емкостной подстройкой

Аннотация

Исследуется система чрескожной беспроводной передачи энергии на основе усилителя мощности класса E, в которой для компенсации влияния смещений передающей и принимающей катушек на выходную мощность системы выполняется динамическая подстройка конденсаторов в усилителе. Система обеспечивает постоянное значение выходной мощности в диапазоне смещений катушек. Точное значение выходной мощности выбирается из диапазона возможных значений стабильной мощности. Границы данного диапазона имеют сложный характер зависимости от параметров системы. Целью рассматриваемой работы являлось исследование влияния рабочей частоты системы на ширину диапазона возможных значений стабильной мощности и общую эффективность системы чрескожной беспроводной передачи энергии. Показано, что увеличение рабочей частоты позволяет повысить эффективность системы беспроводной передачи энергии и расширить границы диапазона возможных значений стабильной мощности.

Введение

Системы чрескожной беспроводной передачи энергии (БПЭ) при помощи индуктивной связи для питания имплантируемых медицинских приборов (ИМП) устраняют необходимость в чрескожных проводах, которые увеличивают риск попадания инфекции в организм пациента [1]-[3]. В передающей части таких систем находит применение усилитель мощности (УМ) класса E, широко используемый благодаря высокой эффективности, которая может достигать 100 % [4], [5]. В то же время эффективность усилителя значительно уменьшается при смещениях передающей и принимающей катушек системы, причиной которых являются движения пациента и изменения состояния тканей в области имплантации [6].

Существует несколько способов компенсации влияния смещений на систему БПЭ: регулировка входного напряжения, подстройка рабочей частоты, подстройка импеданса [3]. Достоинства методов компенсации влияния смещений на основе подстройки импеданса (работа на фиксированной рабочей частоте, высокая эффективность передачи энергии) делают ее предпочтительным методом при реализации систем БПЭ к ИМП [3], [7]. Ранее коллективом авторов был разработан метод компенсации влияния глубины имплантации принимающей катушки [8]. Данный метод позволяет проектировать системы БПЭ, в которых значение выходной мощности системы постоянно во всем диапазоне смещений передающей и принимающей катушек. Точное значение выходной мощности при этом выбирается из диапазона возможных значений мощнос-

ти. Границы данного диапазона имеют сложный характер зависимости от параметров системы.

Целью рассматриваемой работы являлось исследование влияния рабочей частоты системы на ширину диапазона возможных значений выходной мощности системы БПЭ, ширину диапазона смещений катушек, в котором можно обеспечить стабильную выходную мощность, а также общую эффективность системы БПЭ. Для выбранных рабочих частот и значений осевого смещения катушек были рассчитаны верхняя и нижняя границы диапазона возможных значений выходной мощности и эффективность системы БПЭ. Был определен характер влияния рабочей частоты на диапазон возможных значений выходной мощности и эффективность передачи энергии.

Материалы и методы

Принципиальная схема исследуемой системы БПЭ показана на рис. 1. В качестве ключа S УМ класса Е в передающей части системы используется МОП-транзистор. На этот ключ поступает прямоугольный сигнал от генератора V_G , при помощи которого также задается рабочая частота системы f . Дополнительно УМ класса Е включает в себя источник постоянного напряжения V_S , дроссель L_C , передающую катушку L_T с эквивалентным сопротивлением R_T , шунтирующий и последовательный конденсаторы C_P и C_S . Принимающая часть системы состоит из принимающей катушки L_R с эквивалентным сопротивлением R_R , нагрузочного резистора (или нагрузки) R_{LOAD} и компенсирующего конденсатора C_R . Конденсатор C_R подключается параллельно и подбирается в зависимости от рабочей частоты системы, индуктивности принимающей катушки, сопротивления нагрузки:

$$C_R = \frac{1}{2 \cdot (2\pi f)^2 \cdot L_R} + \frac{1}{2\pi f} \sqrt{\frac{1}{4 \cdot (2\pi f)^2 \cdot L_R^2} - \frac{1}{R_{LOAD}^2}}$$

При изменении относительного положения передающей и принимающей катушек в системе БПЭ для компенсации влияния смещений на выходную мощность происходит динамическая подстройка номиналов шунтирующего и последовательного конденсаторов в УМ класса Е [8]. Возможность такой подстройки обусловлена тем, что определенному взаимному положению передающей и принимающей катушек соответствует набор возможных пар шунтирующего и последовательного конденсаторов, при использовании которых обеспечиваются минимальные потери мощности в системе, т. е. выполняется условие переключения транзистора в УМ при нулевом напряжении [5]. Для заданных параметров системы диапазон возможных значений выходной мощности системы БПЭ, эффективность передачи энергии рассчитываются при помощи разработанного авторами метода компенсации влияния глубины имплантации принимающей катушки [8].

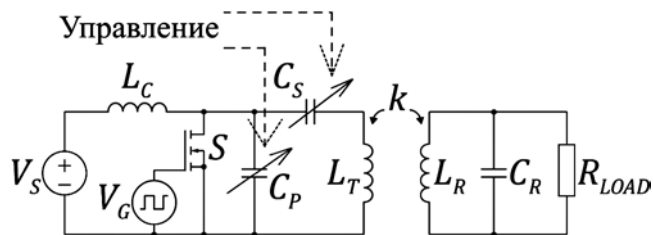


Рис. 1. Принципиальная схема системы БПЭ с УМ класса Е в передающей части

Стоит отметить, что при проведении подстройки необходимо учитывать несколько условий для корректной работы УМ [5]. Добротность системы должна быть достаточно высокой, чтобы была возможна подстройка конденсаторов, а сигнал тока, протекающего через передающую катушку, имел синусоидальную форму. Добротность передающей части системы БПЭ рассчитывается при помощи следующей формулы:

$$Q = \frac{2\pi f \cdot L_T}{R_T + Z_{REF}}$$

где Z_{REF} – отраженный импеданс, который описывает влияние принимающей части системы на передающую. Как правило, минимальное значение добротности должно быть не менее 2. Чем больше добротность в системе БПЭ с параллельной компенсацией, тем больше пар конденсаторов возможно подобрать и, следовательно, возможно рассчитать больший диапазон выходных мощностей.

Результаты

Моделирование системы БПЭ с УМ класса Е проводилось в симуляторе электрических цепей «LTSpice». Были рассмотрены системы с рабочей частотой 0,1, 1 и 10 МГц. Для каждого случая использовались напряжения питания 5 В, индуктивность дросселя 100 мкГн и сопротивление нагрузки 25 Ом. Рабочий цикл ключа составил 50 %. Геометрические характеристики передающей и принимающей катушек совпадают. Внешний радиус катушек составляет 20 мм, число витков катушек – 12, шаг между витками – 1 мм, радиус поперечного сечения провода катушки – 0,25 мм. Осевое смещение передающей и принимающей катушек системы изменялось в диапазоне 5...20 мм.

Для каждого значения рабочей частоты системы БПЭ при помощи метода конечных элементов были рассчитаны собственные индуктивности и эквивалентные сопротивления катушек индуктивности, а также значения коэффициента связи между катушками для выбранного диапазона осевых смещений. При частоте 0,1 МГц индуктивность катушек составила 1,94 мкГн, а их эквивалентное сопротивление – 0,06 Ом. При частоте 1 МГц индуктивность и эквивалентное сопротивление были равны 1,92 мкГн и 0,14 Ом соответственно. При рабочей частоте 10 МГц собственная индуктивность катушек составила 1,90 мкГн, а эквивалентное сопротивление – 0,49 Ом.

Компенсирующая емкость в приемнике системы БПЭ с рабочей частотой 1 МГц составила 8,3 нФ. На заданной частоте емкостная подстройка в УМ возможна при диапазоне осевых смещений катушек 5...20 мм. При работе системы на частоте 0,1 МГц компенсирующая емкость в приемнике составила 1,3 мкФ. В этом случае емкостная подстройка возможна при осевых смещениях 14...20 мм. Это связано с тем, что на частоте 0,1 МГц при малых смещениях катушек добротность системы значительно уменьшается. При рабочей частоте 10 МГц невозможно обеспечить требуемое значение компенсирующей емкости в принимающей части системы.

На рис. 2 представлены зависимости верхней и нижней границ диапазона значений выходной мощности системы БПЭ от величины осевого смещения катушек, а также обозначен диапазон возможных значений стабильной выходной мощности. При рабочей частоте 1 МГц нижняя и верхняя границы диапазона возможных значений выходной мощности составили 0,05...0,85 и 2,19...15,66 Вт соответственно. Разница между максимальной и минимальной мощностью, или общий диапазон выходных мощностей, увеличивается при увеличении осевого смещения катушек. Диапазон возможных значений стабильной выходной мощности равен 0,85...2,19 Вт при диапазоне осевых смещений 5...20 мм.

Аналогично, при рабочей частоте 0,1 МГц нижняя и верхняя границы диапазона значений выходной мощности равны 1,89...4,59 и 7,32...14,68 Вт соответственно. При частоте 0,1 МГц возможно поддерживать стабильную выходную мощность в диапазоне 4,59...7,32 Вт. При этом компенсация влияния смещений возможна только в диапазоне осевых смещений 14...20 мм. Если рассматривать осевые смещения 14...20 мм, то при использовании рабочей частоты 1 МГц диапазон стабильных выходных мощностей 0,15...10,23 Вт больше, чем 4,59...7,32 Вт при частоте 0,1 МГц.

На рис. 3 показана зависимость общей эффективности системы БПЭ от величины осевого смещения передающей и принимающей катушек. При рабочей частоте 1 МГц эффективность изменялась в диапазоне 57...94 %. При частоте 0,1 МГц она составила 37...44 %. Таким образом, при работе системы БПЭ на частоте 1 МГц общая эффективность системы выше, чем при работе на частоте 0,1 МГц.

Заключение

Исследовано влияние рабочей частоты системы чрескожной БПЭ с УМ класса E к ИМП на диапазон возможных значений стабильной выходной мощности и эффективность передачи энергии. Показано, что увеличение рабочей частоты с 0,1 до 1 МГц позволяет повысить диапазон возможных значений стабильной выходной мощности системы БПЭ и эффективность передачи энергии. При этом система БПЭ, работающая на частоте 1 МГц, обеспечивает стабильную выходную мощность в более широком диапазоне осевых смещений передающей и принимающей катушек. В то же время стоит отметить, что реализация системы БПЭ, работающей на частоте 10 МГц, для выбранных параметров системы невозможна. Это можно объяснить тем, что для параллельной компенсации реактивной мощности в принимающей части системы БПЭ невозможно получить реальное значение компенсирующей емкости.

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

Список литературы:

1. Zhang Z., Pang H., Georgiadis A., Cecati C. Wireless power transfer – An overview // IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2019. Vol. 66. № 2. PP. 1044-1058.
2. Amar A. Ben, Kouki A.B., Cao H. Power approaches for implantable medical devices // Sensors. 2015. Vol. 15. № 11. PP. 28889-28914.
3. Bocan K.N., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: A state of the art review // Sensors. 2016. Vol. 16. № 3. PP. E393-1-E393-23.
4. Sokal N.O. Class-E RF power amplifiers // QEX. 2001. Vol. 202. № 1. PP. 9-20.
5. 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.

6. Surkov O.A., Danilov A.A., Mindubaev E.A. An algorithm for designing AC generators for inductive powering systems of batteryless implants // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 52. № 5. PP. 331-334.
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. Mindubaev E.A., Selyutina E.V., Danilov A.A. Tuning of class E power amplifier for compensating the effect of the receiver coil implantation depth on the operation of a wireless transcutaneous energy transfer system // Biomedical Engineering. 2020. Vol. 54. № 4. PP. 258-261.

*Елена Викторовна Селютина,
инженер,*

*Константин Олегович Гуров,
инженер,*

Эдуард Адипович Миндубаев,

канд. техн. наук, доцент,

Институт биомедицинских систем,

ФГАОУ ВО «Национальный

исследовательский университет «Московский институт электронной техники»,

г. Москва, г. Зеленоград,

e-mail: constantineurov@yandex.ru

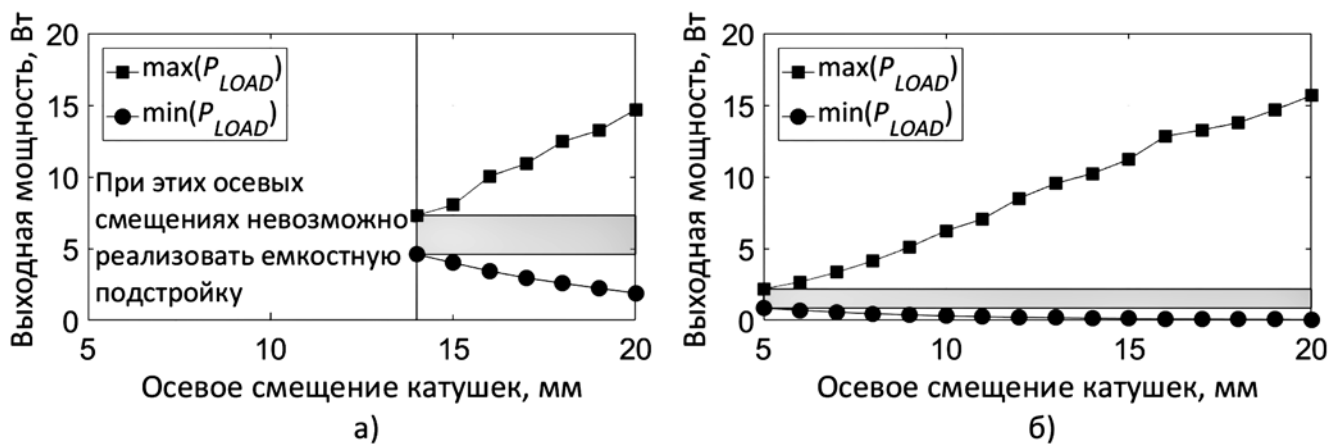


Рис. 2. Зависимости максимальной и минимальной выходных мощностей от величины осевого смещения катушек системы БПЭ при рабочих частотах 0,1 МГц (а) и 1 МГц (б). Диапазон возможных значений стабильной выходной мощности выделен серой областью

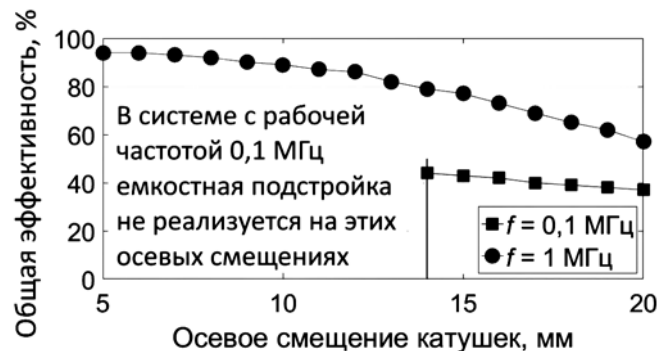


Рис. 3. Эффективность системы БПЭ при рабочей частоте 0,1 МГц (квадратные маркеры) и 1 МГц (круглые маркеры)