

Устройство беспроводной передачи энергии с высокой устойчивостью к смещениям катушек индуктивности для питания имплантированных медицинских приборов

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

Национальный исследовательский университет «МИЭТ», г. Москва, г. Зеленоград,
constantinegurov@yandex.ru

Аннотация — Одной из основных задач при проектировании устройств чрескожной беспроводной передачи энергии (БПЭ) является минимизация падений выходной мощности при смещениях передающей и принимающей катушек индуктивности относительно друг друга. Предлагаемое устройство БПЭ основано на усилителе мощности класса E и включает в себя симметричную пару катушек индуктивностей с внешним радиусом 25 мм и 18 витками. Устройство может передавать постоянную выходную мощность 0,7 Вт для заданного диапазона коэффициента связи 0,6 ... 0,2. При этом отклонение выходной мощности от 0,7 Вт составило не более 3,5%, а эффективность более 95% в моделировании. Предварительные экспериментальные исследования были проведены на макете устройства, показывающем его работоспособность.

Ключевые слова — беспроводная передача энергии; индуктивная связь; усилитель мощности класса E; смещение катушек индуктивности; имплантируемые медицинские приборы.

I. ВВЕДЕНИЕ

Разработка и совершенствование методов энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов (ИМП) является одним из важнейших направлений медицинской техники [1]. В настоящее время существуют надежные и проверенные способы энергообеспечения ИМП, такие как имплантируемые батареи и внешние перезаряжаемые батареи с чрескожным проводом [2], [3]. Однако эти методы имеют недостатки, которые могут усложнить их применение. Например, использование имплантируемых батарей приводит к необходимости реимплантации с целью их замены при низком остаточном заряде [4]. Использование внешних аккумуляторных батарей с проводом, проходящим через кожу, связано с риском инфицирования [5]. Система беспроводной передачи энергии (БПЭ) может помочь устранить эти недостатки. Одним из наиболее перспективных методов БПЭ является система на

основе индуктивной связи, которая активно используется в медицине [6]-[12].

Одной из основных проблем при проектировании устройств БПЭ для энергообеспечения ИМП является минимизация падения выходной мощности и повышения эффективности при передаче энергии [13]. Наиболее сильное влияние на падение выходной мощности оказывают относительные смещения передающей и принимающей катушек индуктивности [10], [13]. В свою очередь, остро стоит проблема уменьшения массы и габаритов имплантируемого устройства. Использование усилителя мощности (УМ) класса E в передающей части системы БПЭ может помочь решить эти проблемы благодаря высокой эффективности, которая в идеале может достигать 100% [14], и простоте конструкции электрической схемы [15], [16], что необходимо для повышения надежности устройства.

В свою очередь, необходимо достижение режима работы УМ класса E. Это может помочь продлить срок службы системы БПЭ за счет уменьшения потерь мощности в ключевом транзисторе и снижения вероятности его выхода из строя [14], [17]. При этом каждый режим работы имеет свои выходные характеристики (выходную мощность и эффективность) в УМ класса E. Таким образом, преднамеренное изменение режима работы УМ класса E может способствовать достижению требуемой постоянной выходной мощности в системе БПЭ.

Целью данной работы была разработка устройства БПЭ для безопасного энергообеспечения ИМП малой или средней мощности, с постоянной мощностью на нагрузке (отклонение выходной мощности не более 3,5%, эффективность более 95%) и с высокой устойчивостью к смещениям катушек индуктивности (диапазон коэффициента связи 0,6 ... 0,2).

II. ОПИСАНИЕ ПРИНЦИПА РАБОТЫ ПРЕДЛАГАЕМОГО УСТРОЙСТВА ДЛЯ ЭНЕРГООБЕСПЕЧЕНИЯ ИМП

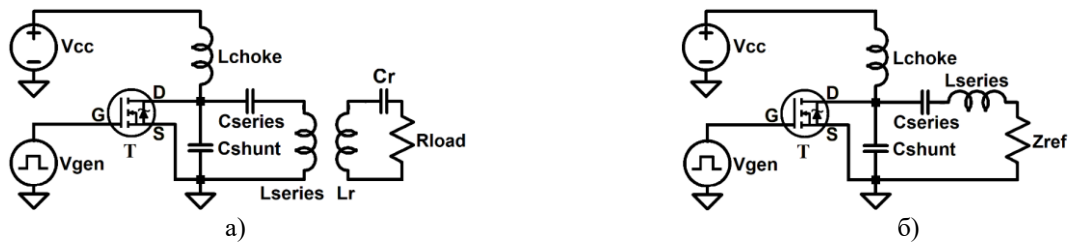


Рис. 1. Пример принципиальной электрической схемы системы БПЭ с усилителем мощности класса Е (а), и принципиальной электрической схемы усилителя мощности класса Е с условной нагрузкой Z_{ref} (б)

В настоящее время известны устройства, в которых компенсация смещений катушек индуктивности и постоянная выходная мощность в системе БПЭ достигается за счет использования механической регулировки положения катушек, изменения рабочей частоты устройства или матрицы из нескольких передающих катушек. Однако эти методы не всегда устраняют одновременное влияние нескольких типов смещений. В то же время существенным недостатком таких методов может быть использование подвижных частей, что приводит к снижению надежности устройства, а также необходимость использования рабочих частот широкого диапазона, что не всегда допускается нормативными стандартами. Дополнительными недостатками могут быть возникновение нежелательных последствий для самочувствия и удобства пациента из-за массы и габаритов аппарата, ограничения на использование магнитно-резонансной томографии.

В предлагаемом устройстве достижение постоянной выходной мощности P_{out} на ИМП с высокой устойчивостью к относительным смещениям катушек достигается за счет применения исполнительного блока с УМ класса Е и вычислительного блока с микроконтроллером. Данные блоки располагаются в передающей (внешней) части системы БПЭ.

На рис. 1а показан пример электрической схемы системы БПЭ с УМ класса Е, где T — ключевой транзистор, V_{cc} — источник питания, V_{gen} — генератор прямоугольных импульсов с циклической частотой ω , L_{choke} — дроссель, C_{series} — последовательный конденсатор, C_{shunt} — параллельный конденсатор, R_{load} — нагрузка системы БПЭ и одновременно импеданс ИМП, L_r — принимающая катушка индуктивности, а C_r — конденсатор в приемной части системы БПЭ. Следует отметить, что L_{series} является частью УМ класса Е, но может использоваться в качестве передающей катушки индуктивности в системе БПЭ. Таким образом, принципиальная электрическая схема на рис. 1а может быть преобразована в принципиальную электрическую схему (рис. 1б), которая является исполнительным блоком. В этом случае Z_{ref} представляет собой отраженный импеданс приемной (имплантируемой) части системы БПЭ и в то же время является нагрузкой УМ класса Е. Принципиальная схема УМ класса Е (рис. 1б) широко используется в реальных устройствах благодаря

простой конструкции и отсутствию дополнительных реактивных компонентов. Это позволяет минимизировать габариты и повысить надежность устройства [15], [18].

Отличительной особенностью предлагаемого устройства является наличие двух конденсаторов (C_{shunt} и C_{series}) с переменной емкостью в исполнительном блоке. Управление значениями емкостей C_{shunt} и C_{series} возможно с помощью микроконтроллера в вычислительном блоке. Изменение емкостей C_{shunt} и C_{series} позволяет добиться требуемого режима работы УМ класса Е. Таким образом, компенсируется изменение отраженного импеданса при изменении взаимного положения L_r и L_{series} относительно друг друга. Изменение режима работы УМ класса Е позволяет контролировать и поддерживать в системе БПЭ постоянным значение P_{out} на R_{load} без изменения рабочей частоты. При этом, колебательный контур в приемной части системы БПЭ всегда настроен на резонансную частоту.

Кроме того, предлагаемое устройство может автоматически компенсировать эффект быстрых регулярных смещений, вызванных дыханием или ходьбой пациента. Таким образом, предлагаемое устройство обеспечивает возможность компенсации всех вариантов (медленных нерегулярных, быстрых нерегулярных, быстрых регулярных) для всех типов (аксиальных, боковых, угловых, вращательных) смещений. Следует отметить, что теоретически высокая эффективность делает предлагаемое устройство особенно привлекательным для носимых устройств, поскольку может быть достигнуто более длительное время автономной работы [16].

III. ТЕОРЕТИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ

В УМ класса Е существуют номинальный режим работы и множество субноминальных режимов работы при неизменных параметрах схемы кроме значений C_{shunt} и C_{series} . Отличие режимов работы УМ класса Е можно определить по величине фазового сдвига φ между управляющим сигналом на затворе, определяющем частоту переключения T , и выходным током через нагрузку Z_{ref} . Так, например, для номинального режима $\varphi = \varphi_{nominal} = 147,52$ градусов [10]. Предложен математический аппарат на основе (1) и (2) для определения значений C_{shunt} и C_{series} при различных режимах работы УМ класса Е.

$$C_{shunt}(j) = \frac{-4 \times \sin \varphi(j) \times \cos \varphi(j)}{\pi^2 \times \omega \times R_{load}}, \quad (1)$$

подтвердило возможность точного достижения режима работы УМ класса Е на основе C_{shunt} и C_{series} из (1) и (2).

Зависимости трех видов смещений от коэффициента связи k были получены в программе Matlab (рис. 2). Теоретический коэффициент связи

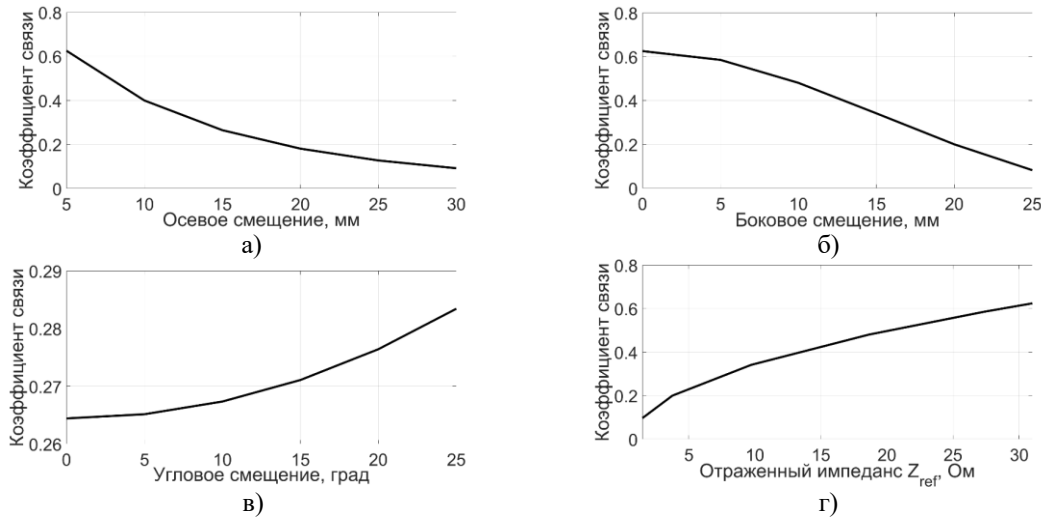


Рис. 2. Осевое смещение d в зависимости от коэффициента связи k (ρ равно 0 мм, α равно 0 градусов) (а); боковое смещение ρ в зависимости от k (d равно 5 мм; α равно 0 градусов) (б); угловое смещение α в зависимости от k (d равно 15 мм; ρ равно 0 мм) (в); зависимость коэффициента связи k от отраженного импеданса Z_{ref} (г)

$$C_{series}(j) = \frac{2 \times \pi^2 \times C_{shunt}(j)}{2 \times \pi^2 \times C_{shunt}(j) \times \omega^2 \times L_{series} - \pi^2 + 8 \times \cos^2 \varphi(j)}, \quad (2)$$

С помощью (1) и (2) и программы LTSpice были исследованы схемы цепей со следующими параметрами: V_{gen} 5 В, частота V_{gen} 1 МГц, напряжение V_{cc} 7 В, собственная индуктивность L_{choke} 1000 мкГн. Симметричные плоские концентрические катушки L_r и L_{series} имели следующие параметры: наружный диаметр 50 мм, внутренний диаметр 16 мм, расстояние между витками 1 мм, количество витков 18, диаметр сечения провода 0,5 мм. Расчетная собственная индуктивность L_r и L_{series} по формуле Неймана составила 10 мкГн, а средняя по Comsol — 10,12 мкГн. Среднее собственное сопротивление L_r и L_{series} , рассчитанное в Comsol, составило 0,65 Ом. В устройстве применен полевой транзистор irf8707pbf. Моделирование в LTSpice

может принимать значения от 0 до 1. На рис. 2 показано, что изменение расстояния между катушками приводит к изменению Z_{ref} и, следовательно, увеличению потерь мощности P_{loss} на транзисторе T и снижению P_{out} и эффективности η . Таким образом, в каждой точке смещений катушек индуктивности должен быть достигнут собственный режим работы УМ класса Е для компенсации относительного положения катушек.

В свою очередь, Z_{ref} рассчитывается согласно (3), при условии, что Z_{ref} служит нагрузкой УМ класса Е в системе БПЭ. Поскольку в предлагаемом устройстве использовалась пара катушек L_r и L_{series} с малым собственным сопротивлением 0,65 Ом, то выходная мощность УМ класса Е при Z_{ref} будет практически равна выходной мощности системы БПЭ при R_{load} .

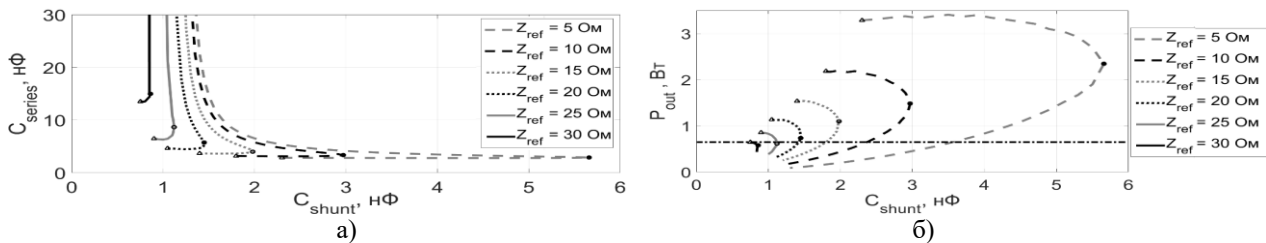


Рис. 3. а) Характеристические кривые $C_{series} - C_{shunt}$ в УМ класса Е для различных режимов работы при изменении отраженного импеданса Z_{ref} ; нижняя часть характеристической кривой соответствует субноминальному режиму работы при $\varphi > \varphi_{nominal}$; верхняя часть характеристической кривой соответствует субноминальному режиму работы при $\varphi < \varphi_{nominal}$;

б) Кривые выходной мощности P_{out} системы БПЭ в зависимости от C_{shunt} для различных режимов работы УМ класса Е при изменении Z_{ref} ; нижняя часть кривой соответствует субноминальному режиму работы при $\varphi < \varphi_{nominal}$; верхняя часть кривой соответствует субноминальному режиму работы при $\varphi > \varphi_{nominal}$;

Пересечение двух кривых для субноминальных режимов работы соответствует номинальному режиму работы $\varphi = \varphi_{nominal}$ (•); Δ – граничные значения кривых для субноминального режима работы при $\varphi > \varphi_{nominal}$.

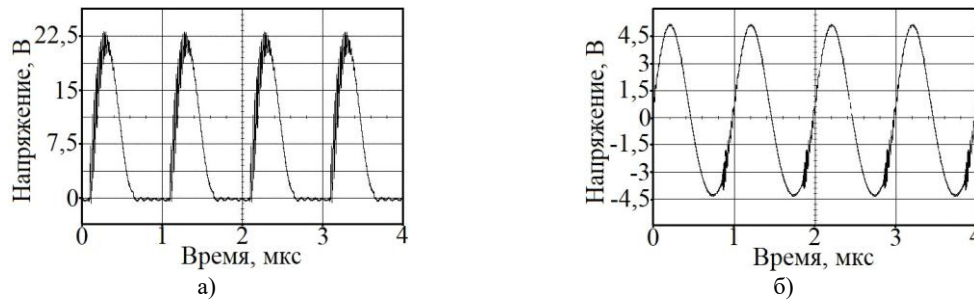


Рис. 4. Пример экспериментальных осциллограмм напряжения сток-исток на транзисторе T (а) в УМ класса Е и выходного напряжения (падение напряжения на R_{load}) (б), полученных с помощью осциллографа

$$Z_{ref} = \left[\frac{\omega^2 \times M^2}{R_{L_r} + R_{load} + i \times \omega \times L_r - \frac{i}{\omega \times C_r}} \right], \quad (3)$$

где M — взаимная индуктивность L_r и L_{series} , R_{L_r} — собственное сопротивление приемной катушки, i — мнимая единица, L_r — собственная индуктивность приемной катушки, C_r — емкость конденсатора в приемной части системы БПЭ.

Характеристическая кривая C_{series} в зависимости от C_{shunt} для различных точек режимов работы УМ класса Е была найдена путем приращения номинала C_{shunt} и последующей корректировки C_{series} для достижения режима работы (рис. 3а). Следует отметить, что нижняя часть характеристической кривой для субноминальных режимов работы при $\varphi > \varphi_{nominal}$ имеет ограничение слева. Это ограничение каждой характеристической кривой $C_{series} - C_{shunt}$ при изменении Z_{ref} обозначено треугольником.

Значения P_{out} системы БПЭ (рис. 3б) определялись для диапазона режимов работы УМ класса Е при изменении Z_{ref} . Зависимости P_{out} можно построить от одного конденсатора, например, C_{shunt} , поскольку каждая точка на характеристических кривых $C_{series} - C_{shunt}$ имеет отдельное значение P_{out} . Стоит отметить, что существует прямая линия для значения, например, 0,7 Вт (горизонтальная штрихпунктирная линия), которая пересекает большинство кривых P_{out} (рис. 3б). Таким образом, постоянное значение P_{out} на нагрузке R_{load} в системе БПЭ может быть достигнуто с очень высокой устойчивостью к смещениям за счет изменения режима работы УМ класса Е в каждой точке изменения k [19]. В то же время, если выбрать другие входные параметры БПЭ с УМ класса Е (частота и напряжение V_{gen} , напряжение V_{cc} , собственная индуктивность и сопротивление L_{choke} , L_r и L_{series} , сопротивление нагрузки R_{load} системы БПЭ и одновременно импеданса ИМП, емкость C_r и т.д.), то можно добиться иного уровня постоянной P_{out} .

На основании рис. 2 и рис. 3, можно сделать вывод, что известное значение k позволяет рассчитать Z_{ref} что делает возможным определение C_{series} и C_{shunt} для достижения собственного режима работы УМ класса Е при уникальных значениях различных смещений. Достигнутый собственный режим работы позволяет достичь постоянную P_{out} . В свою очередь, было

обнаружено, что изменение относительного положения между L_r и L_{series} приводит к изменению падения напряжения на L_r . Например, в предлагаемом устройстве при субноминальном режиме работы УМ класса Е с $P_{out} = 0,7$ Вт и $k = 0,343$ падение напряжения V_{drop} на L_r составляет примерно 7,3 В. При увеличении k до 0,612 и сохранении значений емкостей C_{series} и C_{shunt} , рабочий режим не достигается и V_{drop} на L_r возрастает до 8,6 В. Если при $k = 0,612$ изменить значения C_{series} и C_{shunt} для достижения рабочего режима с $P_{out} = 0,7$ Вт, то V_{drop} на L_r снова составит 7,3 В. Из этого следует, что существует постоянное значение V_{drop} на L_r (примерно 7,3 В для $P_{out} = 0,7$ Вт) на достигнутом режиме работы при изменении k . Таким образом, измерение значения V_{drop} на L_r позволяет определять k , а приближение значения V_{drop} на L_r к 7,3 В приближает P_{out} к 0,7 Вт.

IV. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ВЕРИФИКАЦИЯ

Для экспериментальных исследований 3D-модели каркасов L_r и L_{series} были спроектированы в SolidWorks и созданы на 3D-принтере. Для проверки кривых, представленных на рис. 3, были изготовлены прототипы схемы с рис. 1б. Прототип схемы был подключен к источнику питания (лабораторный линейный источник питания Matrix MPS-3010L-1) и генератору сигналов. Генератор сигналов произвольной формы Tektronix AFG 3252 использовался для подачи сигнала прямоугольной формы с частотой 1 МГц на затвор T . Измерения падения напряжения на R_{load} и напряжения сток-исток транзистора T проводились с использованием осциллографа LeCroy HDO9104R. Таким образом, были определены P_{out} и η . Осциллограммы напряжения сток-исток свидетельствовали о достижении режима работы в УМ класса Е (рис. 4). Достижение режимов работы проводилась по осциллограммам напряжения сток-исток и тока стока на транзисторе T в УМ класса Е [10], [20]. Для упрощения проведения начального этапа экспериментальных исследований в прототипе схемы использовались неизменные C_{series} и C_{shunt} . Экспериментально были верифицированы несколько точек характеристических кривых.

Первой экспериментальной точкой был номинальный режим работы при $\varphi = \varphi_{nominal}$ с $C_{shunt} = 2,97$ нФ и $C_{series} = 3,36$ нФ. При этом экспериментальное значение $P_{out} = 1,47$ Вт

соответствует значению $P_{out} = 1,48$ Вт, полученному в LTSpice. Теоретическая эффективность $\eta = 85\%$, а экспериментальная $\eta = 84\%$. Второй экспериментальной точкой был субноминальный режим работы при $\varphi < \varphi_{nominal}$ с $C_{shunt} = 2,30$ нФ и $C_{series} = 4,71$ нФ. При этом теоретическое значение от LTSpice полностью совпадает с экспериментальным значением $P_{out} = 0,6$ Вт. Теоретическая η из LTSpice составила 90% , экспериментальная $\eta = 89\%$.

V. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данные моделирования показывают, что предлагаемое устройство позволяет обеспечить постоянную P_{out} на нагрузке в системе БПЭ при изменении относительных смещений принимающей и передающей катушек. Доказана возможность компенсации одновременного действия нескольких видов смещений. При этом, значения емкостей последовательного и шунтирующих конденсаторов, полученные с помощью моделирования, находятся в пределах диапазона серийно выпускаемых конденсаторов.

Предлагаемое устройство для БПЭ позволяет обеспечить постоянную $P_{out} = 0,7$ Вт с отклонением значения не более $3,5\%$ и $\eta = 95\%$, передаваемую на ИМП, с высокой устойчивостью к смещениям (коэффициент связи $0,6 \dots 0,2$). При этом, если выбрать другие параметры схемы БПЭ с УМ класса E, то можно добиться иного уровня постоянной выходной мощности.

Высокая устойчивость к различным вариантам (медленные нерегулярные, быстрые нерегулярные, быстрые регулярные) для всех типов (аксиальные, боковые, угловые, вращательные) смещений в предлагаемом устройстве достигается в первую очередь на программном уровне с помощью математического аппарата, а затем на аппаратном уровне с помощью изменения номиналов переменных конденсаторов C_{series} и C_{shunt} . В этом случае вычислительный и исполнительный блоки расположены вне предлагаемого устройства, что повышает надежность устройства и уменьшает габариты и массу как передающей (внешней), так и приемной (имплантируемой) частей системы БПЭ. Как следствие, будущая работа будет направлена на совершенствование математического аппарата для получения более точных выходных значений C_{series} и C_{shunt} .

ПОДДЕРЖКА

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

ЛИТЕРАТУРА

- [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. V. 10, P. 1-28.
- [2] Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // European Neurological Review. 2011. V. 6(3). P. 187-192.
- [3] Johansen J.B., et al. Infection after pacemaker implantation: infection rates and risk factors associated with infection in a population-based cohort study of 46299 consecutive patients // European heart journal. 2011. V. 32(8). P. 991-998.
- [4] Zeng F.-G., et al. Cochlear implants: system design, integration, and evaluation // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2008. V. 1. P. 115-142.
- [5] North, R. Neural interface devices: spinal cord stimulation technology // Proceedings of the IEEE. 2008. V. 96. P. 1108-1119.
- [6] Pelletier B., et al. System overview of the fully implantable destination therapy—ReinHeart—total artificial heart // European Journal of Cardio-Thoracic Surgery. 2015. V. 47(1). P. 80-86.
- [7] Li X., Yang Y., Gao Y. Visual prosthesis wireless energy transfer system optimal modeling // Biomedical Engineering Online. 2014. V. 13(3). P. 1-11.
- [8] Burny F., et al. Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants. // Medical Engineering & Physics. 2000. V. 22. P. 469-469.
- [9] Kubowicz R. Class-E Power Amplifier // National Library of Canada. 2000.
- [10] Sokal N.O. Class-E RF power amplifiers // Qex. 2001. V. 204(1). P. 9-20.
- [11] Barbruni G.L., Ros P.M., Demarchi D., Carrara S. and Ghezzi D. Miniaturised Wireless Power Transfer Systems for Neurostimulation: A Review // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2020. V. 14(6). P. 1160-1178.
- [12] Taalla R.V., Arefin M.S., Kaynak A. and Kouzani A.Z. A Review on Miniaturized Ultrasonic Wireless Power Transfer to Implantable Medical Devices // IEEE Access. 2019. V. 7. P. 2092-2106.
- [13] Schormans M., Valente V. and Demosthenous A. Practical Inductive Link Design for Biomedical Wireless Power Transfer: A Tutorial // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2018. V. 12(5). P. 1112-1130.
- [14] Yujing Z., Chunhua L., Yongcan H. Wireless Power Transfer for Implanted Medical Application: A Review // Energies. 2020. V. 13(11). P. 2837.
- [15] Khan S.R., Sumanth K.P., Gerard C. and Marc P.Y. Wireless power transfer techniques for implantable medical devices: A review // Sensors. 2020. V. 20(12). P. 3487.
- [16] Haerinia M., Shadid R. Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review // Signals. 2020. V. 1(2). P. 209-229.
- [17] Kim J., et al. A wireless power transfer based implantable ECG monitoring device // Energies. 2020. V. 13(4). P. 905.
- [18] Jiang C., Chau K.T., Liu C., Lee C.H. An overview of resonant circuits for wireless power transfer // Energies. 2017. V. 10(7):894. P. 1-20.
- [19] Selyutina E.V., Gurov K.O., Mindubaev E.A., Danilov A.A. The Effect of Load Resistance and Coupling Coefficient on the Operational Stability of a Transcutaneous Inductive Power Transfer System with Capacitive Tuning // Biomedical Engineering. 2021. V. 55. P. 180-183.
- [20] Gurov K.O., Mindubaev E.A., Danilov A.A. Increasing Power Performance for a Class E Amplifier Based on Analysis of the Transistor Drain Current Oscillogram // Russian Electrical Engineering. 2021. V. 92. P. 761-766.

Wireless Power Transfer Appliance with High Resistance to Inductive Coils Displacements for Powering Implanted Medical Devices

K.O. Gurov, E.A. Mindubaev, A.A. Danilov, E.V. Selyutina

National Research University of Electronic Technology, Moscow, Zelenograd,
constantinegurov@yandex.ru

Abstract — Currently, transcutaneous wireless power transfer (WPT) using inductive coupling is one of the main directions of power supply development for implantable medical devices (IMD). The proposed device relates to the field of medical technology and can be used to wireless supply power to active IMD. Also, the proposed device can find application in those areas of technology where there is a need for wireless power transfer over short distances, for example, in the field of power supply of portable digital devices and transport on electric traction.

One of the main problems in the design of devices for transcutaneous energy transfer using inductive coupling is the problem of minimizing the output power drops when changing the operating parameters of WPT. Offsets of the transmitting and receiving inductive coils relative to the nominal position have the strongest influence on the parameters change.

In the proposed device, the transmitting part of the WPT includes a class-E power amplifier (PA). The influence of the operating modes (nominal and subnominals) of the class-E PA was studied on increasing and stabilizing the output power of the WPT system when changing the relative misalignments of the transmitting and receiving coils. A distinctive feature of the proposed device is two capacitor (C_{shunt} and C_{series}) in a class-E PA with variable capacitance. C_{shunt} and C_{series} are designed to control the operating mode and therefore to achieve constant power.

The proposed device can transmit a constant power of 0.7 W to the WPT system load for a predetermined range of transmitting and receiving coils (coupling coefficient 0.6 ... 0.2). The theoretical coupling coefficient can take values from 0 to 1. Such data of proposed device were obtained using modeling in LTSpice and Matlab. At the same time, the drop in output power was no more than 3.5%, and the efficiency was more than 95%. This coupling coefficient corresponds to a symmetrical coil couple with an outer radius of 25 mm and 18 turns. Preliminary partial experimental studies were carried out using a model of the device, which shows its performance.

Keywords — wireless power transfer; inductive coupling; class E power amplifier; displacement of inductive coils; implantable medical devices.

ACKNOWLEDGMENT

This work was funded by Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation, agreement № 075-03-2020-216 from 27.12.2019.

REFERENCES

- [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. V. 10, P. 1-28.
- [2] Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // European Neurological Review. 2011. V. 6(3). P. 187-192.
- [3] Johansen J.B., et al. Infection after pacemaker implantation: infection rates and risk factors associated with infection in a population-based cohort study of 46299 consecutive patients // European heart journal. 2011. V. 32(8). P. 991-998.
- [4] Zeng F.-G., et al. Cochlear implants: system design, integration, and evaluation // IEEE Reviews in Biomedical Engineering. 2008. V. 1. P. 115-142.
- [5] North, R. Neural interface devices: spinal cord stimulation technology // Proceedings of the IEEE. 2008. V. 96. P. 1108-1119.
- [6] Pelletier B., et al. System overview of the fully implantable destination therapy—ReinHeart-total artificial heart // European Journal of Cardio-Thoracic Surgery. 2015. V. 47(1). P. 80-86.
- [7] Li X., Yang Y., Gao Y. Visual prosthesis wireless energy transfer system optimal modeling // Biomedical Engineering Online. 2014. V. 13(3). P. 1-11.
- [8] Burny F., et al. Concept, design and fabrication of smart orthopedic implants. // Medical Engineering & Physics. 2000. V. 22. P. 469-469.
- [9] Kubowicz R. Class-E Power Amplifier // National Library of Canada. 2000.
- [10] Sokal N.O. Class-E RF power amplifiers // Qex. 2001. V. 204(1). P. 9-20.
- [11] Barbruni G.L., Ros P.M., Demarchi D., Carrara S. and Ghezzi D. Miniaturised Wireless Power Transfer Systems for Neurostimulation: A Review // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2020. V. 14(6). P. 1160-1178.
- [12] Taalla R.V., Arefin M.S., Kaynak A. and Kouzani A.Z. A Review on Miniaturized Ultrasonic Wireless Power Transfer to Implantable Medical Devices // IEEE Access. 2019. V. 7. P. 2092-2106.
- [13] Schormans M., Valente V. and Demosthenous A. Practical Inductive Link Design for Biomedical Wireless Power Transfer: A Tutorial // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2018. V. 12(5). P. 1112-1130.
- [14] Yujing Z., Chunhua L., Yongcan H. Wireless Power Transfer for Implanted Medical Application: A Review // Energies. 2020. V. 13(11). P. 2837.
- [15] Khan S.R., Sumanth K.P., Gerard C. and Marc P.Y. Wireless power transfer techniques for implantable medical devices: A review // Sensors. 2020. V. 20(12). P. 3487.

- [16] Haerinia M., Shadid R. Wireless Power Transfer Approaches for Medical Implants: A Review // *Signals*. 2020. V. 1(2). P. 209–229.
- [17] Kim J., et al. A wireless power transfer based implantable ECG monitoring device // *Energies*. 2020. V. 13(4). P. 905.
- [18] Jiang C., Chau K.T., Liu C., Lee C.H. An overview of resonant circuits for wireless power transfer // *Energies*. 2017. V. 10(7):894. P. 1-20.
- [19] Selyutina E.V., Gurov K.O., Mindubaev E.A., Danilov A.A. The Effect of Load Resistance and Coupling Coefficient on the Operational Stability of a Transcutaneous Inductive Power Transfer System with Capacitive Tuning // *Biomedical Engineering*. 2021. V. 55. P. 180–183.
- [20] Gurov K.O., Mindubaev E.A., Danilov A.A. Increasing Power Performance for a Class E Amplifier Based on Analysis of the Transistor Drain Current Oscillogram // *Russian Electrical Engineering*. 2021. V. 92. P. 761–766.