

23. Ичкитидзе Л.П., Подгаецкий В.М. Электропроводный биосовместимый композиционный наноматериал с углеродными нанотрубками // Медицинская техника. 2011. № 6. С. 25-29.
24. Ичкитидзе Л.П., Селищев С.В., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Шаман Ю.П., Кицюк Е.П. Электропроводящие пленки с углеродными нанотрубками в медицинских приложениях / Труды XI Международной научной конференции «Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии», ФРЭМЭ'2014. 1-3 июля 2014 г., Владимир – Сузdalь, Россия. Кн. 2. С. 74-76.
25. Ичкитидзе Л.П., Приходко А.С., Путря Б.М., Благов Е.В., Павлов А.А., Галперин В.А., Кицюк Е.П., Шаман Ю.П. Электропроводный композиционный наноматериал с биосовместимыми матрицей и многослойными углеродными нанотрубками // Мед. техника. 2013. № 2. С. 11-16.
26. Ichkitidze L.P., Podgaetsky V.M., Selishchev S.V., Blagov E.V., Galperin V.A., Shaman Yu.P. Laser Stimulation the Electroconductivity of Composite Layers with Multiwalled Carbon Nanotubes / Proceedings of the 3rd International Conference on Nanomaterials: Applications and Properties (NAP-2013). 16-21 September, 2013, Alushta, the Crimea, Ukraine. Vol. 2 (3).
27. Lima M.D., Li N., Jung de Anrade M., Fang S., Oh J., Spinks G.M., Kozlov M.E., Haines C.S., Suh D., Foroughi J., Kim S.J., Chen Y., Ware T., Shin M.K., Machado L.D., Fonseca A.F., Madden J.D.W., Voit W.e., Galao D.S., Baighman R.H. Electrically, Chemically, and Photonically Powered Torsional and Tensile Actuation of Hybrid Carbon Nanotube Yarn Muscles // Science. 2012. Vol. 338 (6109). PP. 928-932.
28. Ичкитидзе Л.П., Комлев И.В. Углеродные нанотрубки и композитные наноматериалы: токсичность / Лазеры в науке, технике, медицине. Сб. научн. труд. / Под ред. В.А. Петрова. – М.: МНТОРЭС им. А.С. Попова, 2010. Т. 21. С. 103-113.
29. Haniu H., Saito N., Matsuda Y., Tsukahara T., Usui Y., Maruyama K., Aoki K., Kobayashi S., Nomura H., Tanaka M., Okamoto M., Kato H. Biological responses according to the shape and size of carbon nanotubes in BEAS-2B and MESO-1 cells // Int. J. Nanomedicine. 2014. Vol. 9. PP. 1979-1990.
30. Welp L.R., Keeling R.F., Meijer H.A.J., Bollenbacher A.F., Piper S.C., Yoshimura K., Francey R.J., Allison C.E., Wahlen M. Interannual variability in the oxygen isotopes of atmospheric CO<sub>2</sub> driven by El Nino // Nature. 2011. Vol. 477. PP. 579-582.
31. Mohamed B.M., Movia D., Knyazev A., Langevin D., Davies A.M., Prina-Mello A., Volkov Y. Citrullination as early-stage indicator of cell response to single-walled carbon nanotubes // Sci. Rep. 2013. Vol. 3. PP. 1124-1136.
32. Allen L.B., Kotchey G.P., Chen Y. et al. Star mechanistic investigations of horseradish peroxidase-catalyzed degradation of single-walled carbon nanotubes // J. Am. Chem. Soc. 2009. Vol. 131. PP. 17194-17205.

Александр Юрьевич Герасименко,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Леван Павлович Ичкитидзе,  
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,  
Виталий Маркович Подгаецкий,  
д-р физ.-мат. наук, профессор,  
Сергей Васильевич Селищев,  
д-р физ.-мат. наук, профессор, зав. кафедрой,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва, г. Зеленоград,  
e-mail: leo852@inbox.ru

А.А. Данилов, Э.А. Миндубаев

## Влияние частотных характеристик колебательных контуров и источника питания на эффективность беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи

### Аннотация

Описаны результаты экспериментальных исследований беспроводной передачи энергии. Исследовано влияние рабочей частоты на эффективность передачи энергии. Оценено влияние параметров передающего и принимающего резонансных контуров системы беспроводной передачи энергии на выходные характеристики.

### Введение

Сегодня развитие имплантируемых медицинских приборов во многом связано с разработкой и применением технологии чрескожной беспроводной передачи энергии [1]-[3]. Наиболее перспективным считается использование индуктивной связи [4]-[7]. Основные преимущества индуктивной связи по сравнению с другими решениями (применение ультразвука или инфракрасного излучения): слабо выраженный биологический эффект радиоволн, сравнительно низкое поглощение радиоволн органическими средами, относительная простота технической реализации.

Несмотря на перечисленные достоинства, индуктивная связь в настоящее время не нашла широкого применения в допущенных к применению в клинической практике имплантируемых медицинских приборах. Это связано с рядом нерешенных научно-технических проблем, среди которых особое место занимают: задача определения взаимного положения приемной (имплантированной) и передающей (внешней) кату-

шек; задача расчета коэффициента связи и эффективности передачи энергии для произвольно ориентированных друг относительно друга катушек; задача расчета нагрева окружающих тканей и обеспечения термобезопасности системы [8], [9]. Эти проблемы во многом связаны с недостатками теоретической базы, поскольку уравнения для расчета взаимной индуктивности и нагрева биологической ткани не имеют аналитического решения в общем виде. В связи с этим особое значение приобретают экспериментальные исследования, позволяющие получить новые эмпирические данные [10].

Для этой цели была использована установка для беспроводной передачи энергии на основе индуктивной связи, разработанная на кафедре биомедицинских систем Национального исследовательского университета «МИЭТ». С помощью установки были получены данные о влиянии рабочей частоты тока и собственных резонансных частот колебательных контуров в принимающей и передающей частях на эффективность передачи энергии и мощность тока, поступающую в нагрузку. Для выбранной конструкции и диапазона рабочих частот были

определенны значения рабочей частоты и параметры колебательных контуров, при которых эффективность передачи энергии и мощность, передаваемая в нагрузку, максимальны.

## Материалы и методы

Экспериментальная установка (рис. 1) была разработана с учетом особенностей применения индуктивной связи для энергообеспечения имплантируемых медицинских приборов. Одной из таких особенностей является использование носимых источников энергии (батареи, аккумуляторов), генерирующих постоянный ток. В связи с этим в передающей части необходимо использовать преобразователь (инвертор) постоянного тока источника в переменный ток, текущий через передающую (внешнюю) катушку. В экспериментальной установке использован инвертор на базе полумостовой схемы МОП-транзисторов. Управление полумостом осуществляется с помощью микросхемы высокочастотного драйвера IR2153. Это позволяет достичь эффективности преобразования более 80 % при сравнительно малых массогабаритных характеристиках.



Рис. 1. Схема эксперимента

Поскольку ИМП обычно потребляют постоянный ток, в приемную цепь между катушкой и нагрузкой был включен выпрямитель. В экспериментальной установке выпрямление осуществлялось на диодном мосте. Для уменьшения потерь были использованы диоды Шоттки.

Существенной особенностью применения индуктивной связи для чрескожной передачи энергии являются смещения катушек друг относительно друга, влияющие на уровень мощности тока в принимающей части. В связи с этим необходимо предусматривать возможность стабилизации работы системы для поддержания необходимого уровня мощности. Одним из вариантов решения этой проблемы является управление частотными характеристиками. При этом можно изменять как рабочую частоту, так и собственные резонансные частоты передающего и принимающего контуров. Разработанная экспериментальная установка позволяет реализовать оба подхода.

Управление рабочей частотой осуществляется с помощью переключателей массива резисторов, подключенного к драйверу полумоста IR2153. Частота тока изменяется в диапазоне от 60 до 200 кГц и определяется следующей формулой:

$$f = \frac{1}{1,4C_t(R_t + 150)}, \quad (1)$$

где R<sub>t</sub> и C<sub>t</sub> – номиналы резистора и конденсатора, подключенных к соответствующим входам драйвера сигналов.

Для управления собственными резонансными частотами в передающей и принимающей частях системы используются переключаемые массивы конденсаторов и съемные катушки. Массив конденсаторов содержит 12 элементов емкостью от 470 пФ до 470 нФ. Индуктивность съемных катушек составляет 1...35 мГн.

В ходе эксперимента измеряются две основные величины: входное и выходное напряжения. Для измерения входного напряжения в передающую часть системы был включен шунтирующий резистор R<sub>shunt</sub>. Выходное напряжение измерялось на нагрузочном резисторе R<sub>load</sub>. Полученные значения использовались для расчета мощности тока в передающей и принимающей частях системы, а также для определения эффективности передачи энергии, под которой понималось отношение мощности тока в приемной части системы к мощности тока в передающей части системы.

Для автоматизации процесса измерений и упрощения обработки полученных данных в среде LabView было разработано программное обеспечение для управления установкой (рис. 2).

Перед началом измерений нужно указать путь к файлу, в который будут записаны результаты, а также установить входные параметры (номинал конденсаторов в приемном и передающем контурах, индуктивность и форму катушек), соответствующие выбранной конфигурации экспериментальной установки. После этого следует установить время измерения (рекомендуемая величина – 5 с).

После запуска программы с установленным временем интервалом снимается набор из 12 измерений. Положение индикатора в нижней части панели соответствует номеру переключателя массива резисторов, который необходимо включить в данный момент.

Время, необходимое для получения набора из 12 измерений, при использовании программного обеспечения составило 1...2 мин, в то время как при измерениях в ручном режиме те же измерения занимали 10...12 мин.

## Результаты

В эксперименте были использованы цилиндрические катушки одинакового размера: длина – 17,5 мм, диаметр – 22,5 мм, площадь сечения провода – 0,12 мм<sup>2</sup>, диаметр оплетки – 0,8 мм. Число витков – 44. Собственная индуктивность передающей катушки, определенная с помощью измерителя имми-

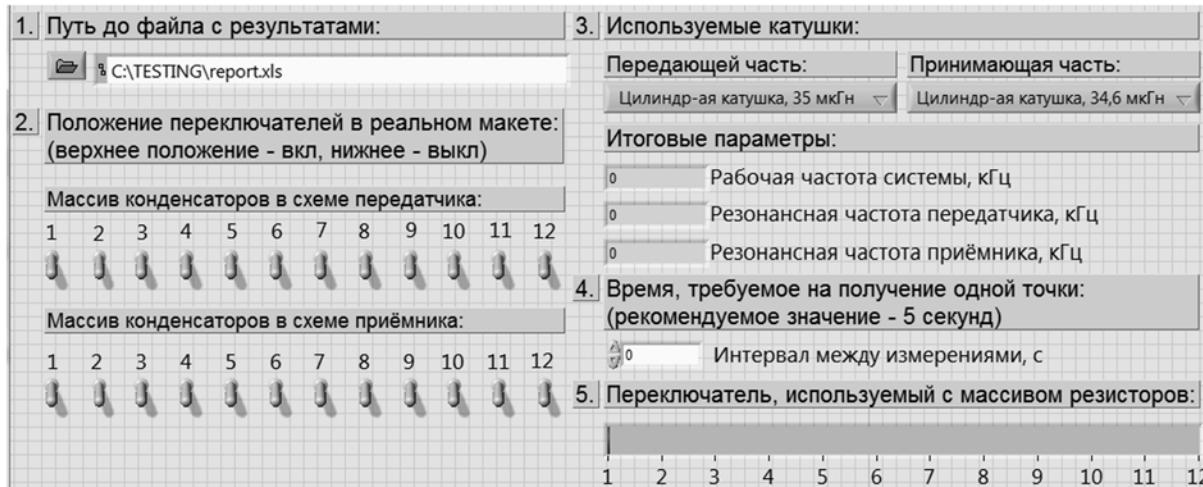


Рис. 2. Интерфейс программы для управления установкой

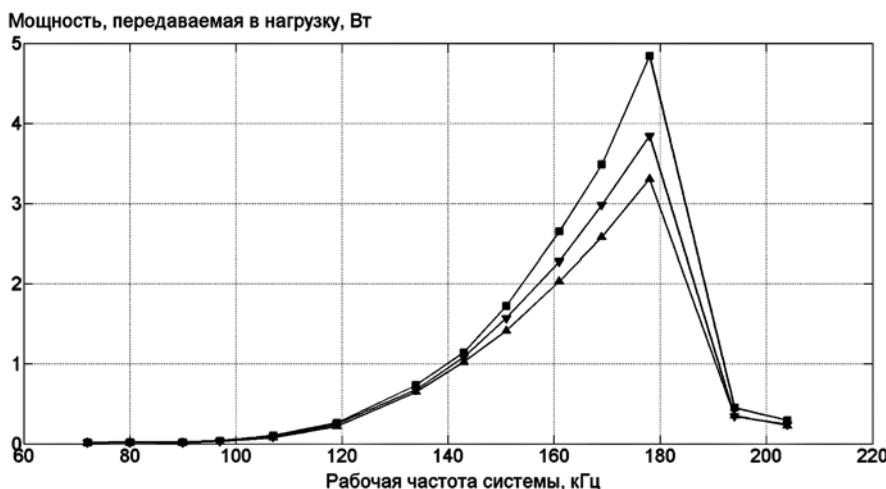


Рис. 3. Зависимость мощности, передаваемой в нагрузку, от рабочей частоты системы для значений резонансной частоты приемника: 130 ( $\Delta$ ); 140 ( $\nabla$ ); 150 кГц ( $\square$ ) (резонансная частота передатчика – 140 кГц)

танса E7-22 на частоте 1 кГц, составила 35 мкГн, собственная индуктивность приемной катушки – 34,5 мкГн. Такое расхождение может быть вызвано неравномерностью намотки провода и неоднородностью самого провода. В ходе экспериментов расстояние между центрами катушек составляло 25 мм.

Для исследования влияния частотных характеристик системы на эффективность передачи энергии и мощность тока, поступающую в нагрузку, были проведены шесть серий экспериментов для различных значений собственной резонансной частоты принимающей части системы. Они составили 130, 140, 145, 150, 156 и 159 кГц (неравномерность шага по частоте вызвана ограниченным набором элементов для подстройки параметров колебательных контуров). Собственная резонансная частота передающей части была постоянной и равной 140 кГц. На рис. 3 показана зависимость мощности, передаваемой в нагрузку, и эффективность передачи энергии от рабочей частоты соответственно.

При совпадении резонансных частот передающего и принимающего контуров передаваемая мощность составила 3,84 Вт при эффективности передачи энергии 19 %. Дальнейшее увеличение собственной резонансной частоты принимающей части системы привело к увеличению передаваемой мощности и эффективности. Максимальная мощность была достигнута при собственной резонансной частоте передатчика 150 кГц и составила 4,84 Вт при эффективности 28 %. Стоит отметить, что на рабочей частоте 156 кГц значения выходных параметров составили 4,77 Вт и 28 %, что ненамного меньше пикового значения. Последующее увеличение рабочей частоты привело к уменьшению мощности, передаваемой в нагрузку, и эффективности передачи энергии.

## Заключение

По результатам экспериментальных исследований можно сделать следующие выводы: установка для беспроводной передачи энергии позволяет передавать энергию с помощью электромагнитных волн в диапазоне рабочих частот 60...200 кГц с эффективностью до 25 % при мощности тока на нагрузке до 5 Вт; увеличение как рабочей частоты системы, так и резонансных частот приемного и передающего контуров ведет к увеличению эффективности передачи энергии и передаваемой мощности; для дополнительного повышения эффективности передачи энергии установкой при значениях рабочей и резонансных частот порядка 100...200 кГц резонансную частоту приемника следует выбирать так, чтобы она была больше резонансной частоты передатчика на 5...15 кГц.

*Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда (проект № 14-39-00044).*

## Список литературы:

1. Wever-Pinzon O. et al. Ventricular assist devices: Pharmacological aspects of a mechanical therapy // Pharmacology and Therapeutics. 2012. Vol. 134. № 2. PP. 189-199.
2. Ng D.C., Bai S., Yang J., Tran N., Skafidas E. Wireless technologies for closed-loop retinal prostheses // Journal of Neural Engineering. 2009. Vol. 6. № 6.
3. Yeun-Ho Joung. Development of Implantable Medical Devices: From an Engineering Perspective // International Neurology Journal. 2012. Vol. 17. № 3. PP. 98-106.
4. Okamoto E. 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.
5. Hyung-Min Lee, Maysam Ghovanloo. An Integrated Power-Efficient Active Rectifier with Offset-Controlled High Speed Comparators for Inductively Powered Applications // IEEE Transactions on Circuits and Systems. 2011. Vol. 58. № 8. PP. 1749-1760.
6. Wentz C.T. et al. A wirelessly powered and controlled device for optical neural control of freely-behaving animals // Journal of Neural Engineering. 2011. Vol. 8. № 4.
7. Troyk P.R., Rush A.D. Inductive link design for miniature implants / Annual International Conference of the IEEE: Engineering in Medicine and Biology Society. 2009. PP. 204-209.
8. Soma M., Galbraith D.C., White R.L. Radio-frequency coils in implantable devices: Misalignment analysis and design procedure // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1987. Vol. 34. № 4. PP. 276-282.
9. Zhao Y. et al. Studies in RF Power Communication, SAR, and Temperature Elevation in Wireless Implantable Neural Interfaces // Public Library of Science. 2013. Vol. 8. № 11.
10. Zhu C., Liu K., Yu C., Rui M. Simulation and experimental analysis on wireless energy transfer based on magnetic resonances // Vehicle Power and Propulsion Conference. 2008. PP. 1-4.

Арсений Анатольевич Данилов,  
канд. физ.-мат. наук, доцент,  
Эдуард Адипович Миндубаев,  
аспирант,  
кафедра биомедицинских систем,  
Национальный исследовательский университет «МИЭТ»,  
г. Москва, г. Зеленоград,