

12. Graaff R., Aarnoudse J.G., Zijp J.R. et al. Reduced light scattering properties for mixtures of spherical particles: A simple approximation derived from Mie calculations // Appl. Opt. 1992. Vol. 31. P. 1370.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук,
ст. научный сотрудник,
Юрий Петрович Маслобоев,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Сергей Андреевич Терещенко,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
Сергей Александрович Титенок,
аспирант,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,
e-mail: realswat@rambler.ru

А.А. Данилов, Г.П. Иткин, А.О. Устинов

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЙ СТЕНД ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ С ПОМОЩЬЮ ИНДУКТИВНОЙ СВЯЗИ В СИСТЕМАХ ВСПОМОГАТЕЛЬНОГО КРОВООБРАЩЕНИЯ

Аннотация

Описан экспериментальный стенд для исследования процесса беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи. Приведены результаты экспериментальных исследований беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи в диапазоне частот 60...190 кГц. Показано, что эффективность передачи энергии с помощью индуктивной связи может достигать 20 %.

Дефицит донорских органов в настоящее время существенно ограничивает возможность использования пересадки сердца для лечения сердечных заболеваний в терминальной стадии. В связи с этим возникает необходимость создания альтернативных методов терапии, направленных либо на поддержание пациента до получения донорского органа, либо на восстановление функций сердца самого пациента. Наиболее эффективным способом такой терапии, существенно превосходящим традиционные медикаментозные методы, является применение систем вспомогательного кровообращения (СВК) [1]-[4].

На сегодняшний день разработано и используется в клинической практике несколько десятков СВК. При этом наиболее перспективными считаются имплантируемые СВК, обеспечивающие более высокое качество жизни пациента по сравнению с прикроватными экстракорпоральными системами.

Одной из основных проблем применения имплантируемых СВК является их энергообеспечение. Высокий уровень мощности потребляемого тока – более 1 Вт – не позволяет создать достаточно компактные имплантируемые источники питания, обеспечивающие длительную работу устройства. В связи с этим используются внешние аккумуляторы, соединенные с имплантируемой частью устройства

чрескожными проводами. Это простое и надежное решение, однако крупным его недостатком является возникновение локальных очагов воспаления в месте прохождения проводов через кожу и появление каналов проникновения инфекции вглубь организма пациента. Вероятность развития таких инфекций достигает 40...45 % и является основной причиной гибели пациентов [1], [3].

Решить указанную проблему можно с помощью систем чрескожной беспроводной передачи энергии (БПЭ). При этом необходимо обеспечить передачу энергии в СВК в режиме реального времени. Единственным возможным путем решения указанной проблемы является использование индуктивной связи, поскольку альтернативные варианты (использование инфракрасного излучения или ультразвуковых волн) не обеспечивают необходимого уровня мощности тока на приемной части системы.

Первым серийным аппаратом, в котором реализована индуктивная система БПЭ, стало полностью искусственное сердце «AbioCor» («AbioMed», США), разработка которого заняла более 10 лет [5], [6]. Первая коммерческая имплантация состоялась летом 2009 г. [7].

В статье описан экспериментальный стенд для исследования процесса беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи. Приведе-

ны результаты экспериментальных исследований беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи в диапазоне рабочих частот 60...190 кГц. Показано, что эффективность передачи энергии может достигать 20 %.

Разработка конструкции экспериментального стенда

Систему беспроводной передачи энергии для имплантируемого носимого СВК можно разделить на три основных блока: внешний источник тока, собственно индуктивная связь с передающей (внешней) и приемной (имплантируемой) катушками и выпрямительная часть, подающая ток на нагрузку. Существенной особенностью такой системы является то, что внешний источник комплектуется носимыми батареями, генерирующими постоянный ток. В то же время для генерации переменного магнитного поля необходимо подавать на передающую катушку переменный магнитный ток. В связи с этим во внешней цепи используют конвертер, преобразующий постоянный ток батареи в переменный, текущий через передающую катушку. Обратная ситуация возникает на приемной части системы. Для питания СВК необходим постоянный ток, поэтому на участке цепи между приемной катушкой и нагрузкой используют выпрямитель. Принципиальная схема системы беспроводной передачи энергии для СВК представлена на рис. 1.

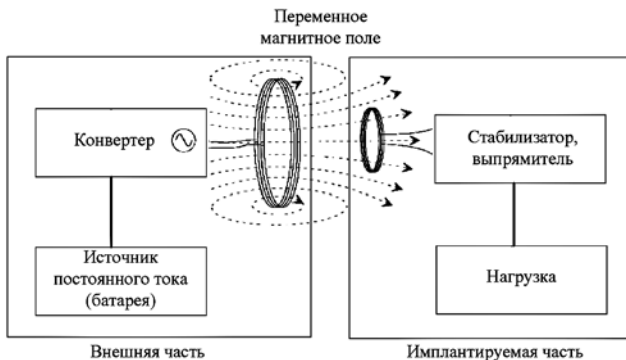


Рис. 1. Блок-схема системы беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи

В качестве источника постоянного тока для экспериментального стенда использовали блок питания номинальным напряжением 24 В.

Для преобразования постоянного тока в переменный был разработан специальный генерирующий модуль, электрическая схема которого представлена на рис. 2. Генераторная часть построена на базе полумостового драйвера полевых транзисторов IR2153 [8], [9]. Микросхема драйвера задает два прямоугольных сигнала в противофазе, опорная частота которых определяется RC-контуром. Сигналы открывают/закрывают транзисторные ключи Q1 и Q2, подключая цепь нагрузки, содержащую индуктивный и емкостный элементы, к шинам питания. Попеременный заряд и разряд конденсатора Cr1 приводит результирующий сигнал к синусоидальной форме. Выбор несущей частоты

сигнала осуществляется переключателем, коммутирующим массив резистивных компонентов и вход драйвера.

Потери энергии в генерирующем модуле зависят от используемой модели полевых транзисторов и корректного расчета элементов R1 и C_{boot} . Выбор транзисторов с низким сопротивлением сток-исток (менее 1 Ом) позволяет задать высокое значение тока, протекающего через цепь нагрузки, и увеличить энергию генерируемого переменного магнитного поля. В схеме установки использованы силовые транзисторы из серии IRF740 с сопротивлением сток-исток 0,48 Ом.

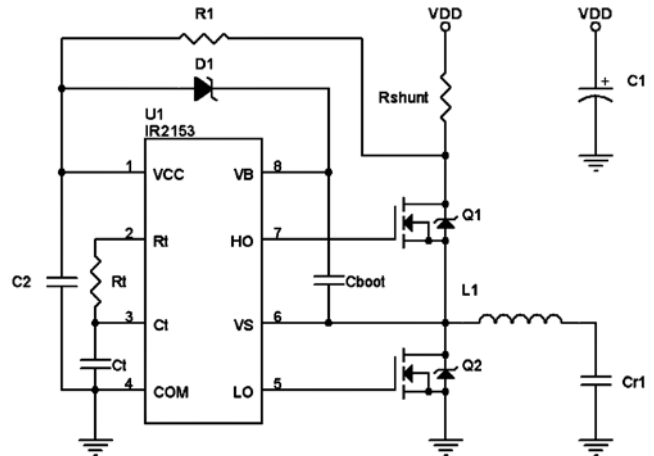


Рис. 2. Электрическая принципиальная схема передающего модуля

Номинал емкости C_{boot} зависит от характеристик затвора транзисторов и рабочей частоты. Для расчета емкости используется следующее выражение [10]:

$$C_{boot} \geq 15 \frac{2 \left[2Qg + \frac{I_{gbs}}{f} + Qls + \frac{I_{cbs}(leak)}{f} \right]}{VDD - V_f - V_{ls}}, \quad (1)$$

где Qg – заряд затвора транзистора верхнего плеча; f – несущая частота; VDD – напряжение шины питания; V_f – прямое падение напряжения на диоде D1; V_{ls} – падение напряжения на транзисторе нижнего уровня в полумостовой схеме; I_{gbs} – ток затвора в статическом режиме; $I_{cbs}(leak)$ – ток утечки конденсатора C_{boot} ; Qls – заряд сдвига уровня за один импульс.

Для микросхемы драйвера IR2153, работающей в диапазоне частот от 50 до 300 кГц, компоненты I_{gbs} / f и $I_{cbs}(leak) / f$ малы и могут быть опущены. Тогда выражение (1) упрощается:

$$C_{boot} \geq 15 \frac{2[2Qg + Qls]}{VDD - V_f - V_{ls}}. \quad (2)$$

Максимальное значение номинала резистора R1 рассчитывается из оценки протекающего через него тока и напряжения питания схемы [11]:

$$R1 = \frac{VDD - V_{CLAMP}}{I_{QCC} + I_G + I_{RT} + I_{LS} + I_{CLAMP}}, \quad (3)$$

где V_{CLAMP} – напряжение на внутреннем зенеровском диоде микросхемы драйвера; I_{QCC} – ток покоя микросхемы драйвера; I_G – ток переключения транзисторных ключей Q1, Q2; I_{RT} – ток через резистор Rt; I_{LS} – ток сдвига уровней микросхемы драйвера; I_{CLAMP} – ток внутреннего источника напряжения микросхемы драйвера, значение которого выбирается согласно спецификации.

Значение тока переключения транзисторных ключей зависит от частоты драйвера и заряда затвора транзистора и рассчитывается по формуле

$$I_G = 2Q_g f. \quad (4)$$

Ток через резистор Rt рассчитывается по формуле

$$I_{RT} = \frac{0,25V_{CLAMP}}{Rt}. \quad (5)$$

Для вычисления среднего значения тока сдвига логических уровней микросхемы используется следующее выражение:

$$I_{LS} = (I_{LS1} + I_{LS2})T_{LS}f, \quad (6)$$

где I_{LS1} и I_{LS2} – амплитуды импульсов; T_{LS} – длительность импульса. Конкретные значения берутся из спецификации микросхемы.

Для измерения мощности, потребляемой генераторной схемой, в цепь питания введен шунтирующий резистор R_{shunt} . Мощность P рассчитывается по формуле

$$P = VDD \frac{U_{Rshunt}}{R_{shunt}}, \quad (7)$$

где U_{Rshunt} – падение напряжения на шунтирующем резисторе; R_{shunt} – номинал резистора.

Выпрямительная схема принимающего модуля установки реализована на диодном мосте (рис. 3). Диоды должны обладать малым временем восстановления, так как рабочие частоты достигают 200 кГц, и низким значением прямого падения напряжения для повышения эффективности преобразования энергии. В связи с этим были выбраны диоды Шоттки BAT54 («Fairchild Semiconductor», США).

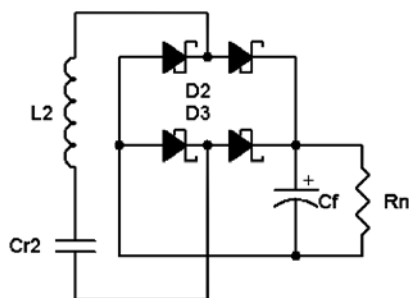


Рис. 3. Электрическая принципиальная схема принимающего модуля

Для измерения мощности тока, который может быть передан с помощью стенда, в схему было включено нагрузочное сопротивление Rn . Передаваемая мощность вычисляется с помощью следующего выражения:

$$P_{rec} = \frac{U_{Rn}^2}{Rn}, \quad (8)$$

где U_{Rn} – падение напряжения на нагрузочном сопротивлении; Rn – номинал нагрузочного сопротивления приемного контура.

Экспериментальные исследования процесса беспроводной передачи энергии

Приемная и передающая катушки, использовавшиеся в эксперименте, имели одинаковые геометрические размеры: длина – 17,5 мм, диаметр – 22,5 мм, площадь сечения провода – 0,12 мм², диаметр оплетки – 0,8 мм. Число витков – 50. Собственная индуктивность передающей катушки, определенная с помощью измерителя иммитанса Е7-22 на частоте 1 кГц, составила 48 мкГн, собственная индуктивность приемной катушки – 45,5 мкГн. Такое расхождение может быть вызвано неравномерностью намотки провода и неоднородностью самого провода. В ходе экспериментов расстояние между центрами катушек составляло 20 мм.

Для исследования влияния рабочей частоты на эффективность системы были проведены три серии экспериментов для различных значений резонансных емкостей в приемном и передающем LC-контурах – C_{res1} и C_{res2} . Эти значения составили 125, 45 и 18 нФ для C_{res1} , 132, 48 и 19 нФ для C_{res2} . Для каждого набора измеряли напряжение и мощность тока на приемном резисторе, а также эффективность передачи энергии в зависимости от рабочей частоты системы. На рис. 4-6 представлены результаты измерений.

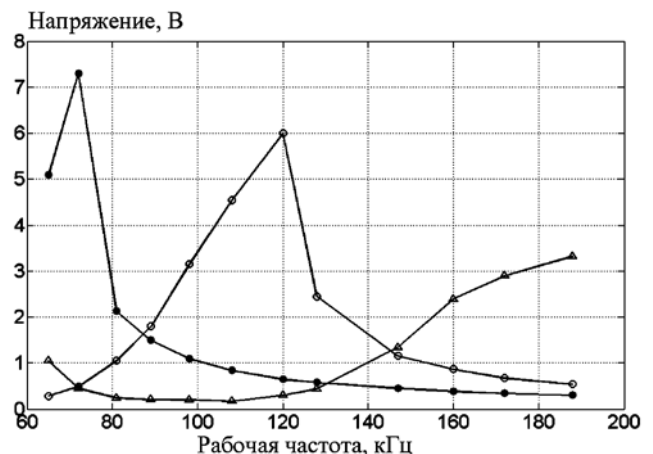


Рис. 4. Зависимость напряжения на приемном резисторе от рабочей частоты системы для различных значений C_{res1} и C_{res2} : 125 и 132 нФ (●), 45 и 48 нФ (○), 18 и 19 нФ (Δ)

Максимальная эффективность передачи энергии с помощью разработанного стенда составила 24 %, максимальные абсолютные значения напряжения и мощности на приемном резисторе – 7,3 В и 5,3 Вт соответственно. При этом для выбранных катушек оптимальный режим работы был достигнут при минимальной резонансной частоте 72 кГц. С уве-

личением резонансной частоты (за счет уменьшения емкостей в резонансных контурах) эффективность передачи энергии падала. В то же время следует отметить, что полученные зависимости для больших резонансных частот имеют более плавный характер вблизи максимума, что обеспечивает большую стабильность при рассогласовании системы из-за смещений катушек относительно друг друга.

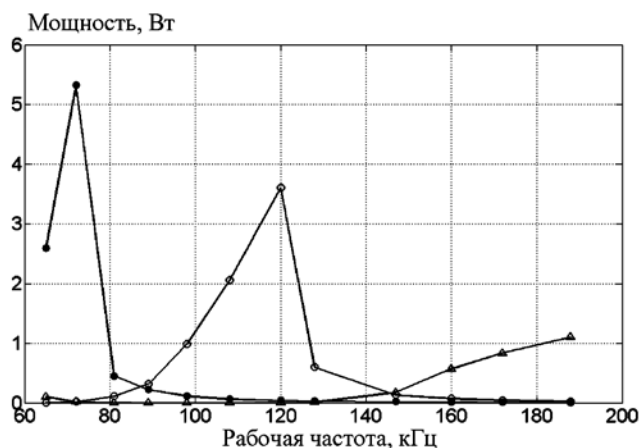


Рис. 5. Зависимость мощности на приемном резисторе от рабочей частоты системы для различных значений C_{res1} и C_{res2} : 125 и 132 нФ (●), 45 и 48 нФ (○), 18 и 19 нФ (Δ)



Рис. 6. Зависимость эффективности передачи энергии от рабочей частоты системы для различных значений C_{res1} и C_{res2} : 125 и 132 нФ (●), 45 и 48 нФ (○), 18 и 19 нФ (Δ)

Заключение

При разработке систем беспроводной передачи энергии с помощью индуктивной связи необходимо обеспечить:

- высокую эффективность передачи энергии;
- высокую стабильность передачи энергии;
- термобезопасность системы.

Важную роль в решении этих задач играет проведение экспериментальных исследований, поскольку существующая теоретическая база не позволяет достаточно точно рассчитать параметры работы системы БПЭ, а также уровень нагрева элементов системы и окружающих биологических тканей.

Для исследования процесса беспроводной передачи энергии был разработан экспериментальный стенд. В разработанном стенде реализованы основные модули, необходимые для построения реальной системы БПЭ: генераторная часть, преобразующая постоянный ток внешнего источника в переменный, поступающий на передающую катушку, и приемная часть, преобразующая переменный ток, текущий через приемную катушку, в постоянный, который подается на нагрузку. По результатам проведенных экспериментальных исследований показано, что разработанный стенд обеспечивает генерацию тока мощностью порядка 1 Вт на приемной части, что соответствует задаче энергообеспечения СВК. Максимальная эффективность передачи энергии с помощью разработанного стенда составила 24 %. Также показано, что увеличение резонансной частоты системы приводит к уменьшению эффективности передачи энергии, но в то же время повышает стабильность работы.

В дальнейшем разработанный стенд будет использован для исследования влияния смещений катушек на эффективность передачи энергии, выбора оптимальной топологии катушек, а также для исследования процессов нагрева элементов системы и окружающих биологических тканей.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (контракт № 14.740.11.0124 от 08.09.2010).

Список литературы:

1. Franco K.L., Verrier E.D. Advanced therapy of cardiac surgery. – Hamilton: BC Decker Inc., 2003. 642 p.
2. Kherani A.R., Ozb M.C. Ventricular assistance to bridge to transplantation // Surg. Clin. N. Am. 2004. № 84. PP. 75-89.
3. Anastasiadis K. Mechanical Support of the Circulatory System // Hellenic J. Cardiol. 2003. № 44. PP. 341-347.
4. Takatani S. Artificial Heart / In «Wiley encyclopedia of biomedical engineering», ed. M. Akay, Hoboken, John Wiley & Sons, Inc., 2006. PP. 143-156.
5. Dowling R.D., et al. Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System // The J. of Thor. and Cardiovasc. Surg. 2004. Vol. 127. № 1. PP. 131-141.
6. Dowling R.D., Etoch S.W., Stevens K.A., Johnson A.C., Gray L.A. Current Status of the AbioCor Implantable Replacement Heart // The J. of Thor. and Cardiovasc. Surg. 2001. Vol. 71. PP. 147-149.
7. Haigney P. Groundbreaking Artificial Heart Implanted at UMDNJ-Robert Wood Johnson Medical School and Robert Wood Johnson University Hospital / <http://www.rwjuh.edu/artificialheart/abioCor-release-1.html>.
8. Preliminary Data Sheet No. PD60062-K IR2153(D) (S) / International Rectifier, 2001 / <http://www.datasheetcatalog.org/datasheet/irf/ir2153.pdf>.
9. Parry J. Technical Overview of IR215x Products / DT98-4, International Rectifier, 1998 / <http://www.irf.com/technical-info/designntp/dt98-4.pdf>.
10. Adams J. Bootstrap Component Selection for Control IC's / DT98-2, International Rectifier, 1998 / <http://www.irf.com/technical-info/designntp/dt98-2.pdf>.

11. Houck T. Choosing the correct dropping resistor value for the IR2151/IR2152/IR2155 control IC's / DT94-10, International Rectifier, 1994 / <http://www.irf.com/technical-info/design/tp/dt94-10.pdf>.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,
Георгий Пинкусович Иткин,
д-р биол. наук,

зав. лабораторией биотехнических систем,
ФНЦ трансплантологии и искусственных
органов им. акад. В.И. Шумакова,
г. Москва,
Артем Олегович Устинов,
аспирант,
кафедра биомедицинских систем,
Национальный исследовательский
университет «МИЭТ»,
г. Зеленоград,
e-mail: realswat@rambler.ru

Л.П. Ичкидидзе, В.М. Подгаецкий

ЭЛЕКТРОПРОВОДНЫЙ БИОСОВМЕСТИМЫЙ КОМПОЗИЦИОННЫЙ НАНОМАТЕРИАЛ С УГЛЕРОДНЫМИ НАНОТРУБКАМИ

Аннотация

Исследована электропроводность биосовместимого композиционного наноматериала на основе карбоксиметилцеллюлозы и многостенных углеродных нанотрубок. В оптимальном режиме изготовления при добавлении в матрицу ~0,5 масс. % нанотрубок удельная электропроводность наноматериала увеличивалась более чем на 5 порядков и достигала ~1,6 кСм/м.

Показано, что под влиянием лазерного излучения электропроводность наноматериала в основном растет за счет теплового нагрева.

Наряду с уникальными свойствами (механическими, тепловыми, оптическими, электрическими), в углеродных нанотрубках (УНТ) повышенное внимание исследователей привлекает их высокая удельная электропроводность σ . Предварительные результаты исследований показали, что слои, выращенные на подложках, состоящих из многостенных углеродных нанотрубок (МУНТ) диаметром 20...40 нм, длиной до 2 мм и средним расстоянием между ними ~100 нм, имеют $\sigma \sim 10...100$ кСм/м [1]. В полимерных композиционных материалах после добавки УНТ были достигнуты рекордные значения σ : в полиметилметакрилате – 10 кСм/м при концентрации одностенных углеродных нанотрубок (ОУНТ) $C \approx 10$ масс. % [2], в полиуретане – 2 кСм/м при $C \approx 15$ масс. % МУНТ [3]. Несмотря на то что использовались высокие концентрации нанотрубок, достигнутые значения электропроводности были во много раз меньше расчетных ($\sigma \geq 1$ МСм/м) индивидуальных ОУНТ [1], [4].

Особого внимания заслуживают исследования, относящиеся к разработке и созданию электропроводящих биосовместимых композиционных наноматериалов (БСКНМ) с УНТ. Например, нанопроволоки на основе таких материалов будут востребованы в микро- и наноэлектромеханических системах, используемых для управления мышечной тканью биологических объектов [5], а также в системах для приема и передачи информации в них.

Другой областью применения БСКНМ, обладающих высокой электропроводностью и не подверженных деградации в биологической среде, может стать создание имплантатов для восстановления сердечной ткани или передачи электроэнергии биологическому объекту, в том числе в беспроводном режиме [6].

Следует отметить, что при получении БСКНМ на основе углеродных нанотрубок встречаются специфические трудности. Во-первых, необходимо достижение определенной прочности связи (адгезии) матрицы и наполнителя, так как слишком низкая или слишком высокая прочность связи не обеспечивает требуемых механических свойств материала. В случае слабой связи УНТ могут «вышелушиваться» в условиях динамических нагрузок и высоких значений электропроводности. Во-вторых, в связи со склонностью углеродных нанотрубок к образованию сростков и агрегированию затруднено однородное распределение трубок в объеме БСКНМ. В этом случае не достигается коррелированное улучшение механических и электрических свойств БСКНМ относительно концентрации углеродных нанотрубок в отличие от случая однородно распределенных УНТ. В-третьих, возможности нанотехнологий и нанопродуктов следует оценивать критически и использовать минимальные концентрации УНТ¹, поскольку осваивать их начали совсем недавно.

¹ Установлено, что токсичность ОУНТ больше, чем у МУНТ; так, токсичность определенной дозы ОУНТ меньше, чем токсичность такой же дозы частиц асбеста, введенных под кожу опытных животных (мышей); функционализированные УНТ значительно менее токсичны, чем нефункционализированные [7].