

А.А. Данилов, Ю.П. Маслобоев, С.А. Терещенко, С.А. Титенок

МОДЕЛИРОВАНИЕ ЧРЕСКОЖНОЙ БЕСПРОВОДНОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ С ПОМОЩЬЮ ИНФРАКРАСНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Аннотация

Рассмотрены основные проблемы, связанные с беспроводной передачей энергии с помощью инфракрасного излучения. Приведены оценки размеров приемника энергии в зависимости от глубины имплантации и требуемого уровня передаваемой мощности. Дана оценка максимального уровня передаваемой энергии с учетом требований безопасности. Выделены возможные области применения систем беспроводной передачи энергии с использованием инфракрасного излучения.

Разработка и совершенствование имплантируемых медицинских приборов (ИМП) в настоящее время является одним из главных направлений развития медицинской техники. Основное внимание уделяется расширению функциональных возможностей ИМП, уменьшению их массы и габаритов, повышению надежности, увеличению времени непрерывной автономной работы. Также большое значение придается уменьшению негативного влияния прибора на повседневную жизнь пациента.

Существенную, а в некоторых случаях определяющую роль в решении этих проблем играет система энергообеспечения [1]. Сегодня наиболее широко используются имплантируемые источники питания, интегрированные в корпус ИМП. Для приборов с высоким уровнем мощности потребляемого тока, порядка 1 Вт и выше (в первую очередь для систем вспомогательного кровообращения), используются внешние источники питания, связанные с имплантируемой частью прибора чрескожными проводами.

Имплантируемые источники питания являются наиболее простым и эффективным средством энергообеспечения ИМП, при этом в процессе эксплуатации они практически не доставляют неудобства пациенту. Однако принципиальным недостатком таких источников питания является необходимость хирургического вмешательства для их замены при выработке ресурса или неисправности. Внешние источники питания лишены этих недостатков, однако использование чрескожных проводов для связи с имплантируемой частью прибора создает канал проникновения инфекции вглубь организма. Вероятность развития инфекции в таких системах достигает 40...45 % в течение 12 месяцев после имплантации прибора [2]. Поэтому внешние источники питания используются только в тех случаях, когда уровень мощности потребляемого тока высок и применение имплантируемых источников энергии невозможно.

Указанные проблемы могут быть решены за счет использования внешних источников питания и тракта чрескожной беспроводной передачи энергии (БПЭ). В настоящее время в качестве основного способа БПЭ рассматривается индуктивная связь [3]-[5]. Этот способ был впервые реализован в кох-

леарных имплантатах, а также в системе типа искусственное сердце «AbioCor» [6].

Индуктивная связь является простым, эффективным и безопасным способом БПЭ. В то же время недостатками данного способа являются сравнительно большие размеры приемной и передающей катушек (диаметр 5...10 см) и необходимость обеспечения электромагнитной совместимости с другими медицинскими и бытовыми приборами.

Альтернативой индуктивной связи может быть использование инфракрасного излучения. Применение источников инфракрасного излучения и фотодиодов для беспроводной передачи энергии позволит существенно уменьшить размеры приемной части системы и избежать проблем, связанных со взаимными помехами, создаваемыми ИМП и бытовыми приборами.

Одной из основных областей возможного применения оптического излучения для беспроводной передачи энергии сегодня считается создание искусственной сетчатки глаза, или визуальных протезов [7]. Для передачи энергии и информации от внешнего оптического датчика используется один и тот же инфракрасный канал. Выбор невидимого диапазона оптического излучения связан с тем, что собственная сетчатка глаза пациента может сохранить остаточную восприимчивость и будет создавать помехи сигналу, формируемому возбуждающими зрительный нерв электродами.

Также ведутся исследования в области использования инфракрасного излучения для передачи энергии через кожу, в частности для подзарядки источников питания водителей сердечного ритма. Было экспериментально показано [8], что использование оптического излучения плотностью 22 мВт/см² позволяет в течение 17 мин зарядить батарею водителя сердечного ритма до уровня, обеспечивающего непрерывную работу прибора в течение 24 ч.

В работе предложен метод расчета эффективности чрескожной беспроводной передачи энергии с помощью инфракрасного излучения. Приведены оценки размеров приемника энергии в зависимости от глубины имплантации и требуемого уровня передаваемой мощности. Дана оценка максимального уровня передаваемой энергии с учетом требований безвредности системы БПЭ. Выделены воз-

можные области применения систем БПЭ с использованием инфракрасного излучения.

Теория

Поскольку ткани глазного яблока являются чисто поглощающей средой для инфракрасного излучения, для расчета эффективности передачи энергии к искусственной сетчатке можно использовать закон экспоненциального ослабления излучения. В то же время при прохождении инфракрасного излучения через кожу имеет место как поглощение, так и рассеяние излучения. Необходимость одновременного учета поглощения и рассеяния усложняет математическое описание прохождения инфракрасного излучения через биологические ткани.

В настоящее время наиболее широко используется уравнение переноса излучения (УПИ), которое в стационарном случае может быть записано следующим образом [9], [10]:

$$\vec{\Omega} \text{grad} \left(\Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}) \right) + \mu \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}) - \int_{4\pi} \Phi(\vec{r}, \vec{\Omega}') \mu_s(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}') d\Omega' = S(\vec{r}, \vec{\Omega}), \quad (1)$$

где $\Phi(\vec{r}, \vec{\Omega})$ – плотность потока фотонов в точке $\vec{r}$, движущихся в направлении $\vec{\Omega}$; $\mu_s(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}')$ – дифференциальный по углам коэффициент рассеяния излучения (индикатриса рассеяния); $S(\vec{r}, \vec{\Omega})$ – плотность источников фотонов в точке $\vec{r}$, движущихся в направлении $\vec{\Omega}$.

УПИ (1) в общем виде не имеет аналитического решения. Поэтому необходимы дополнительные допущения (о виде самого УПИ, свойствах решения, свойствах среды и т. п.) для получения приближенного решения. В качестве такого решения УПИ можно использовать уточненную диффузионную модель [11]. Для интенсивности излучения, прошедшего через рассеивающий слой толщиной z и зарегистрированного круглым детектором радиусом R , можно получить следующее выражение:

$$T_s(z, R) = \frac{3}{2} U_0 \left[e^{-k|z|} \left(Dk + \frac{1}{2} \right) - e^{-k\sqrt{R^2+z^2}} \left(Dz^2 \left[\frac{k}{R^2+z^2} + \frac{1}{\sqrt{R^2+z^2}^3} \right] + \left(\frac{z}{2} - D \right) \frac{1}{\sqrt{R^2+z^2}} \right) \right], \quad (2)$$

где

$$r = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2};$$

$$k = \sqrt{\frac{\mu_a}{D}}$$

– эффективный коэффициент ослабления излучения;

$$D = \frac{1}{3(\mu_s' + \mu_a)}$$

– коэффициент диффузии;

$\mu_s' = \mu_s(1 - g)$ – редуцированный коэффициент рассеяния; g – средний косинус угла рассеяния (фактор анизотропии); U_0 – энергия излучения источника.

Следует отметить, что выражение (2) получено для точечного мононаправленного источника, $S(\vec{r}, \vec{\Omega}) = U_0 \delta(\vec{r}) \delta_2(\vec{\Omega}, \vec{\Omega}_0)$, где $\vec{\Omega}_0$ – направление распространения излучения, а $\delta_2(\bullet)$ – поверхностная дельта-функция [10]. Для случая, когда используется распределенный источник, необходимо выполнить свертку функции источника с правой частью выражения (2).

Численное моделирование

Поскольку кожа рассеивает инфракрасное излучение, для повышения эффективности передачи энергии необходимы детекторы с поперечным сечением, превышающим поперечное сечение луча источника. В то же время общим требованием ко всем элементам ИМП является минимизация их размеров. Таким образом, важной задачей будет расчет оптимального размера детектора оптического излучения. На рис. 1 приведены результаты расчета уровня поступившей на круглый детектор энергии от радиуса детектора для различных значений толщины слоя кожи. При расчете использовались следующие значения оптических характеристик кожи: коэффициент рассеяния $1,59 \text{ мм}^{-1}$, коэффициент поглощения $0,1 \text{ мм}^{-1}$, что соответствует длине волны излучения 836 нм [12].

По результатам моделирования можно сделать вывод о том, что при заданных значениях коэффициентов поглощения и рассеяния поперечное сечение приемника излучения должно превышать поперечное сечение луча источника излучения на $5...6 \text{ мм}$. Для оценки возможной эффективности передачи энергии был выполнен расчет уровня ослабления излучения в зависимости от толщины слоя кожи для детектора радиусом 5 мм (рис. 2).

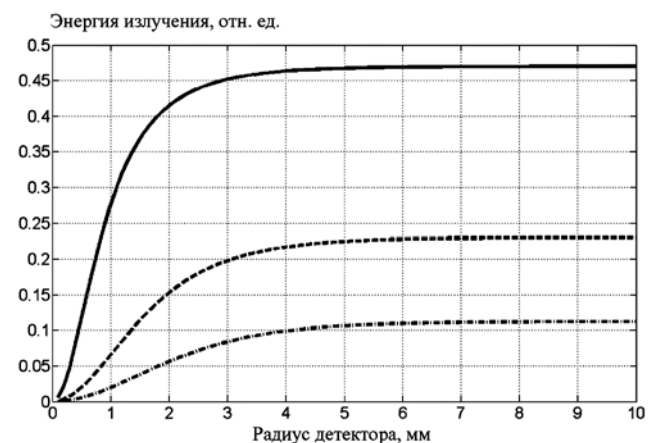


Рис. 1. Зависимость энергии излучения, поступившего на круглый детектор, от радиуса детектора для слоя кожи толщиной 1 мм (сплошная линия), 2 мм (штриховая линия) и 3 мм (штрих-пунктирная линия); коэффициент поглощения $0,1 \text{ мм}^{-1}$; коэффициент рассеяния $1,6 \text{ мм}^{-1}$

При заданных значениях коэффициентов поглощения и рассеяния, а также заданных параметрах детектора эффективность передачи энергии достигает 10 % при размещении приемника на глубине 3 мм и 20 % – при размещении приемника на глубине 2 мм. В настоящее время считается, что безопасным является локальное облучение кожи человека инфракрасным излучением удельной мощностью 20 мВт/см² [8]. Таким образом, на глубине 2 мм может быть достигнута удельная мощность 4 мВт/см². Следовательно, для заряда батареи (сила тока заряда 1,5 мА, напряжение 3 В) с применением точечного мононаправленного источника излучения необходимо использовать детектор площадью порядка 1,25 см² или радиусом 6,3 мм. В существующих водителях сердечного ритма (ВСР) сила потребляемого тока составляет 20 мкА. Таким образом, процедура заряда длительностью ~ 15 мин обеспечит непрерывную работу ВСР в течение 24 ч. Этот результат согласуется с результатами, полученными в [8].

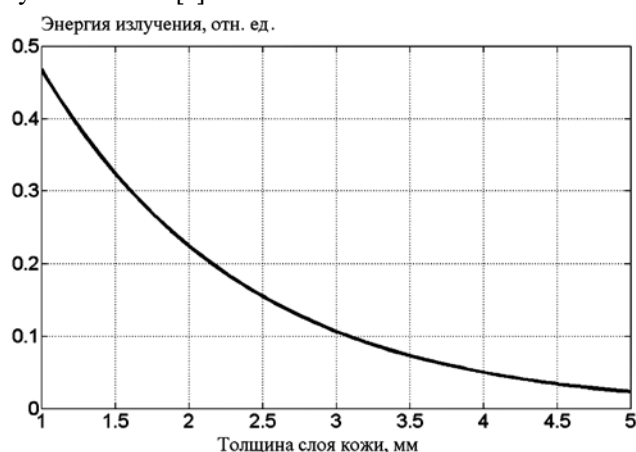


Рис. 2. Зависимость энергии излучения, поступившего на детектор радиусом 5 мм, от толщины слоя кожи; коэффициент поглощения 0,1 мм⁻¹; коэффициент рассеяния 1,6 мм⁻¹

Заключение

Использование оптического излучения для беспроводной передачи энергии через кожу является перспективным направлением развития имплантируемых медицинских приборов. Применение направленных каналов передачи энергии и информации для искусственных сенсоров, в первую очередь в устройствах типа визуальный протез, позволит существенно (в несколько раз) уменьшить габариты приемника энергии, избежать влияния медицинских и бытовых радиоизлучающих приборов на работу канала передачи энергии и информации, а также минимизировать облучение окружающих тканей, в том числе тканей головного мозга.

Инфракрасное излучение также может быть использовано для заряда источников питания таких устройств, как водители сердечного ритма, инсулиновые помпы, искусственные сфинктеры. Особый интерес представляет возможное применение таких систем для заряда конденсаторов импланти-

руемых кардиовертеров/дефибрилляторов. Это позволит существенно увеличить срок службы имплантируемого источника питания и уменьшить время, в течение которого конденсатор, использующийся для формирования шокового импульса, разряжен.

Основными направлениями дальнейших исследований могут быть:

- изучение оптических свойств кожи, в том числе изучение влияния на оптические свойства кожи различных психофизических состояний человека;
- выбор оптимальной длины волны излучения;
- повышение эффективности передачи энергии за счет использования материалов, повышающих проницаемость кожи для инфракрасного излучения.

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

Список литературы:

1. Holmes C.F., Owens B.B. Batteries for implantable medical applications / In «Wiley encyclopedia of biomedical engineering», ed. M. Akay, Hoboken, John Wiley & Sons, Inc., 2006. PP. 312-320.
2. Franco K.L., Verrier E.D. Advanced therapy of cardiac surgery. – Hamilton: BC Decker Inc., 2003. 642 p.
3. Schuder J.C. Powering an Artificial Heart: Birth of the Inductively Coupled-Radio Frequency System in 1960 // Artificial Organs. 2002. Vol. 26(11). PP. 909-915.
4. Pures R., Vandervoorde G. Recent Progress on Transcutaneous Energy Transfer for Total Artificial Heart System // Artificial Organs. 2001. Vol. 25(5). PP. 400-405.
5. Ghovanloo M., Lazzi G. Transcutaneous magnetic coupling of power and data / In «Wiley encyclopedia of biomedical engineering», ed. M. Akay, Hoboken, John Wiley & Sons, Inc., 2006. PP. 3603-3614.
6. Dowling R.D. et al. Initial experience with the AbioCor Implantable Replacement Heart System // The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery. 2004. Vol. 127. PP. 131-141.
7. Groß M., Buß R., Alder T., Heinzelmann R., Kalinowski D., Jäger D. Artificial vision: An application for short-distance free-space optical interconnection // J. Opt. A: Pure Appl. Opt. 1999. Vol. 1. PP. 310-312.
8. Goto K., Nakagawa T., Nakamura O., Kawata S. An Implantable Power Supply with an Optically Rechargeable Lithium Battery // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2001. Vol. 48. № 7. PP. 830-833.
9. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно-неоднородных средах. – М.: Мир, 1981. Т. 1.
10. Кейз К., Цвайфель П. Линейная теория переноса. – М.: Мир, 1972.
11. Терещенко С.А., Подгаецкий В.М., Данилов А.А. Уточненная диффузионная модель для описания взаимодействия лазерного излучения с биологической средой // Оптика и спектроскопия. 2007. Т. 102. № 5. С. 840-845.

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-