

А.Н. Лепетаев, Д.Н. Клыпин

МОДЕЛИРОВАНИЕ СИСТЕМЫ ЧРЕСКОЖНОЙ ИНДУКЦИОННОЙ ПЕРЕДАЧИ ЭНЕРГИИ

Аннотация

В процессе работы проводились теоретические исследования различных беспроводных каналов передачи энергии и данных для специфических условий применения в биологических системах жизнеобеспечения деятельности человека.

В результате исследований был определен тип беспроводного канала передачи энергии – индукционный; выбран оптимальный диапазон частот передачи – 0,1...1 МГц, созданы математическая модель системы передачи энергии и математический аппарат для расчета этой модели в виде программного обеспечения.

Спектр применения биоимплантатов в настоящее время охватывает все системы жизнедеятельности человека – от давно известных протезов и кардиостимуляторов до нейростимуляторов и микромашинных устройств для дозированной транспортировки лекарств. Любой биоимплантат, содержащий активные радиоэлементы (микросхемы и т. п.), требует электропитания. В настоящее время в имплантатах используются только невозобновляемые источники энергии – батареи, поэтому ресурс работы имплантата ограничен. Например, гарантийный и минимальный срок службы современных кардиостимуляторов составляет 4 года [1]. Для замены любого имплантата требуется оперативное медицинское вмешательство, что занимает время врача, а также увеличивает риск инфицирования при каждой операции. Кроме того, нужно регулярно проводить оценку состояния батареи имплантата, что выполняется только в лечебных учреждениях с участием врача.

Логично было бы использовать в качестве элемента питания имплантата возобновляемый источник энергии – аккумулятор. Однако при этом возникает проблема передачи энергии для заряда данного аккумулятора без нарушения кожного покрова и других отрицательных воздействий на организм человека. Авторами разработан математический и программный аппараты для расчета системы индукционной передачи энергии, позволяющей заряжать аккумулятор на глубине расположения имплантата до 40 мм с высокой эффективностью передачи энергии и относительно высокой мощностью передаваемой энергии (до 5 Вт), проведен выбор оптимальной частоты передачи энергии для таких мощностей и расстояний.

Научная новизна и актуальность разработки

Система бесконтактной передачи энергии предназначена для постоянного питания биоимплантатов или зарядки элементов питания имплантатов через кожу. В качестве первоочередной цели вы-

бран кардиостимулятор как наиболее массовое и востребованное изделие среди имплантатов [2], однако результаты работы могут использоваться для расчета систем питания любых других биоимплантатов. Судя по проведенному авторами патентному поиску, работы в данном направлении в России ранее не проводились. За рубежом исследования по данной теме в основном посвящены проблеме уменьшения габаритов имплантируемой системы питания для передачи мощностей до 1 мВт [3] на глубину имплантации до 10 мм [4].

Кардиостимулятор имплантируется под грудную мышцу на глубину до 40 мм, выполнен в корпусе из титана, современные модели имеют размеры до 50×40×7,5 мм, элемент питания – литий-йодная батарея емкостью 1,3...2 А·ч.

Наиболее пригодны для замены батарей литиевые аккумуляторы, характеризующиеся наибольшей удельной энергоемкостью и малым саморазрядом. Поскольку современные кардиостимуляторы характеризуются небольшим потреблением, достаточной для работы устройства будет емкость аккумулятора в 0,5 А·ч при периодичности зарядки в 1...2 года. Заряд аккумулятора для минимизации вредного воздействия на человека должен происходить быстро, с максимально допустимым током. Для литий-ионных аккумуляторов величина такого тока составляет 1 С (С – емкость элемента, например, для емкости 0,5 А·ч зарядный ток должен быть 0,5 А).

В качестве канала передачи энергии используется индукционный канал электромагнитного поля, как причиняющий наименьший вред организму.

При выборе частоты электромагнитного поля следует учитывать глубину проникновения поля в ткани организма, а также возможное негативное воздействие на ткани и органы пациента. Глубина проникновения поля падает с ростом частоты и для частот свыше 100 МГц составляет не более 3 см. Частоты до 100 кГц считаются электроопасными, так как могут вызывать фибрилляцию желудочков сердца. Частоты от 1 до 40 МГц являются диатермическими (вызывают нагрев тканей организма).

Таблица 1

Параметр системы	Размерность величины	Значение
Расстояние между катушками L	см	4
Частота сигнала накачки f	кГц	100
Удельная электропроводность тела человека σ_b	См/м	0,6
Относительная диэлектрическая проницаемость тканей тела человека ϵ_b	–	10^5
Диаметр приемной катушки (связан с размерами корпуса имплантата)	мм	50
Удельная электропроводность титанового корпуса σ_t	См/м	$3,6 \cdot 10^6$
Удельное сопротивление медного провода	Ом·м	$1,7 \cdot 10^{-8}$

Постановка задачи

Индукционный канал представляет собой систему связанных катушек индуктивностей. Первая катушка находится во внешнем блоке и является возбудителем энергии в канале. Вторая катушка – приемная, находится в имплантате. Расстояние между катушками определяется глубиной размещения имплантата в теле человека. Катушки выполняются цилиндрическими и должны располагаться соосно относительно друг друга.

Поскольку в качестве имплантата выбран кардиостимулятор с металлическим (титановым) корпусом, последний будет уменьшать КПД индукционного канала.

Исходные параметры для расчета системы сведены в табл. 1.

Физическая модель системы

Для оценки свойств индукционного канала использовались следующие допущения:

- все компоненты конструкции являются осесимметричными, и их оси совпадают (рис. 1);
- тело человека рассматривается как однородная изотропная среда;
- граница раздела сред является плоской;
- параметры среды в системе уравнений Максвелла являются константами, не зависящими от амплитуды полей (линейная задача);
- задержка распространения сигналов пренебрежимо мала по сравнению с периодом используемой частоты (квазистатическая задача);
- вблизи передающей и приемной катушек отсутствуют другие посторонние объекты (кроме обозначенных на рис. 1), способные повлиять на распределение полей.

Расчет электромагнитных полей

Поскольку передача энергии происходит с помощью магнитного поля, в качестве независимой переменной, через которую будут определяться все



Рис. 1. Схема исследуемой системы в разрезе

остальные расчетные параметры, рассматриваются параметры векторного магнитного потенциала. При использовании соосной системы катушек трехмерную задачу можно свести к плоской осесимметричной задаче. При этом направления векторов плотности тока J , магнитного потенциала A и электрического поля E будут перпендикулярны плоскости сечения области решения задачи и их можно рассматривать как скалярные величины. Векторы магнитного поля H и магнитной индукции B будут лежать в плоскости сечения области решения задачи. Для гармонического сигнала операция дифференцирования эквивалентна умножению на $j\omega$, где $\omega = 2\pi f$.

С учетом этих допущений основное уравнение электромагнитного поля [5]-[7] можно записать так:

$$(j\omega \cdot \sigma - \omega^2 \epsilon_0 \epsilon_r) A + \nabla \times \left(\frac{1}{\mu_0 \mu_r} \nabla \times A \right) = J, \quad (1)$$

где ϵ_0 – абсолютная диэлектрическая проницаемость вакуума, $\epsilon_0 = 8,854 \cdot 10^{-12}$; μ_0 – абсолютная магнитная проницаемость вакуума, $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$; ϵ_r и μ_r – относительные (relative) величины диэлектрических

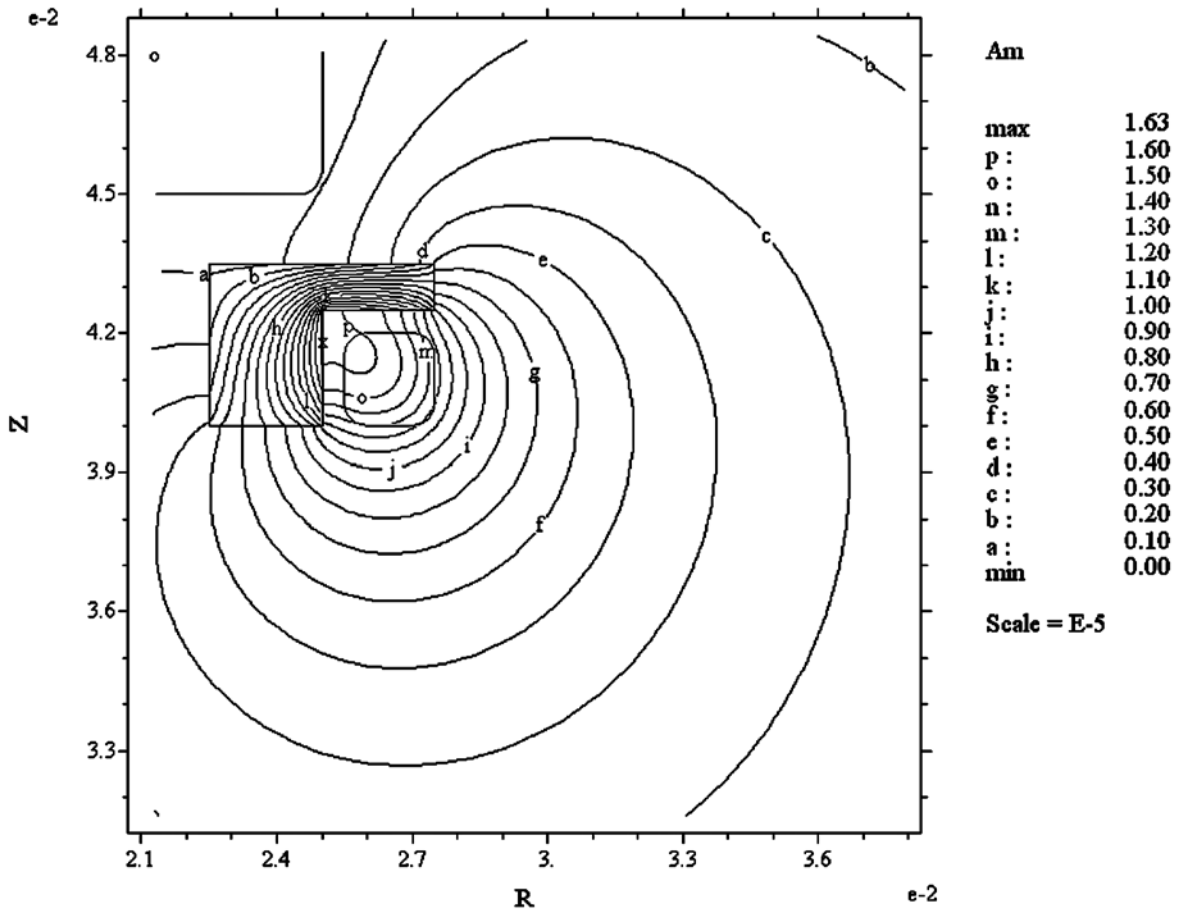


Рис. 2. Амплитуда магнитного потенциала A_m в районе приемной катушки при единичном токе в приемной катушке

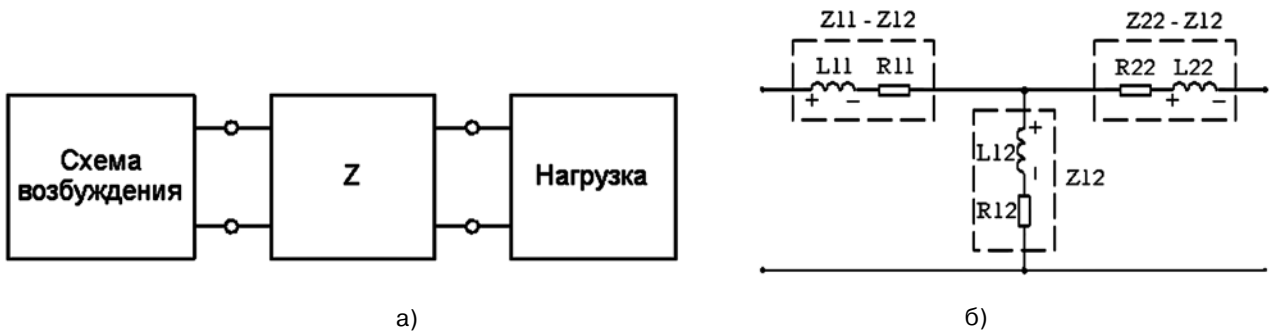


Рис. 3. Представление системы в виде соединения линейных двухполюсных и четырехполюсных компонентов (а) и внутренняя схема четырехполюсника (б)

кой проницаемости и магнитной проницаемости соответственно.

Учитывая связи между компонентами физических полей, уравнение (1) можно представить в виде системы уравнений

$$\begin{cases} B = \text{rot}(A); \\ H = B/\mu_a; \\ \text{rot}(H) = J + Js; \\ E = -j\omega A; \\ J = E \cdot (\sigma + j\omega\epsilon_a), \end{cases} \quad (2)$$

где Js – плотность внешних источников тока.

Такое представление задачи удобно тем, что в качестве промежуточных результатов получаются величины магнитных и электрических полей, что позволяет производить оптимизацию элементов конструкции. В качестве источника магнитного поля при этом зададим величину плотности тока в области поперечного сечения излучающей катушки.

Для расчета полей в такой задаче можно воспользоваться известными [8] программами численного решения систем уравнений с частными производными, использующими метод конечных элементов. В качестве такой программы был выбран

пакет FlexPDE. Авторами был создан дескрипторный файл [9] – сценарий расчета электромагнитных полей системы уравнений (2) в программе FlexPDE. Для расчета полей использовалась методика, при которой величины токов в приемной и передающей катушках принимают либо нулевые, либо единичные значения.

Пример расчета магнитного поля в районе приемной катушки (схематически показанной квадратом) при единичном токе в данной катушке приведен на *рис. 2*. Вид магнитного поля приведен в цилиндрической системе координат с осями Z и R , эквипотенциальные линии обозначены строчными латинскими буквами от a до p , соответствующее им значение магнитного потенциала указано справа.

При указанных выше допущениях распределение электромагнитных полей может быть представлено в виде эквивалентной схемы (*рис. 3*). Используемая методика расчета полей соответствует режиму измерения Z -параметров данного эквивалентного четырехполюсника. Расчет собственных индуктивностей может быть произведен через энергию магнитного поля, а индуктивности связи – через энергию взаимодействия. После расчета полей определяются интегральные параметры, позволяющие вычислить Z -параметры эквивалентного четырехполюсника системы пере-

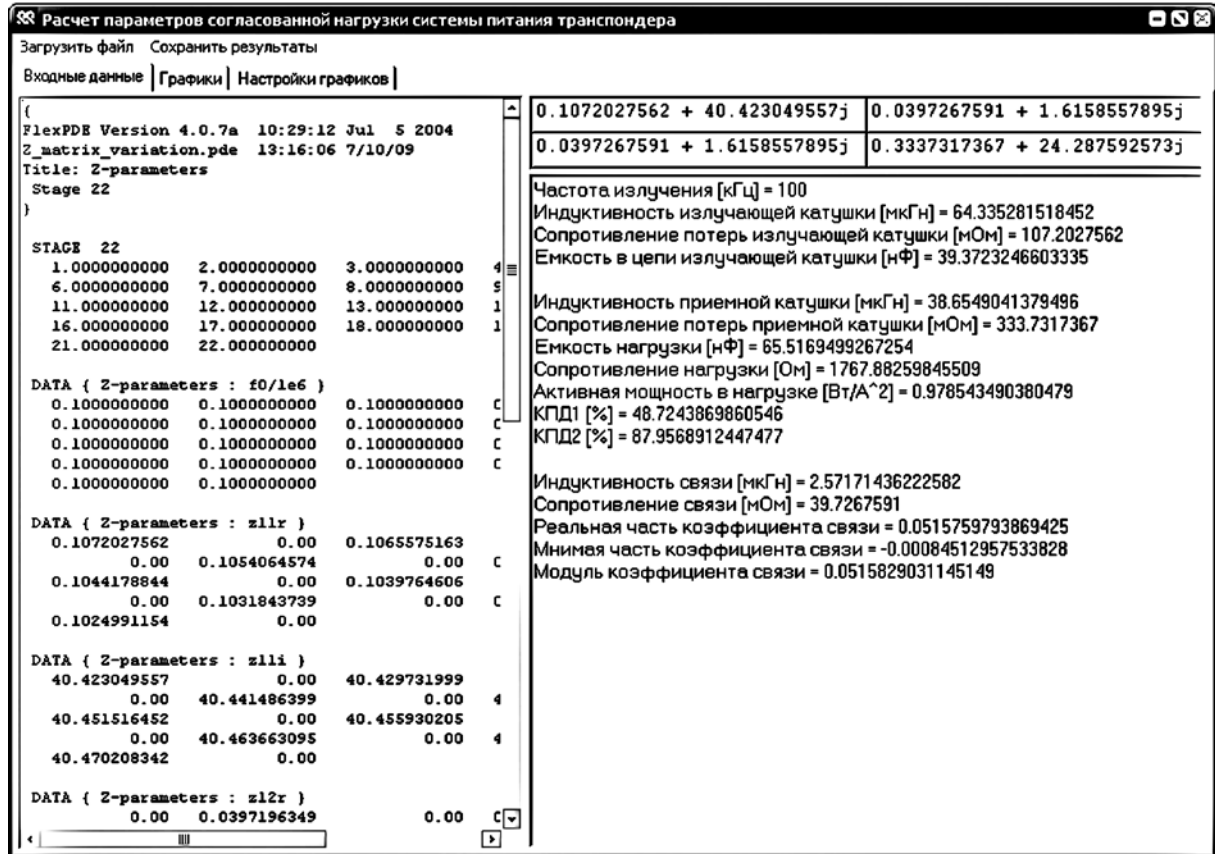


Рис. 4. Основное рабочее окно программы

дачи энергии (рис. 3). Четырехполюсник Z (рис. 3а) описывается системой Z -параметров и может быть представлен в виде схемы (рис. 3б), содержащей передающую катушку $Z11$ ($L11, R11$), приемную катушку $Z22$ ($R22, L22$) и элементы магнитной связи между ними $Z12$ ($L12, R12$).

Авторами была создана программа для расчета параметров системы беспроводной передачи энергии, которая в качестве исходных данных использует результаты работы пакета FlexPDE [10]. Результатом работы этой программы является расчет значений индуктивностей и сопротивлений передающей и приемной катушек, емкостей резонансных контуров возбуждения и приема, оптимального сопротивления нагрузки, эффективности системы и др. На рис. 4 приведено основное рабочее окно данной программы с примером произведенного расчета параметров четырехполюсника.

С помощью созданного пакета программ проводились исследования системы с элементами фокусировки электромагнитного поля (ферритовыми концентраторами) в диапазоне частот накачки от 100 до 300 кГц. Для единичной величины тока возбуждения производился расчет мощности потерь в теле человека, мощности в согласованной нагрузке и мощности потерь в сопротивлении приемной катушки. Коэффициент полезного действия системы η определялся как отношение полезной мощности PL (мощности в нагрузке) к общей мощности, равной сумме мощности в нагрузке, мощности потерь в сопротивлении приемной катушки Pc и мощности тепловыделения в теле человека Pb :

$$\eta = \frac{PL}{PL + Pb + Pc}.$$

При отсутствии ферритовых концентраторов величина η с ростом частоты уменьшалась от 79,3 до 77,9 %, а мощность в нагрузке увеличивалась от 0,12 до 0,57 Вт. При наличии ферритовых концентраторов величина η с ростом частоты увеличивалась от 69 до 70,7 %, а мощность в нагрузке увеличивалась от 0,6 до 2,7 Вт, т. е. была примерно в 5 раз выше. Мощность потерь в теле человека в обоих случаях была примерно одинакова и в диапазоне частот увеличивалась от 4 до 40 мВт.

Заключение

В данной работе авторами были созданы математическая и физическая модели системы беспроводной передачи системы для энергопитания биоимплантатов, а также создан математический и программный аппараты для расчета этих моделей. При моделировании были учтены свойства среды передачи и мешающие факторы предметов окружающей среды [11]. Используемый подход может быть использован для расчета и создания устройств для энергопитания и зарядки медицинских чрескожных биоимплантатов различного назначения с высокой эффективностью и мощностью передаваемой энергии до 5 Вт.

Список литературы:

1. Дубровский И.А., Первова Е.В. Сроки службы отечественных имплантируемых электрокардиостимуляторов // Медицинская техника. 2009. № 3. С. 25-27.
2. Бокерия Л.А., Ревинвили А.Ш., Дубровский И.А. Состояние электрокардиостимуляции в России в 2005 году // Вестник аритмологии. 2007. № 47. С. 5-9.
3. Poon et al. Optimal operating frequency in wireless transmission for implantable devices / Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cite Internationale, Lyon, France, August 23-26, 2007.
4. Nie et al. The Transcutaneous Charger for Implanted Nerve Stimulation Device / Proceedings of the 28th IEEE EMBS Annual International Conference New York City, USA, Aug. 30-Sept. 3, 2006.
5. Бессонов Л.А. Теоретические основы электротехники. Электромагнитное поле. Учебник / 10-е изд. – М.: Гардарики, 2003. 317 с.
6. Теоретические основы электротехники. Учебник для вузов в 3-х т. Т. 3. Теория электромагнитного поля / Под общ. ред. К.М. Поливанова. – М.: Энергия, 1975. 352 с.
7. Фальковский О.И. Техническая электродинамика. Учебник для вузов связи. – М.: Связь, 1978. 432 с.
8. <http://www.pdesolutions.com>.
9. Лепетаев А.Н., Клытин Д.Н. Моделирование физических полей системы индуктивного электропитания и расчет эквивалентных четырехполюсных Z -параметров устройства / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2009614980. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 11 сентября 2009 г.
10. Лепетаев А.Н., Клытин Д.Н. Расчет параметров согласованной нагрузки системы питания транспондера / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2009614978. Зарегистрировано в Реестре программ для ЭВМ 11 сентября 2009 г.
11. Lenaerts B., Puers R. Omnidirectional Inductive Powering for Biomedical Implants. – Springer, 2009. 224 p.

Александр Николаевич Лепетаев,
канд. техн. наук, доцент,

Дмитрий Николаевич Клытин,
научн. сотрудник,

кафедра «Радиотехнические устройства
и системы диагностики»,

Омский государственный
технический университет,

г. Омск,

e-mail: lan@inbox.ru