

УДК 681.382

Разработка системы для дистанционного питания на основе ближнепольных антенн

Шаламов А.В., студент

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Проектирование и технология производства электронной аппаратуры»*

Научный руководитель: Соловьев В.А., к.т.н., доцент

*Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
кафедра «Проектирование и технология производства электронной аппаратуры»*

info@iu4.bmstu.ru

Введение

Применение имплантируемых устройств началось в 50х годах 20 века с кардиоимплантов. С каждым годом подобные устройства становятся всё более популярными и технологически совершенными.

Одним из центральных элементов имплантируемого устройства является система питания, которая непосредственным образом влияет на функциональные возможности устройства.

В самых первых устройствах применялись внешние элементы питания, соединяемые проводами с имплантируемой частью. При этом без особых проблем можно заменить элемент питания, но наличие внешней, жёстко связанной, части вызывает определенные неудобства при использовании и повышает риск механического повреждения устройства с последующим инфицированием. Данная система питания до сих пор находит широкое применение, например, в кохлеарных имплантах и некоторых кардиостимуляторах.

Следующим шагом в развитии технологии питания имплантируемых устройств стало использование батарей, которые монтируются в устройство и обеспечивают его функционирование в течение нескольких лет. После чего необходимо извлечь устройство и заменить элементы питания, что требует повторного хирургического вмешательства. Такая технология в настоящее время является наиболее распространённой. В данном случае часть устройства, содержащая элементы питания размещается в легко доступном месте, например, в районе большой грудной мышцы или ключицы, что позволяет свести хирургическое вмешательство к минимуму. Срок службы таких устройств составляет 7 –

10 лет и непосредственным образом зависит от типа батареи. Наиболее распространены из них литий-ионные с напряжением 3,7В [1].

Стоит учитывать, что многие типы аккумуляторов имеют различные эксплуатационные ограничения, которые необходимо учитывать при проектировании устройства. Например, NiMH-аккумуляторы чувствительны к перезаряду, литиевые - к переразряду, напряжению и температуре. NiCd- и NiMH-аккумуляторы имеют так называемый эффект памяти, заключающийся в снижении ёмкости, в случае, когда зарядка осуществляется при не полностью разряженном аккумуляторе. Также эти типы аккумуляторов обладают заметным саморазрядом, то есть они постепенно теряют заряд, даже не будучи подключенными к нагрузке [1].

Для решения задачи создания вживляемых имплантатов нужны малогабаритные аккумуляторы с низким напряжением зарядки. Также необходимо учитывать возможный нагрев аккумулятора, сопровождающий его работу.

В настоящее время активно исследуются методы, позволяющие обеспечивать питание имплантируемого устройства дистанционно. Это позволяет избежать повторного хирургического вмешательства для замены батарей.

Дистанционное питание можно осуществлять посредством электромагнитного излучения и акустических колебаний. На данный момент, в силу простоты реализации, наиболее распространено использование электромагнитного излучения. К недостаткам такого метода можно отнести, сравнительно с акустическим методом, сильное падение эффективности с увеличением расстояния передачи [2]. В электромагнитном методе стоит выделить применение излучения оптического диапазона, в которых применяется лазер для передачи энергии в имплантируемое устройство, находящееся рядом с поверхностью кожи. Для приёма может применяться фотодиод или термоэлектрическая батарея. Использование акустических методов позволяет эффективнее передавать энергию на больших расстояниях. Но при этом возникает значительное отражение от границ тканей с различными акустическими сопротивлениями.

Методы передачи энергии для дистанционного питания

Электромагнитные методы	Оптические системы
	Электромагнитные системы
Ультразвуковые методы	Пьезоэлектрические системы
	MEMS

Ввиду вышеизложенного необходимо создание систем, позволяющих осуществлять эффективную дистанционную передачу энергии и информации. При этом необходимо учитывать безопасность уровня излучения для организма.

В данной работе будет представлена электромагнитная система для дистанционного питания имплантируемого устройства. Также в ходе работы были получены экспериментальные данные, отражающие зависимость эффективности передачи энергии в имплантируемое устройство в зависимости от расстояния между приемной и передающей катушками и от среды.

1 Постановка задачи

Задачей данной работы является разработка экспериментального стенда для исследования характеристик ближнепольных антенн, предназначенных для обеспечения питанием имплантируемых устройств, получение экспериментальных данных с последующим их сравнением. Разработка математической модели системы и проверка её в макромасштабе с последующей её корректировкой. После чего произвести миниатюризацию системы и разработать технологии её производства.

В работе была выбрана электромагнитная антенна, представляющая собой две катушки, исходя из простоты ее конструкции и дальнейшей реализации с использованием методов напыления. Также данный тип передающих систем обладает наиболее высокой эффективностью на расстояниях до 30 мм, чем системы, использующие ультразвук [2].

2 Описание установки

В ходе работы был разработан экспериментальный стенд для исследования особенностей передачи энергии в среде материалов близких к тканям организма, структурная схема которой представлена на рисунке 1.

В качестве источника постоянного напряжения был выбран генератор постоянного напряжения Б5-50, вырабатывающий 12В. Напряжение с генератора постоянного напряжения подается на генератор переменного напряжения, выходная частота которого составляет 1кГц. К выходу генератора переменного напряжения подключается передающая катушка, параметры которой представлены в таблице 1. Приемная катушка имеет аналогичные параметры и подключается к выпрямителю переменного напряжения.

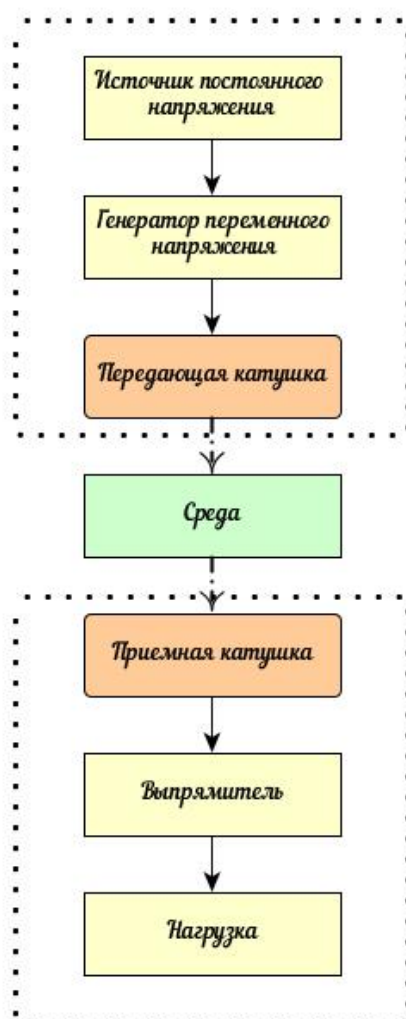


Рис. 1. Структурная схема стенда

При работе на частоте 1 кГц основной вклад в передачу вносит магнитное поле, взаимодействие которого с тканями организма не столь значительно, как у электрического поля [3]. Это позволяет уменьшить потери в тканях и тем самым минимизировать их нагрев.

Параметры катушек

Диаметр, мм	38
Высота, мм	2
Индуктивность, мкГн	30
Количество витков, шт	15

Для моделирования тканей организма в работе применялись: пластины парафина, диэлектрическая проницаемость которого соответствует диэлектрической проницаемости жировой ткани, и находится в районе 4 Ф/м и изотонический раствор $NaCl$, диэлектрическая проницаемость которого соответствует диэлектрической проницаемости кожной и мышечной ткани, и находится в районе 40 Ф/м.

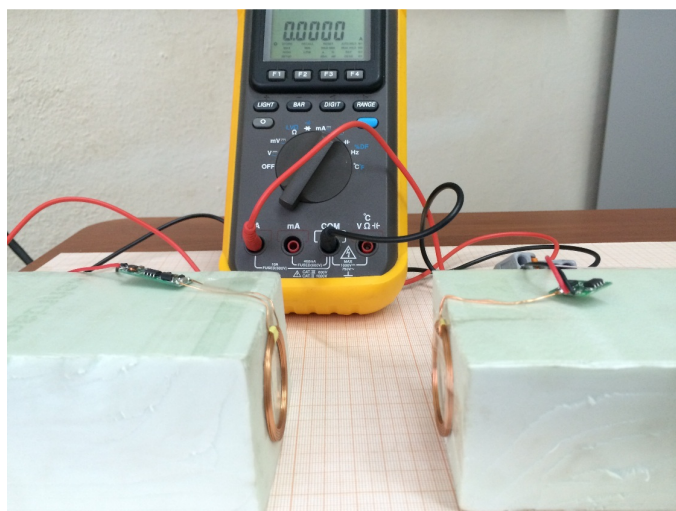


Рис. 2. Внешний вид экспериментального стенда

3 Экспериментальная часть

В ходе эксперимента были получены зависимости передаваемой мощности от расстояния между передатчиком и приемником при различных средах: воздух, парафин, изотонический раствор. Для каждого случая был построен график.

В первом эксперименте использовалась среда без наполнителя. Полученные результаты представлены в таблице 3.

Результаты исследования влияния расстояния на передаваемую мощность

L , мм	I , мА	V , В	P , Вт
25	0	0	0
20	9.422	2.6614	0.0051
15	40.280	3.8765	0.0936
10	177.940	7.1130	1.8269
5	333.480	11.2450	6.4168
0	980.000	12.3440	55.4151

Где: L – расстояние между катушками;

I – ток в нагрузке (резистор номиналом 57.7 Ом);

V – напряжение на выходе без нагрузки;

P – мощность, выделяемая в нагрузке;

На основании полученных данных был построен график зависимости передаваемой мощности от расстояния между передатчиком и приемником.

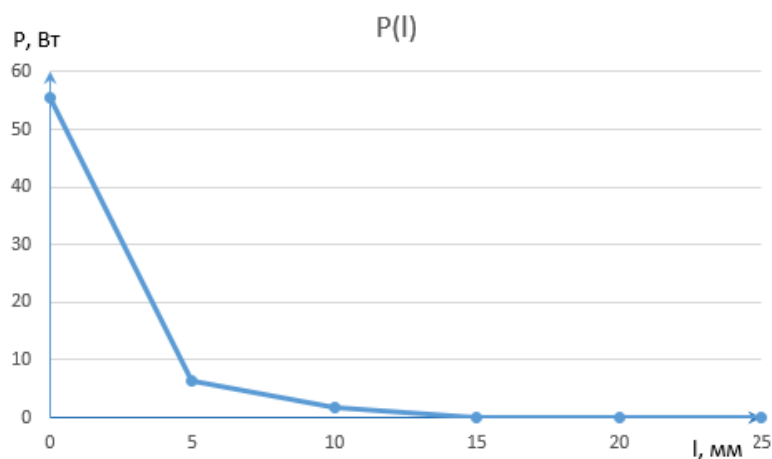


Рис. 3. Зависимость передаваемой мощности от расстояния в воздухе

Как видно из графика, характер уменьшения передаваемой мощности является экспоненциальным, что соответствует теоретическим данным [3]. Также видно, что на расстоянии более 15мм передаваемая мощность практически равна нулю, что соответствует результатам статьи [2].

Во втором опыте в пространство между передатчиком и приемником был помещен слой парафина толщиной 12мм, который является диэлектриком и обладает электромагнитными свойствами схожими со свойствами жировой ткани.

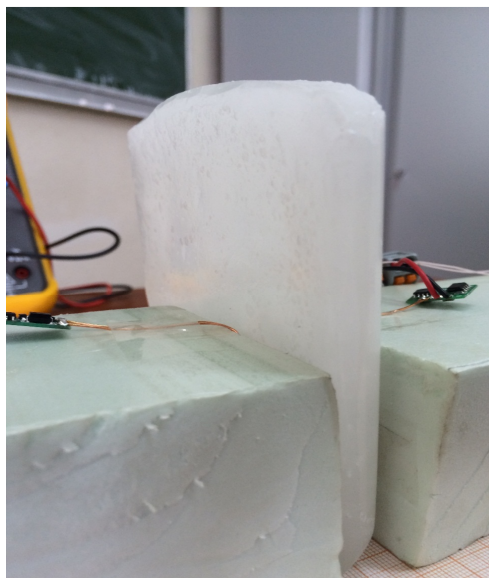


Рис. 4. Стенд для исследования влияния парафина на передаваемую мощность

Таблица 4

Результаты исследования влияния парафина на передаваемую мощность

L , мм	I , мА	V , В	P , Вт
25	0	0	0
20	7.303	2.9	0.003
15	66.78	4.141	0.257
12	150.91	5.264	1.314

На основании полученных данных был построен график.

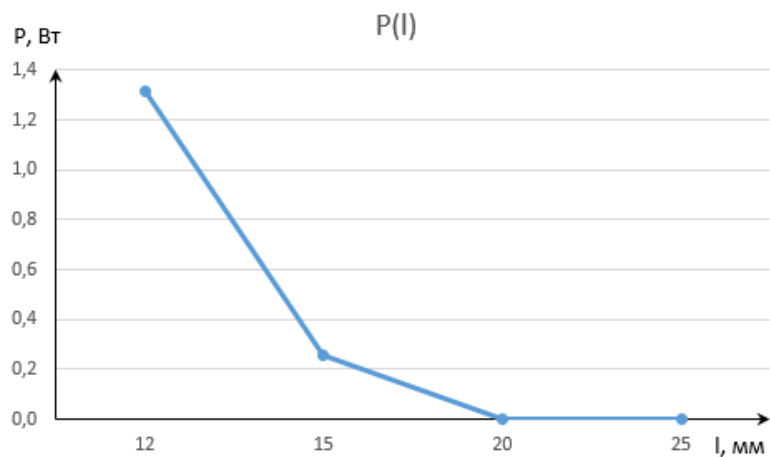


Рис. 5. Зависимость передаваемой мощности от расстояния в парафине

Из графика видно, что на расстоянии большем 15мм величина передаваемой мощности незначительна и имеет экспоненциальный характер, как и в первом опыте. Это можно объяснить тем, что магнитное поле слабо взаимодействует с тканями организма.

В третьем опыте в качестве среды использовался водный раствор NaCl , который обладает схожими электромагнитными свойствами с кожной и мышечной тканью.



Рис. 6. Стенд исследования зависимости изотонического раствора на передаваемую мощность

Таблица 5

Результаты исследования влияния изотонического раствора на передаваемую
мощность

L , мм	V , В	I , мА	P , Вт
25	1.75	0.57	0.00002
20	2.90	6.21	0.0022
15	4.83	52.70	0.160
12	6.29	205.13	2.424
10	8.37	240.14	3.324
5	11.14	502.34	14.561
0	12.34	940.51	51.038

На основе полученных данных был построен график.

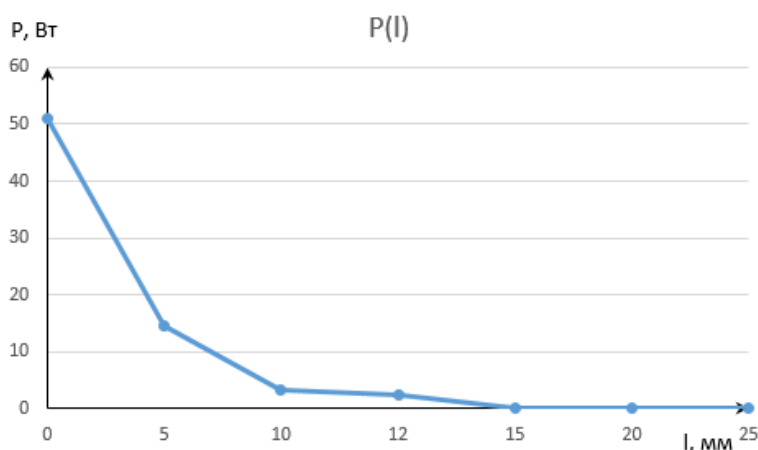


Рис. 7. Зависимость передаваемой мощности от расстояния в соленом растворе

В данном опыте полученная зависимость передаваемой мощности от расстояния также имеет экспоненциальный характер и на расстоянии большем 15мм практически равна нулю.

Исходя из анализа результатов всех проведенных опытов можно сделать вывод, что ткани организма слабо влияют на распространение магнитного излучения, что подтверждает теорию [3].

Заключение

В ходе работы был разработан испытательный стенд для получения зависимости передаваемой мощности системой из двух катушек при изменении расстояния между ними и различными разделяющими средами. Для передачи была выбрана частота 1 кГц, т.к. при этом основной вклад в передачу вносит магнитное поле. На рисунке 8 приведены полученные результаты.

Из рисунка 8 видно, что характер полученных зависимостей схож, что является следствием слабого взаимодействия магнитного поля с тканями организма, в следствии их того, что их относительная магнитная проницаемость близка к 1, что соответствует теоретическим данным [4].

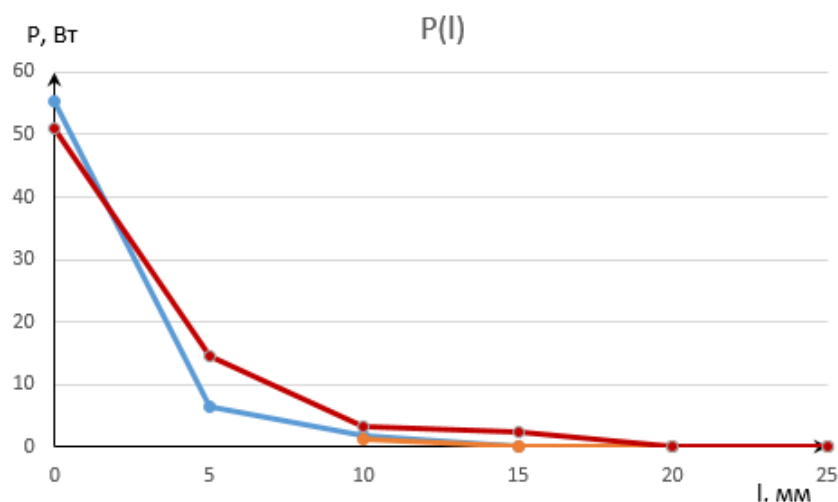


Рис. 8. Результаты всех опытов

Следующим этапом разработки будет апробирование математической модели, миниатюризация системы, для чего возможно применение метаматериалов, например, магнитная нанофокусировка, разработка технологического процесса и создание опытной модели устройства.

Список литературы

1. Ильин А.С. Оценка возможности использования оптического излучения для подзарядки батарей питания имплантатов // Труды ИТПЭ РАН. Математическое и компьютерное моделирование систем: прикладные аспекты. 2014. Т. 1. № 1. С. 51-56.
2. A. Denisov. Ultrasonic vs. Inductive Power Delivery for Miniature Biomedical Implants. London: Wiley, 2007. 323 p.

3. Design Rules MOSIS Scalable CMOS (SCMOS) (Revision 8.00). Available at: <http://www.mosis.com/files/scmos/scmos.pdf>, (accessed 23.07.2014).
4. R. King. Antenna in Matter. London: Wiley, 1963. 534 p.