

ния уровня сахара в крови и анализа состава продуктов питания.

Работы выполнены при поддержке гранта РФФ (проект № 18-75-10042) «Изучение предикторов постпрандиального гликемического ответа и потребности в инсулинотерапии у женщин с гестационным сахарным диабетом с целью персонализации подходов к его лечению».

Список литературы:

1. Ботова Е.А., Богомазова Т.В. Гестационный сахарный диабет. Осложнения периода гестации. Перинатальные исходы // Вестник Бурятского государственного университета. Медицина и фармация. 2017. Вып. 4. С. 62-66.
2. Дедов И.И. Персонализированная медицина // Вестник РАМН. 2019. Т. 74. № 1. С. 61-70.
3. Пустозеров Е.А., Попова П.В., Ткачук А.С., Болотко Я.А., Герасимов А.С. Применение мобильного приложения с дневником наблюдения в клинической практике лечения гестационного сахарного диабета // Проблемы эндокринологии. 2016. Т. 62. № 5. С. 32-33.
4. Popova P., Vasilyeva L., Tkachuk A., Puzanov M., Golovkin A., Bolotko Y., Pustozero E., Vasilyeva E., Li O., Zazerskaya I., Dmitrieva R., Kostareva A., Grineva E. A Randomised, Controlled Study of Different Glycaemic Targets during Gestational Diabetes Treatment: Effect on the Level of Adipokines in Cord Blood and ANGPTL4 Expression in Human Umbilical Vein Endothelial Cells // International Journal of Endocrinology. 2018. Vol. 2018. Article ID 6481658. 8 p.

5. Pustozero E., Popova P., Tkachuk A., Bolotko Y., Yuldashev Z., Grineva E. Development and Evaluation of a Mobile Personalized Blood Glucose Prediction System for Patients with Gestational Diabetes Mellitus // JMIR Mhealth Uhealth. 2018. Vol. 6 (1). P. e6.

Евгений Анатольевич Пустозеров,
канд. техн. наук, доцент,
Владислав Ярославович Черных,
студент,
кафедра биотехнических систем,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет «ЛЭТИ»,
Полина Викторовна Попова,
канд. мед. наук, зав. НИЛ эндокринных
заболеваний у беременных,
Елена Андреевна Васюкова,
ординатор,
Александра Сергеевна Ткачук,
научный сотрудник,
Институт эндокринологии,
НМИЦ им. В.А. Алмазова,
Зафар Мухамедович Юлдашев,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра биотехнических систем,
Санкт-Петербургский государственный
электротехнический университет «ЛЭТИ»,
г. С.-Петербург,
e-mail: yuld@mail.ru

А.А. Данилов, Э.А. Миндубаев, К.О. Гуров, Р.Р. Аубакиров,
О.А. Сурков, Е.В. Рябченко, С.В. Селищев

Устройство для беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов при помощи индуктивной связи

Аннотация

Рассмотрена конструкция устройства для беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов с потребляемой мощностью 500 мВт. Описаны основные технические решения, обеспечивающие достижение относительно высокой стабильности работы устройства (перепад мощности менее 10 %) при типичных для медицинских применений смещениях передающей и принимающей антенн относительно друг друга (до 20 мм). Приведены результаты технических испытаний устройства и испытаний с использованием имитатора биологических тканей (изотонического раствора).

Введение

Внедрение систем беспроводной передачи энергии (БПЭ) на основе индуктивной связи является перспективным направлением развития имплантируемых медицинских приборов (ИМП) [1]-[3]. В настоящее время такие системы применяются для энергообеспечения кохлеарных имплантатов [4] и нейростимуляторов [5]. Ведется разработка систем БПЭ, которые могут использоваться для энергообеспечения аппаратов вспомогательного кровообращения [6], визуальных протезов [7], кардиостимуляторов [8]. Основным преимуществом систем БПЭ на основе индуктивной связи является то, что их приме-

нение позволяет решить ряд проблем, характерных для используемых в данный момент методов энергообеспечения. Применение систем беспроводного энергообеспечения вместо чрескожных проводов значительно снижает риск развития послеоперационных инфекций. Кроме того, данное техническое решение позволяет отказаться от использования имплантируемых источников питания, применение которых зачастую сопряжено с необходимостью повторных имплантаций в связи с исчерпанием ресурса имплантируемой батареи.

Основными техническими трудностями при создании системы БПЭ для питания ИМП является обеспечение высокой эффективности передачи энергии [1]-[3], [9], [10] и стабильнос-

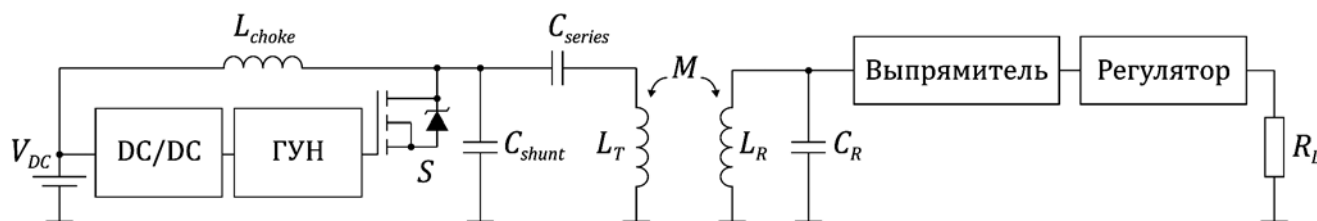


Рис. 1. Принципиальная схема устройства беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов (DC/DC – понижающий преобразователь напряжения, ГУН – генератор, управляемый напряжением)

ти ее передачи [11]-[14], поскольку смещения передающей и принимающей антенн, неизбежно возникающие при работе системы, приводят к изменениям выходной мощности и эффективности системы. Кроме того, необходимо учитывать влияние биологической среды на процесс передачи энергии.

Целью работы было создание прототипа устройства для беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов, обеспечивающего в приемной части генерацию тока мощностью 500 мВт и поддержание стабильной работы (перепад мощности порядка 10 %) при характерных для ИМП расстояниях между приемной и передающей антеннами (порядка 10 мм), при этом эффективность передачи энергии должна была быть не ниже 50 %. В статье описываются структура и характеристики разработанного устройства, представлены результаты технических испытаний устройства и испытаний устройства в среде, которая имитирует среду биологического объекта.

Материалы и методы

Разработанное устройство включает в себя передающую и принимающую части (рис. 1). Передающая часть построена на основе усилителя мощности класса E, который обеспечивает преобразование входного маломощного периодического сигнала прямоугольной формы с генератора, управляемого напряжением (ГУН), в высокомоощный синусоидальный сигнал. Этот сигнал поступает на передающую антенну L_T , генерирующую переменное электромагнитное поле, которое, в свою очередь, генерирует индукционный ток в принимающей антенне. Передающая L_T и принимающая L_R антенны представляют собой плоские концентрические катушки индуктивности. Параметры, описывающие геометрию антенн, приведены в табл. 1. В принимающей цепи устройства параллельно антенне установлен компенсирующий конденсатор C_R , номинал которого подбирается таким образом, чтобы минимизировать реактивную составляющую мощности в приемнике. Наконец, переменный сигнал в приемнике выпрямляется и регулируется, после чего поступает в нагрузку.

Таблица 1

Параметры антенн в передающей и принимающей частях устройства беспроводной передачи энергии

Параметр	Передающая антенна	Принимающая антенна
Внешний радиус, мм	30	22,5
Радиус провода, мм	0,25	0,25
Расстояние между витками, мм	1,2	1,2
Число витков	14	11
Собственная индуктивность, мкГн	7,9	5,5

Настройка конденсаторов C_{shunt} и C_{series} в нагрузочной цепи усилителя мощности класса E позволяет обеспечить переключение при нулевом напряжении на ключевом транзисторе. Подробно процесс настройки усилителя класса E описан в [15]. Таким образом, достигается минимизация потерь мощности на ключе и повышается общая эффективность системы БПЭ. Однако изменение относительного положения передающей и принимающей антенн оказывает влияние на величину отраженной нагрузки приемника и, как следствие, нарушает условия переключения при нулевом напряжении. Поэтому, чтобы обеспечить надежную работу устройства беспроводного питания, в качестве ключа необходимо использовать мощный силовой транзистор. В разработанной системе был использован силовой МОП-транзистор IRF7493TRPBF («Infineon Technologies», США). Для генерации управляющего сигнала, поступающего на затвор транзистора, применяется управляемый напряжением кремниевый осциллятор LTC6990 («Linear Technology», США). Рабочая частота системы составляет 880 кГц. Габариты платы генератора – 56 × 43 × 14 мм.

Напряжение на выходе колебательного контура, включающего в себя принимающую антенну и компенсирующий конденсатор, поступает на вход полномостового выпрямителя. С целью минимизации габаритов принимающей части в качестве регулятора используется стабилитрон DDZ8V2ASF-7 («Diodes Incorporated», США). Габариты приемника – 20 × 20 × 3 мм. Пиковая рассеиваемая мощность на стабилитроне для обозначенного в ходе эксплуатации диапазона смещений не превышает 50 мВт. Выход регулятора соединяется с нагрузкой. Внешний вид электронной части устройства и антенн показан на рис. 2.

Целью разработки было достижение следующих целевых характеристик устройства: выходная мощность (0,55 ± 0,05) Вт при осевом расстоянии между катушками 10...20 мм, боковом смещении 0...20 мм, угловом смещении 0...20 град; при этом эффективность передачи энергии должна быть не ниже 50 %.

Для проверки соответствия разработанного устройства требованиям технического задания были проведены технические испытания. Были определены значения выходной мощности тока в принимающей части системы и общая эффективность передачи энергии при осевом расстоянии между антеннами 10...20 мм, боковом смещении 0...20 мм, угловом смещении 0...20 град. Для оценки влияния биологических тканей на параметры передачи энергии были проведены испытания в среде, которая имитирует среду биологического объекта. В качестве имитационной среды был использован изотонический раствор (0,9%-ный раствор хлорида натрия в дистиллированной воде). В ходе испытаний были получены значения эффективности передачи энергии и выходной мощности при осевом расстоянии между антеннами 10...20 мм.

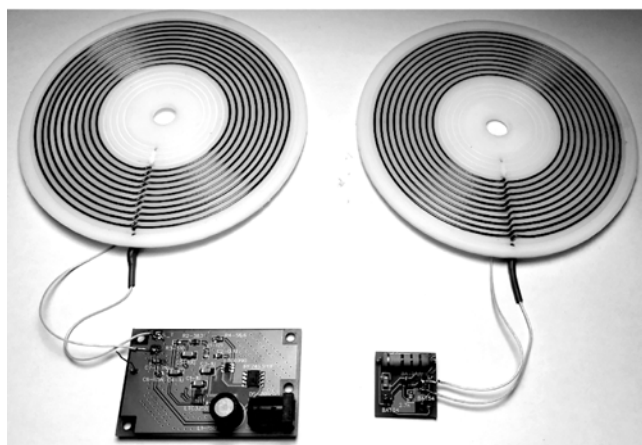


Рис. 2. Передающая (слева) и принимающая (справа) части устройства беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов

Результаты

На рис. 3 показана зависимость выходной мощности от осевых смещений, полученная в ходе технических испытаний и испытания в имитационной среде биологического объекта. Оптимизация геометрических параметров антенн позволила минимизировать влияние боковых и угловых смещений антенн на выходную мощность и эффективность работы устройства. При изменении бокового смещения в диапазоне 0...20 мм выходная мощность устройства изменялась в диапазоне 0,54...0,6 Вт. При этом на регуляторе напряжения рассеивалось не более 30 мВт. При изменении углового смещения в диапазоне 0...20 град выходная мощность системы БПЭ изменялась в диапазоне 0,59...0,6 Вт. Минимальная эффективность передачи энергии, зафиксированная в ходе технических испытаний, составляла 68 %. При передаче энергии через биологическую среду минимальная эффективность составила 51 %.

Заключение

В настоящей статье описано устройство беспроводного питания безаккумуляторных имплантатов с выходной мощно-

стью 500 мВт. Разработанное устройство обладает высокой стабильностью передачи энергии – перепад мощности в пределах 0,54...0,6 Вт при изменении бокового расстояния от 0 до 20 мм. Ключевыми техническими решениями, обеспечившими достижение таких значений, были:

- разработка и использование в качестве приемной и передающей антенн плоских кольцевых концентрических катушек индуктивности с разреженной намоткой (расстояние между витками 1,2 мм) и коэффициентом заполнения (отношение внутреннего радиуса к внешнему) 0,2;
- настройка усилителя класса Е (входящих в состав усилителя емкостей) с учетом величины коэффициента связи между антеннами при заранее заданном среднем расстоянии между приемной и передающей антеннами.

Выходная мощность, Вт

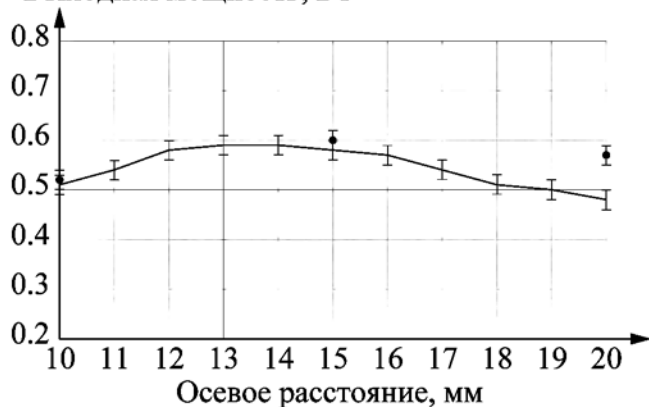


Рис. 3. Зависимость выходной мощности устройства беспроводного питания от осевого смещения антенн; сплошная линия – результаты технических испытаний; • – результаты испытаний в изотоническом растворе

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства высшего образования и науки Российской Федерации (соглашение № 14.579.21.0144 от 26.09.2017, уникальный идентификатор проекта RFMEFI57917X0144).

Список литературы:

1. Zhang Z., Pang H., Georgiadis A., Cecati C. Wireless Power Transfer – An Overview // IEEE Transactions on Industrial Electronics. 2019. Vol. 66. № 2. PP. 1044-1058.
2. Shadid R., Noghmanian S. A Literature survey on wireless power transfer for biomedical devices // International Journal of Antennas and Propagation. 2018. № 5. PP. 1-11.
3. Bocan N.K., Sejdic E. Adaptive transcutaneous power transfer to implantable devices: State of art review // Sensors. 2016. Vol. 16. № 3. P. E393.
4. Clark G. Cochlear implants: Fundamentals and applications. – Springer, 2003. 831 p.
5. Eldridge P., Simpson B.A., Gilbert J. The Role of Rechargeable Systems in Neuromodulation // European Neurological Review. 2011. Vol. 6. № 3. PP. 187-192.
6. Wang J. et al. Energy transmission and power sources for mechanical circulatory support devices to achieve total implantability // The Annals of Thoracic Surgery. 2014. Vol. 97. № 4. PP. 1467-1474.
7. Weiland J., Humayun M. Visual prosthesis // Proceedings of the IEEE. 2008. Vol. 96. № 7. PP. 1076-1084.
8. Monti G. et al. Inductive link for power and data transfer to a medical implant // Wireless Power Transfer. 2017. Vol. 4. № 2. PP. 98-112.

9. Zierhofer C.M., Hochmair E.S. Geometric approach for coupling enhancement of magnetically coupled coils // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 1996. Vol. 43. № 7. PP. 708-714.
10. Jow U.-M., Ghovanloo M. Design and optimization of printed spiral coils for efficient transcutaneous inductive power transmission // IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems. 2007. Vol. 1. № 3. PP. 193-202.
11. Friedmann J. et al. A Novel Universal Control Scheme for Transcutaneous Energy Transfer (TET) Applications // IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics. 2015. Vol. 3. № 1. PP. 296-305.
12. Hu L. et al. Detecting Malposition of Coil Couple for Transcutaneous Energy Transmission // ASAIO Journal. 2016. Vol. 62. № 1. PP. 56-62.
13. Han W. et al. Accurate Position Detection in Wireless Power Transfer Using Magnetoresistive Sensors for Implant Applications // IEEE Transactions on Magnetics. 2018. Vol. 54. № 11. PP. 1-5.
14. Danilov A. et al. Methods for Compensation of Coil Misalignment in Systems for Inductive Transcutaneous Power Transfer to Implanted Medical Devices // Biomedical Engineering. 2017. Vol. 51. № 1. PP. 56-60.
15. Surkov O.A., Danilov A.A., Mindubaev E.A. An Algorithm for Designing AC Generators for Inductive Powering Systems of Batteryless Implants // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 52. № 5. PP. 331-334.

Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
ст. научный сотрудник,
Эдуард Адипович Миндубаев,
канд. техн. наук, мл. научный сотрудник,
Институт бионических
технологий и инжиниринга,
ФГАОУ ВО «Первый МГМУ им. И.М. Сеченова»
Минздрава России (Сеченовский Университет),
г. Москва,
Константин Олегович Гуров,
специалист,
Рафаэль Рафаэлевич Аубакиров,
специалист,
Олег Алексеевич Сурков,
специалист,
Екатерина Викторовна Рябченко,
специалист,
отдел высокотехнологичных медицинских изделий,
АО «Зеленоградский
инновационно-технологический центр»,
г. Москва, г. Зеленоград,
Сергей Васильевич Селищев,
д-р физ.-мат. наук, профессор,
директор,
Институт БМС МИЭТ,
ФГАОУ ВО «Национальный исследовательский
университет «Московский институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: edmindubaev@gmail.com