

Исследование мощностных характеристик и безопасности системы беспроводной передачи энергии для энергообеспечения медицинского оборудования в операционной комнате

Аннотация

Исследованы мощностные характеристики и безопасность системы беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи к медицинскому оборудованию операционной комнаты. Определены конструктивные параметры систем, которые способны передавать в нагрузку мощность 1 и 2 кВт. Исследовано воздействие на модель человека электромагнитных полей, возникающих при работе системы. Показана принципиальная возможность создания безопасных для человека систем беспроводной передачи энергии для питания оборудования в операционной.

Введение

В последние десятилетия в России наблюдается тенденция к увеличению количества проводимых в год хирургических операций [1]. Для успешного проведения операции и снижения риска возникновения послеоперационных осложнений помещение и оборудование должны быть стерилизованы. Некоторые виды пластика и резиновые поверхности, которые используются в операционной комнате, неустойчивы к высоким температурам и воздействию очищающих веществ и поэтому требуют особых условий стерилизации. Преимущественно объектами с такой поверхностью являются силовые кабели и розетки, к которым подключается электронное оборудование, используемое в операционной. Дополнительную трудность при стерилизации розеток может представлять их неудобное расположение.

Одним из возможных способов повышения стерильности операционной является замена розеток и проводов для питания медицинского оборудования на системы беспроводной передачи энергии (БПЭ). Помимо повышения стерильности, отказ от проводного энергообеспечения позволит упростить перемещение медицинского персонала в операционной.

В данный момент активно исследуются и разрабатываются системы БПЭ в пределах помещения для питания потребительской электроники [2], [3]. Однако для питания оборудования в операционной требуется значительно более высокий уровень потребляемой мощности. Поэтому подход, при котором в комнате создается однородное магнитное поле, будет сопряжен с проблемами с безопасностью. В рассматриваемой работе предлагается и исследуется альтернативный подход, в котором для энергообеспечения медицинского оборудования используется индуктивная связь между передающей и принимающей катушками индуктивности.

Материалы и методы

В предлагаемой системе БПЭ при помощи индуктивной связи передающая катушка располагается в полу операционной комнаты, а принимающая – на дне тележки с медицинским оборудованием. В данном исследовании рассматривалась конфигурация с одной передающей и одной принимающей катушками индуктивности. Процесс исследования работы системы БПЭ был разделен на следующие этапы:

1) оценка электрической мощности, потребляемой оборудованием в операционной комнате;

- 2) выбор схемы емкостной компенсации в передающей и принимающей частях системы БПЭ;
- 3) определение геометрических параметров передающей и принимающей катушек индуктивности;
- 4) исследование воздействия электромагнитных полей, создаваемых системой БПЭ, на человека;
- 5) определение конструктивных параметров (входное напряжение, рабочая частота системы, номиналы компенсирующих конденсаторов) системы БПЭ с заданным уровнем выходной мощности, которые обеспечивают выполнение граничных значений критериев безопасности.

К основным устройствам, используемым в операционной, можно отнести: аспиратор, стерилизатор, электрокоагулятор, аппарат искусственной вентиляции легких, аппарат для ультразвуковых исследований и операционный микроскоп [4]. В табл. 1 приведены значения характерной мощности, потребляемой каждым из этих устройств [4]. Общая мощность, потребляемая всеми приборами, составляет величину порядка 1 кВт.

Таблица 1

Потребляемая мощность оборудования, используемого в операционной

Прибор	Потребляемая мощность устройства, Вт
Аспиратор	44...120
Стерилизатор	50...145
Электрокоагулятор	350
ИВЛ	200
УЗ-аппарат	60
Операционный микроскоп	150

В качестве схемы емкостной компенсации была выбрана последовательная компенсация в передающей и принимающей частях системы (последовательная-последовательная компенсация). Эта схема компенсации позволяет создавать высокоэффективные системы БПЭ с высокой выходной мощностью [5], [6]. Принципиальная схема системы БПЭ с последовательной-последовательной компенсацией показана на рис. 1.

В перспективе в предлагаемой концепции операционной комнаты с беспроводным энергообеспечением возможно использование различных конфигураций передающей и принимающей катушек индуктивности. В рассматриваемом исследовании была выбрана следующая конфигурация катушек ин-

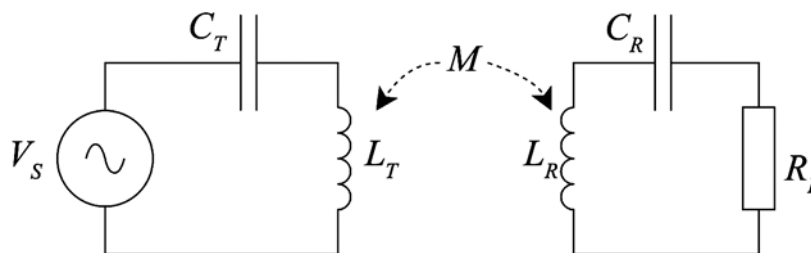


Рис. 1. Принципиальная схема системы БПЭ с последовательной-последовательной емкостной компенсацией

дуктивности в системе БПЭ: передающая катушка индуктивности располагается в полу операционной, а принимающая катушка индуктивности находится на дне тележки, на которую устанавливается медицинское оборудование. В данной конфигурации радиус передающей катушки индуктивности ограничен размером операционной. Минимальный размер операционной утвержден постановлением Главного государственного санитарного врача РФ от 24 декабря 2020 года № 44 и составляет 36 м² [7]. В данном исследовании предполагалось, что помещение имеет минимально возможный размер и квадратную форму. Следовательно, радиус передающей катушки индуктивности составляет 6 м. Ширина тележек для оборудования в операционной варьируется от 44 до 50 см, поэтому радиус принимающей катушки был выбран равным 22 см [8].

При работе системы БПЭ создается электромагнитное поле. Необходимо обеспечить соответствие системы существующим стандартам безопасности. Российским стандартом, ограничивающим воздействие электромагнитных полей, является ГОСТ Р 54148–2010 [9]. В нем приведены ограничения и опорные уровни в полосе частот от 0 Гц до 300 ГГц. Данный стандарт совпадает со стандартом Международной комиссии по защите от неионизирующего излучения (ICNIRP) [10]. Согласно этим стандартам, основными критериями оценки безопасности являются величины напряженностей электрического и магнит-

ного полей и удельная поглощенная мощность (УПМ) в тканях. УПМ можно найти при помощи следующего уравнения:

$$\text{УПМ} = \frac{\sigma |E|^2}{\rho},$$

где σ – удельная электропроводимость, См/м; ρ – плотность ткани, г/см³; E – напряженность электрического поля, В/м.

Для оценки воздействия электромагнитных полей, возникающих при работе системы БПЭ, была создана модель в программном пакете «COMSOL Multiphysics». Модель, представленная на рис. 2, состоит из цилиндра, имитирующего человека, передающей катушки, расположенной в полу комнаты, и принимающей катушки.

В ходе моделирования была учтена нелинейность диэлектрических свойств биологических тканей (диэлектрическая проницаемость и проводимость). Модель человека имела размеры 60 см в диаметре и 1,7 м в высоту. Цилиндр является однородным, его диэлектрические свойства совпадают с аналогичными для мышечной ткани, так как большая часть энергии поглощается именно в ней [11].

Для оценки величины выходной мощности в программном пакете «NI Multisim» была построена модель системы БПЭ с последовательно-последовательной емкостной компенсацией.

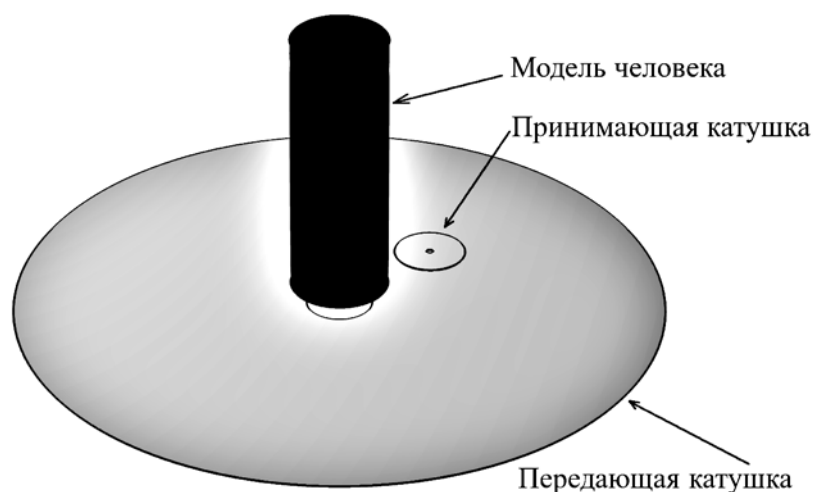


Рис. 2. Модель, используемая для расчетов в «COMSOL», состоящая из цилиндрической модели человека, моделей передающей и принимающей катушек

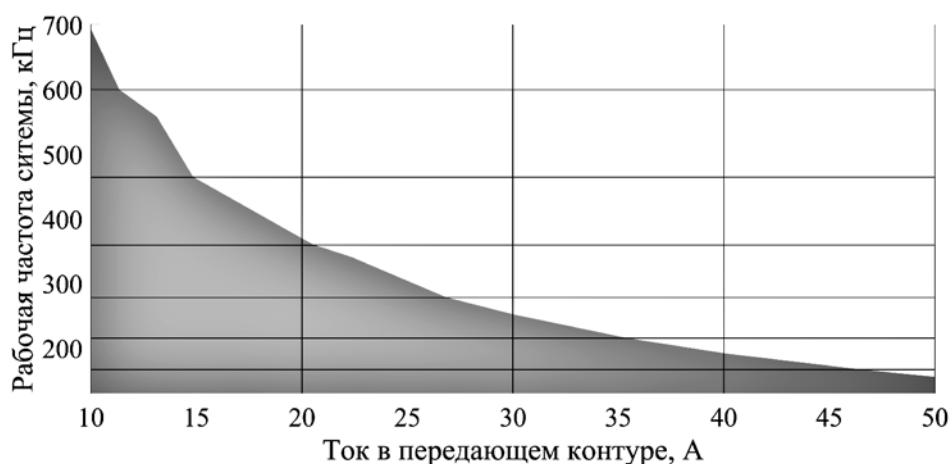


Рис. 3. График, иллюстрирующий безопасные наборы параметров тока и частоты

Результаты

Для установленных ограничений геометрических параметров катушек индуктивности была задана конкретная геометрия. Передающая катушка имеет внешний радиус 3 м, шаг между витками – 20 см, количество витков – 15, радиус провода – 2 мм. Принимающая катушка имеет внешний радиус 22 см, шаг между витками – 2 см, количество витков – 11, радиус провода – 2 мм.

Рассчитанные значения собственной индуктивности передающей катушки равны 611 мкГн, принимающей – 22,5 мкГн. Взаимная индуктивность между катушками составляет 5,2 мкГн.

Для заданной геометрии катушек индуктивности в программном пакете «COMSOL» системы было выполнено исследование влияния тока в передающем контуре системы и рабочей частоты системы на УПМ. Стоит отметить, что напряженность электрического поля, создаваемого системой, была значительно меньше граничного значения, регламентируемого ГОСТом. Результаты моделирования показаны на рис. 3. В темно-серой зоне расположены наборы параметров «ток в передающем контуре – рабочая частота системы» для данной модели, при которых УПМ в тканях ниже допустимого значения.

Далее было выполнено моделирование в программе «NI Multisim» для токов в передающей части системы 10, 30 и 50 А и рабочих частот системы, которые для данных значений тока обеспечивают достижение граничного значения УПМ.

Также эти значения частоты используются для расчета емкостей конденсаторов C при условии работы в резонансе по формуле

$$C = \frac{1}{4\pi^2 f^2 L},$$

где f – частота; L – индуктивность катушки.

Сопrotивление нагрузки составляет 50 Ом. Напряжение на источнике питания – 700 В. Параметры и результаты моделирования электрической схемы приведены в табл. 2.

Для получения 2 кВт на нагрузке потребуются изменить геометрию катушек. Для этого размеры передающей катушки были скорректированы с учетом ограничений следующим образом: внешний радиус составляет 2 м, внутренний – 2 см, количество витков катушки – 30, 10 и 6 для тока в катушке 10, 30 и 50 А соответственно.

Для данных катушек собственная индуктивность составляет 14, 2 мГн, 936 мкГн соответственно. Индуктивность принимающей катушки – 22,5 мкГн, коэффициент связи – 0,07.

Параметры и результаты моделирования электрической схемы приведены в табл. 3.

Во всех случаях удалось достичь 2 кВт мощности на нагрузке в 50 Ом.

Заключение

В рассматриваемой работе показана принципиальная возможность реализации безопасной системы БПЭ для питания медицинского оборудования в операционной комнате и обеспечения его достаточным количеством энергии, представлен алгоритм проектирования таких систем. Для спроектированных систем были определены граничные наборы по входному току системы и рабочей частоте для заданной геометрии катушек индуктивности, при которых возможна безопасная передача необходимого уровня энергии для питания оборудования в операционной для 1 и 2 кВт. Выявлена необходимость расчета УПМ для конкретных систем из-за существования перехода между безопасной зоной параметров и зоной со значениями, превышающими предельно допустимые, в графике безопасного набора параметров для моделей операционной с беспроводной передачей энергии.

Работа выполнена в рамках государственного задания, Соглашение № 075-03-2020-216 от 27.12.2019 г.

Список литературы:

1. Здравоохранение в России. 2021. Сб. статей. – М.: Росстат, 2021. 171 с.
2. *Sasatani T. et al.* Room-wide wireless charging and load-modulation communication via quasistatic cavity resonance // Proceedings of the ACM on Interactive, Mobile, Wearable and Ubiquitous Technologies. 2018. Vol. 2. № 4. PP. 1-23.
3. *Shinohara N.* Trends in wireless power transfer: WPT technology for energy harvesting, millimeter-wave/THz rectennas, MIMO-WPT, and advances in near-field WPT applications // IEEE Microwave Magazine. 2020. Vol. 22. № 1. PP. 46-59.
4. Приказ Минздрава России «Об утверждении Порядка оказания медицинской помощи взрослому населению по профилю «хирургия» от 17.04.2013 г. № 28161 с изм. и дополн. в ред. от 21.02.2020 г.
5. *Mude K.N., Aditya K.* Comprehensive review and analysis of two-element resonant compensation topologies for wireless inductive power transfer systems // Chinese Journal of Electrical Engineering. 2019. Vol. 5. № 2. PP. 14-31.

Таблица 2

Параметры конденсаторов и результаты моделирования

Частота, кГц	Емкость конденсатора C_T , нФ	Емкость конденсатора C_R , нФ	Ток в передающей части, А	Ток в принимающей части, А	Мощность на нагрузке, кВт
687	0,09	2,39	10	4,5	1
250	0,66	18,05	28,2	4,7	1,1
154	1,75	47,66	45,7	4,7	1,1

Таблица 3

Параметры схемы и результаты моделирования

Частота, кГц	Напряжение питания, В	Емкость конденсатора C_T , нФ	Емкость конденсатора C_R , нФ	Ток в передающей части, А	Ток в принимающей части, А	Мощность на нагрузке, кВт
123	1790	0,12	75,5	10	6,4	2,1
125	322	0,79	71,8	30	7,1	2,6
123,5	241	1,78	73,77	50	7,89	3,11

6. *Abou Houran M., Yang X., Chen W.* Magnetically coupled resonance WPT: Review of compensation topologies, resonator structures with misalignment, and EMI diagnostics // *Electronics*. 2018. Vol. 7. № 11. P. 45.
7. СП 2.1.3678–20 от 24 декабря 2020 года «Санитарно-эпидемиологические требования к эксплуатации помещений, зданий, сооружений, оборудования и транспорта, а также условиям деятельности хозяйствующих субъектов, осуществляющих продажу товаров, выполнение работ или оказание услуг».
8. МедКомплекс АВК – Интернет-магазин медицинской техники и оборудования / <https://www.medcomp.ru/> (дата обращения: 01.04.2022).
9. ГОСТ Р 54148–2010 Воздействие на человека электромагнитных полей от бытовых и аналогичных электрических приборов.
10. International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection et al. Guidelines for limiting exposure to electromagnetic fields (100 kHz to 300 GHz) // *Health Physics*. 2020. Vol. 118. № 5. PP. 483-524.
11. *Dyachkova E.S., Mindubaev E.A.* Exploring the Concept and Assessing Safety of the Wireless Power Transfer in the Operating Room / 2021 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus). IEEE, 2021. PP. 2795-2798.

*Екатерина Сергеевна Дьячкова,
магистр 2-го года обучения,
Эдуард Адитович Миндубаев,
канд. техн. наук, доцент,
Арсений Анатольевич Данилов,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Институт биомедицинских систем,
ФГАОУ ВО «Национальный
исследовательский университет «Московский
институт электронной техники»,
г. Москва, г. Зеленоград,
e-mail: frambuesa1234@yandex.ru*

*А.Г. Гудков, В.Ю. Леушин, С.В. Сидоркевич, А.Д. Касьянов, Е.А. Киселева,
С.В. Агасиева, С.В. Чижиков, Г.А. Гудков*

Тромбомиксер для устройства безопасного хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред

Аннотация

Представлены результаты разработки тромбомиксера для устройства безопасного хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред с применением систем термостабилизации на основе полупроводниковых термоэлектрических элементов. Показано, что возможно создание условий для безопасного хранения тромбоцитосодержащих трансфузионных сред в условиях их термостатирования при высоких требованиях к точности поддержания температуры и равномерности температуры по объему.

Введение

Тромбоцитосодержащие среды, такие как тромбоцитный концентрат (ТК), представляют собой суспензию жизнеспособных и гемостатически активных тромбоцитов в плазме, приготовленную методом серийного центрифугирования консервированной крови или методом тромбоцитафереза крови одного донора. Обеспечение пациентов ТК является одной из наиболее сложных проблем организации трансфузиологической помощи.

Основными направлениями совершенствования заготовки ТК являются возрастание сложности технологий цитафереза, совершенствование получения ТК из дозы крови. Для получения ТК методом афереза используют два основных метода: аппаратный и дискретный. Отличительной особенностью дискретного метода является выделение тромбоцитов из плазмы, обогащенной тромбоцитами, которая предварительно была получена в ходе дифференцированного центрифугирования в полимерных контейнерах. Аппаратный метод рассматривается как наиболее оптимальный способ заготовки, поскольку ТК, полученные методом афереза, сохраняют должные параметры качества до 5 дней хранения. Длительное время проблема заготовки качественных ТК решалась за счет внедрения стандартного комплекса мероприятий, таких как совершенствование методов селекции доноров, технологий двухэтапного лабораторного скрининга, акцент на аферезных методиках заготовки целевых клеток крови, усиление бактериального контроля, внедрение дополнительных способов обработки компонентов крови после их выделения. Вместе с тем проблема получения функционально полноценных выделенных клеток крови и проблема сохранности этих клеток в течение все-

го периода хранения и после обработки разными методами остается актуальной.

ТК используется при проведении реанимационных мероприятий, лечении онкогематологических заболеваний, проведении кардиологических операций и операций, связанных с большой потерей крови. При этом особенно важным является обеспечение режимов хранения концентрата тромбоцитов, поскольку соблюдение этих режимов гарантирует его качество.

Основная часть

Потенциальные проблемы, возникновение которых возможно при переливании тромбоцитов, заготовленных в 100%-ной плазме и подвергнутых различным методам обработки, побудили к поиску альтернативных решений для получения качественного ТК, что привело к проведению ряда исследований по сравнению методов заготовки и обработки ТК [1]-[10].

Безопасность применения тромбоцитосодержащих гемотрансфузионных сред обеспечивается следующим показателем, подлежащим обязательной проверке в системе контроля качества ТК: содержание тромбоцитов не менее 200×10^9 в единице. Необходимым условием сохранения жизнеспособности тромбоцитов при хранении является их постоянное перемешивание. Оно должно быть достаточно эффективным, чтобы обеспечить доступ кислорода в течение всего времени хранения, которое при оптимальных условиях может составить 5 дней. ТК должен храниться в специальных газопроницаемых полимерных контейнерах при температуре от +20 до +24 °С и постоянном встряхивании в процессе хранения. Срок хранения тромбоцитов в таких системах составляет до 5 дней, при отсутствии термостатирования срок хранения – 1 сутки. Конку-