

Устройство для индукционного нагрева ферромагнитных имплантатов

А.В. Анищенко, Е.А. Сидоров, студенты кафедры РЗИ, ТУСУР

Научный руководитель: Н.М. Федотов, к.т.н, заведующий лабораторией безопасных биомедицинских технологий, кафедра КИБЭВС, ТУСУР

Введение

В настоящее время гипертермия, обеспечивающая локальное температурное воздействие на ткани путем использования имплантатов с ферромагнитными элементами [2, 3], рассматривается как один из действенных способов повышения эффективности лучевой и химиотерапии при лечении онкологических заболеваний.

Процедура гипертермии предусматривает нагревание до 42-43°C без угрозы для жизни. Известно, что температура выше 41°C вызывает гибель опухолевых клеток, а здоровые клетки переносят повышение температуры до 44-45°C [1-2].

Метод локальной гипертермии может применяться, как для нагрева ферромагнитных материалов, входящих в состав тканезамещающих имплантатов [1], так и для нагрева вводимых в злокачественную опухоль малых ферромагнитных частиц (точка Кюри которых должна быть не выше 45°C) [5]. Исходя из анализа публикаций, требований врачей и предварительных расчетов для реализации данного метода требуется индуктор, соответствующий следующим параметрам: геометрия индуктора должна учитывать габариты среднестатистического человека (диаметр индуктора от 600 мм, длина от 300 мм); напряженность поля не должна превышать значения 8000 А/м, для обеспечения безопасности пациента [4]; чтобы ткани с хорошей электропроводностью в заданной области не перегревались до достижения гипертермических температур, диапазон частот должен быть примерно 50 – 150 кГц [3].

В настоящее время на рынке медицинское оборудование для низкочастотной селективной гипертермии, прошедшее клинические испытания, отсутствует.

Цель работы

Разработка устройства индукционного нагрева ферромагнитных имплантатов для проведения селективной гипертермии при хирургическом лечении онкологических заболеваний.

Результаты

Как правило, индуктор исполняется в виде соленоида с использованием жидкостного охлаждения. В резонансном контуре, из-за геометрических особенностей, на конденсаторе и индуктивности индуктора возникает напряжение в десятки киловольт (1).

$$U = I \cdot 2 \pi f \cdot L = \frac{I}{2 \pi f \cdot C} \quad (1)$$

Высокое напряжение затрудняет решение задач по обеспечению электробезопасности пациента, охлаждению контура и ужесточает требования по выбору высоковольтных конденсаторов. Следовательно, требуется оптимизация схемотехнического решения по наименьшему напряжению в контуре.

Для реализации индуктора на основе анализа существующих видов катушек индуктивности, была выбрана одновитковая конструкция из сплошной медной ленты, имеющая наименьшую индуктивность и, следовательно, наименьшее напряжение в контуре с заданной геометрией, что и было определено на предыдущем этапе исследования.

Электрическая схема устройства реализуется на основе последовательного резонансного контура, индуктивность которого служит конструктивным элементом для создания требуемой геометрии и напряженности поля (функциональная схема устройства на рис.1). Необходимая установленная мощность генератора определена на основании оценки потерь в контуре. Мощность потерь оценена примерно в 1 кВт при напряженности магнитного поля в рабочей области индуктора 8 кА/м.

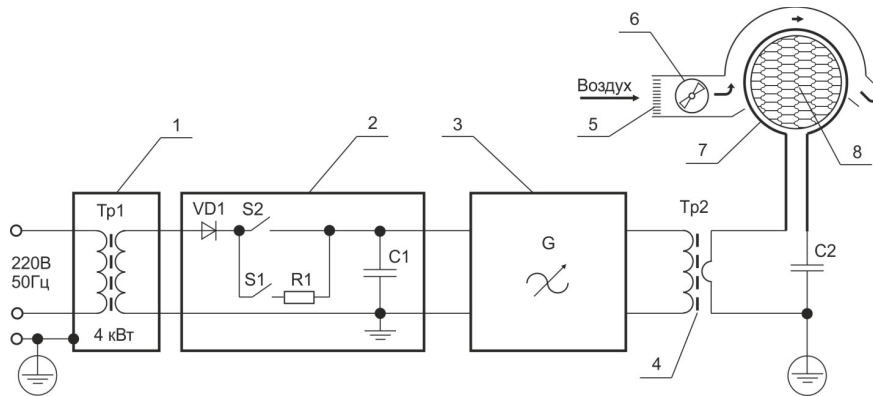


Рис. 1. Функциональная схема устройства: 1 – изолирующий трансформатор на 4 кВт, 2 – выпрямитель тока, 3 – генератор с регулируемой частотой до 100 кГц, 4 – согласующий трансформатор, 5 – воздушный фильтр, 6 – воздушная система охлаждения, 7 – индуктор, 8 – рабочая область индуктора.

Индукционное устройство состоит из генератора высокой частоты, к выходу которого подключен последовательный резонансный контур, который включает конденсатор и одновитковый индуктор, выполненный из электропроводной ленты толщиной 1-5 мм, шириной 150-500 мм и электропроводностью не менее 30 МСм/м. Конструкция индуктора включает вентилятор, создающий охлаждающий поток воздуха вдоль поверхности индуктора. Между выходом генератора высокой частоты и последовательным резонансным контуром включен согласующий трансформатор. Согласующий трансформатор 4 служит для согласования выхода генератора высокой частоты 3 с нагрузкой, представленной в виде резонансного контура из емкости C2 и индуктора 7.

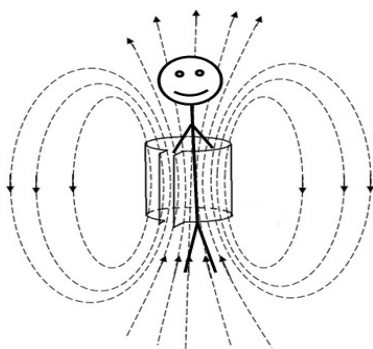


Рис. 2. Распределение силовых линий магнитного поля для кольца из плоской электропроводной индуктора 8. При этом для имитации человеческих тканей, имплантат был обернут в

Пациент должен располагаться в рабочей области индуктора 8, а силовые линии магнитного поля, создаваемые индуктором, проходят через тело пациента так, как указано на рис. 2.

В ходе работы был изготовлен опытный образец устройства.

Опытный образец индукционного устройства был протестирован с использованием имплантата. Имплантат изготовлен в виде сферы диаметром 40 мм из самополимеризующегося материала, в который на стадии изготовления были введены ферромагнитные частицы диаметром 0,5 мм.

Тестирование устройства проходило следующим образом: имплантат помещался в центр рабочей области

пропитанную водой хлопчатобумажную ткань. Температура измерялась в центре и на поверхности имплантата с помощью термопар. Во время процедуры измерения мощность устройства выключалась на 10 с.

Эксперимент проводился в течение часа. Измерения температуры производились каждую минуту в течение первых 10 минут в зоне высокого градиента. Далее замеры производились через каждые 5 минут на протяжении 40 минут, т.к. рост температуры существенно замедлился. Затем мощность была отключена и замеры так же производились каждые 5 минут.

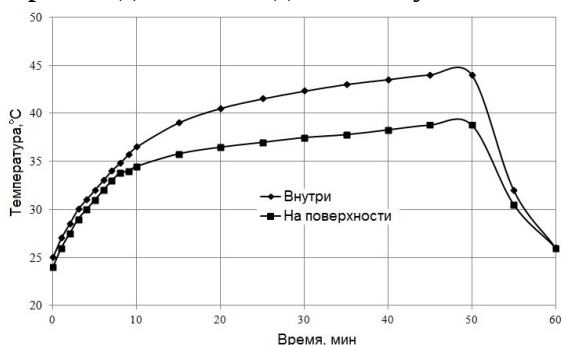


Рис. 3. График измерения температуры на поверхности и внутри имплантата

Результаты измерений представлены на рис. 3, где кривой, обозначенной квадратами, показана температура на поверхности, а кривой, обозначенной ромбами, показана температура внутри имплантата в течение эксперимента. Начальная температура опытного образца соответствует температуре окружающей среды 24°C.

В процессе тестирования было установлено, что индукционное устройство для гипертермии позволяет достичь необходимой для разрушения опухолевых клеток температуры нагревания имплантата и обеспечивается требуемая электробезопасность.

Заключение

1. Разработано устройство для реализации метода индукционного нагрева ферромагнитных материалов, применяемое для проведения селективной гипертермии при хирургическом лечении злокачественных новообразований.
2. Изготовлен опытный образец устройства, индуктор которого при заданном рабочем объеме 400x600x350 мм³, служит для создания переменного магнитного поля с напряженностью не менее 8000 А/м и частотой 50-150 кГц.
3. Выполнено тестирование опытного образца устройства, в ходе которого было установлено, что разработанное устройство позволяет достичь необходимой температуры нагревания имплантата, вызывающей гибель опухолевых клеток.

Литература

1. Использование локального индукционного нагрева в биотехнологиях и медицине/ А.М. Осинцев, И.Л. Васильченко, А.Л. Майтаков и др. // Техника и технология пищевых производств (Кемерово). – 2012. - №2. – С. 159-164.
2. Лопатин В.Ф. Метод локальной УВЧ-гипертермии // Медицинская физика (Обнинск). – 2011. - №4. – С. 85.
3. Пат. 2372116 РФ, МПК [A61N5/01](#), [A61B18/12](#), [A61F7/12](#). Устройство для локальной УВЧ-гипертермии/ В.Ф. Лопатин (РФ), А.Ф. Цыб (рф). – № 2 007 147 526 / 14; заявл. 24.12.07; опуб. 10.11.09, Бюл. № 31. – 10с.
4. Atkinson W.J., Brezovich I.A., Chakraborty D.P. Usable frequencies in hyperthermia with thermal seeds // IEEE Trans. Biomed. Eng. – 1984. – Vol.31. – No.1. – P.70-75.
5. Магнитно-жидкостная регионарная индукционная гипертермия саркомы / Н.А. Брусенцов, А.А. Шевелев, Т.Н. Брусенцова // Химико-фармацевтический журнал.- 2002. - №3.- С. 8-10.