

УДК 616.7

А.В. Кобзев, В.Д. Семенов, Д.О. Пахмурин, А.В. Литвинов, А.Ю. Хуторной, В.Н. Учаев

Управление электронными игольчатыми нагревателями при реализации метода локальной гипертермии и его экспериментальная проверка

Рассмотрены вопросы управления электронными игольчатыми нагревателями при реализации метода локальной гипертермии, применяемого при лечении онкологических заболеваний и его экспериментальная проверка.

Ключевые слова: система управления, электронный игольчатый нагреватель, локальная гипертермия, локальный нагрев.

Локальная гипертермия – это нагрев ограниченной области биологической ткани, в которой расположено злокачественное новообразование. Целью локальной гипертермии является разрушение опухолевого узла при помощи высокой температуры с максимально щадящим воздействием на здоровые клетки. Локальная гипертермия может осуществляться различными методами.

Во всех случаях задачей локальной гипертермии является достижение температуры 42–43 °С в опухолевой ткани за время, не превышающее 15 мин. При такой температуре опухолевые клетки могут жить не более 60 мин, тогда как здоровые – до 150 мин. Требование к скорости нагрева обусловлено тем, что необходимо как можно быстрее пройти зону температуры 38–41 °С, при которой наблюдается стимуляция роста опухолевых клеток. Уровень нагрева, при котором проводится локальная гипертермия, установлен с таким расчетом, чтобы избежать более высокой температуры, при которой будут погибать и здоровые клетки [1].

К настоящему времени известно большое количество различных установок, предназначенных для реализации метода локальной гипертермии [1, 2]. Их действие основано на различных принципах – микроволновое излучение (СВЧ-диапазон – «Яхта» (ФГУП «Исток», Россия), УВЧ-диапазон – «Супертерм» (МНТЦ гипертермии, Россия), звуковые колебания (ультразвуковые волны – «Ablaterm» (EDAP-Techmed, Франция), протонные пучки (ЗАО «Протом», Россия) [1, 3, 4].

Однако у них существует целый ряд недостатков. В первую очередь – это обязательное наличие дополнительного датчика, контролирующего температуру в зоне нагрева и в окружающих тканях. Введение такого датчика в опухолевую ткань увеличивает вероятность развития метастазирования и приводит к излишней травматичности процедуры. Второй их недостаток состоит в наличии выраженных побочных эффектов, отрицательно сказывающихся как на организме больного, так и персонала, осуществляющего лечение. Наиболее характерными побочными эффектами при воздействии радиоволн всех диапазонов являются отклонения от нормального состояния центральной нервной и сердечно-сосудистой систем человека, а также мутагенное действие [5]. Низкая проникающая способность в ткани организма (не более 3–5 см) и невозможность его фокусировки является третьим недостатком. Четвертый недостаток – большие размеры и мощность. Габариты этих установок могут достигать нескольких метров в каждом направлении, масса – нескольких сотен килограмм, а мощность – десятки киловатт [4].

С целью устранения указанных недостатков предлагается устройство для реализации метода локальной гипертермии, принцип действия которого основан на введении в ткани, окружающие опухоль, управляемых электронных игольчатых нагревателей [6]. Опухоль, обнаруженную любым из современных методов (УЗИ, рентген, томография и т.д.), необходимо окружить игольчатыми нагревателями так, чтобы она оказалась в центре, причем, не затрагивая саму опухоль во избежание метастазирования. При этом длина нагревателей должна быть больше, чем глубина залегания опухоли.

Эксперименты, проведенные на мертвой мышечной ткани животных (свинья), показали, что температурное поле внутри ограниченной локальной области распределено равномерно за счет суммирования тепловых полей от каждого игольчатого нагревателя. Датчики, введенные как внутрь зоны нагрева, так и вне ее, показали, что температура внутри окружности по сравнению с температурой игл меньше на 1,5–1,7 °С, а вне ее на удалении 0,5–1 см от игл – резко падает до 41–42 °С.

Для изучения законов суммирования тепловых полей в среде прикладной программы Ansys® было проведено моделирование распространения теплоты и построена схема распределения температуры в тканях. В качестве параметров модели были заданы удельные теплоемкость и теплопроводность ткани печени, а также ее плотность. Четыре игольчатых нагревателя располагались по окружности диаметром 2 см, в центре которой предполагалась опухоль с размерами около 1 см. Теплофизические параметры опухоли не отличались от здоровой ткани.

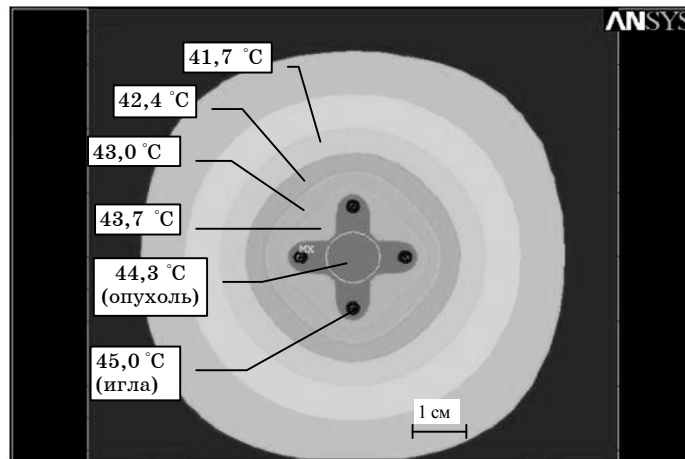


Рис. 1. Схема распределения температуры в ткани

На рис. 1 видно, что основной нагрев происходит в пределах выделенной локальной области, температура в которой изменяется от 45 °С на иглах до 44,3 °С в центре предполагаемой опухоли. В то же время снаружи от нагревателей вне локальной области температура быстро уменьшается от 45 °С на поверхности нагревателей до 42,5 °С на расстоянии 0,5–1 см. Если необходимо увеличить зону нагрева при большем размере опухоли, то вводят большее количество нагревателей с равномерным расположением их по окружности с таким расчетом, чтобы расстояние между соседними иглами было 0,8–1 см.

Для того чтобы уменьшить травматизм и избежать стимулирования метастазирования, вызванного введением термодатчиков в опухоль, нами предлагается использовать нагреватели одновременно в качестве датчиков температуры. Возможность измерения температуры была достигнута тем, что нагреватель включен в одно из плеч моста Уинстона, разбалансировка которого изменяет мощность, подаваемую на нагреватель. В итоге стабилизируется температура на поверхности иглы, что исключает ожог тканей [7, 8].

Для проверки и отработки на практике предлагаемого устройства, реализующего метод локальной гипертермии, был проведен ряд экспериментов на кроликах и крысах. У животных создание локальной области осуществления путем введения игольчатых нагревателей диаметром 1,5–2 мм по окружности. Для контроля температуры нагрева вводились датчики как внутри окружности, так и снаружи. Анализ результатов экспериментов показал, что при сохранении внутри зоны нагрева температуры на уровне 43–44 °С окружающая ткань вне заданной области на расстоянии 1 см от иглы нагревалась только до 37–38 °С за счет отвода тепла при помощи кровотока.

Таким образом, предложенное устройство для реализации метода локальной гипертермии злокачественных новообразований на основе управляемых электронных игольчатых нагревателей,

Технические характеристики устройства для реализации метода локальной гипертермии на основе игольчатых нагревателей

Наименование параметра	Значение параметра
Мощность нагревателя	2 Вт
Количество нагревателей	12
Диаметр нагревателя	1,5–3 мм
Длина нагревателей	30–60 мм
Размер зоны нагрева	10–30 см ³
Расстояние между нагревателями	8–10 мм
Габариты устройства	300×200×75 мм ³
Потребляемая мощность	60 Вт

осуществляющее независимую стабилизацию температуры на каждом нагревателе, обеспечивает достижение, поддержание и равномерное распределение температуры в опухолевом узле на заданном уровне с требуемой точностью в течение необходимого времени работы, при этом для клеток здоровых тканей температура не превышает безопасный уровень. Технические характеристики предлагаемого устройства представлены в таблице.

Литература

1. Карев И.Д. Гипертермические методы в онкологии [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.k-test.ru/index.php?rid=3&pid=6>, свободный (дата обращения: 04.08.2010).
2. Коноплянников А.Г. Электромагнитная гипертермия (СВЧ- и УВЧ-диапазонов) при лечении опухолевых и неопухолевых заболеваний // Физическая медицина. – 1991. – Т. 1, сигнальный номер. – С. 1–11.
3. Локальная УВЧ-гипертермия и регионарная гипергликемия в лучевой терапии рака органов полости рта и ротоглотки / В.Ф. Лопатин, Ю.С. Мардынский, Б.М. Втюрин, С.А. Максимов // Российский онкологический журнал – 2001. – № 4. – С. 30–36.
4. Сидоркина Н. Протоны против рака / Н. Сидоркина, Л. Фоменко // Комсомольская правда. – 2010. – 28 апр. – С. 8–9.
5. Электромагнитные излучения. Излучения радиоволнового диапазона. Биологическое действие электромагнитных излучений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.znakcomplect.ru/safety16.php> свободный (дата обращения: 03.08.2010).
6. Патент 78659 РФ, МПК А61В 18/04. Установка и устройство для лечения опухолевых заболеваний / А.В. Кобзев, Д.О. Пахмурин, В.Д. Семенов, А.А. Свиридов. – № 2008128639/22; заявл. 14.07.2008; опубл. 10.12.2008 // Бюл. – № 34. – 4 с.
7. Устройство локальной гипертермии для нагрева мягких тканей живого организма / А.Ю. Хуторной, В.Н. Учаев, Д.О. Пахмурин и др. // Итоги научно-исследовательских работ и курсового проектирования студентов 1–4 курсов кафедры промышленной электроники: матер. ежегодной науч.-практ. конф. Томск, 26–27 февраля 2009 г. – Томск: ТУСУР, 2009. – Вып. 3. – С. 124–129.
8. Патент 98116 РФ, МПК А61В 18/12. Установка локального нагрева биологической ткани / А.В. Кобзев, В.Д. Семенов, Д.О. Пахмурин и др. – № 2010118885/14; заявл. 11.05.2010; опубл. 10.10.2010 // Бюл. – № 28. – 4 с.

Кобзев Анатолий Васильевич

Д-р техн. наук, проф., зав. каф. промышленной электроники (ПрЭ) ТУСУРа

Семенов Валерий Дмитриевич

Канд. техн. наук, доцент, зам. зав. каф. ПрЭ по научной работе
Эл. почта: svd@ie.tusur.ru

Пахмурин Денис Олегович

Аспирант, зав. вычислит. лабораторией каф. ПрЭ
Тел.: 8-903-913-46-38
Эл. почта: MBASSMT@gmail.com

Литвинов Александр Викторович

Аспирант каф. ПрЭ
Эл. почта: exet@mail.ru

Хуторной Александр Юрьевич

Магистрант 6-го курса ТУСУРа
Эл. адрес: canek.belogorsk@mail.ru

Учаев Виктор Николаевич

Аспирант каф. ПрЭ
Эл. почта: viktor_86@sibmail.com

Kobzev A.V., Semenov V.D., Pakhmurin D.O., Litvinov A.V., Khutornoy A.Yu., Uchaev V.N.
Electronic nail heaters control for implementation of method of local hyperthermia and its experimental verification

Electronic nail heaters control for implementation of method of local hyperthermia for tumor treatment and its experimental verification are described.

Keywords: control system, electronic nail heater, local hyperthermia, local heating.