

УДК 615.471

НОВЫЙ РАДИОЧАСТОТНЫЙ КОМПЛЕКС ДЛЯ РАЗРУШЕНИЯ РАКОВЫХ ОПУХОЛЕЙ.

Макаров В.Н., д.ф.м.н., профессор, МГТУ МИРЕА, E-mail: makarov_vn@bk.ru

Махов М.А., ЗАО фирма «ТЕХНОСВЕТ», E-mail: technosvet@bk.ru

Аннотация. Проведены расчетные и экспериментальные исследования процессов радиочастотного нагрева биоткани с использованием четырёхэлектродной системы кругового типа, которые позволили подтвердить целесообразность нагрева опухоли с внешней стороны опухоли. Разработана новая конструкция комплекса с расширенными функциональными возможностями.

Ключевые слова: опухоль, коагуляция, имитатор биоткани, зона некроза, многоэлектродная система.

NEW RADIOFREQUENCY INSTALLATION FOR ABLATION CANCER TISSUE.

Makarov Valeriy N, D.of Sci., proff., MSTU MIREA, E-mail: makarov_vn@bk.ru,

Mahov Mihail A. ZAO Company "TECHNOSVET", E-mail: technosvet@bk.ru
Moskow, Russia

Abstract. The design of a new radio-frequency installation is developed for ablation and resection of the tissue allowing considerably to improve uniformity of coagulation of a tissue and to reduce time of carrying out of operation.

Keywords: tumor, coagulation, biological tissue simulator, necrotic zone, multi-electrode system.

Введение

Малоинвазивный метод радиочастотной абляции (РЧА) раковых опухолей заключается в тепловом деструктивном воздействии, приводящим к некрозу опухоли, с последующим формированием в этой зоне фиброзной соединительной ткани [1]. Операция может производиться амбулаторно и её длительность не превышает 20 минут. Возрастающий интерес к методу РЧА связан, наряду с относительной дешевизной и доступностью, главным образом с реальным клиническим эффектом, поэтому он прочно занял одно из лидирующих положений среди малоинвазивных технологий локальной деструкции.

Установки для радиочастотного разрушения опухолей выпускаются рядом европейских и американских фирм и успешно применяются в медицинской практике. К общим недостаткам зарубежных установок следует отнести их высокую стоимость на российском рынке, особенно учитывая стоимость одноразовых электродов. Из-за этого широкое использование таких установок в отечественной медицинской практике является проблематичным.

В 2006 г. был разработан и внедрен в медицинскую практику онкологических учреждений России универсальный комплекс для теплового разрушения раковых опухолей «Метатом-2». К настоящему времени в 20 онкологических учреждениях страны с использованием этого комплекса проведено более 1000 операций с положительным эффектом. Разработаны медицинские технологии лечения и получены разрешения на их применение при разрушении опухолей языка и дна полости рта, печени и почек [2].

Однако на настоящий момент времени все существующие установки для РЧА не в полной мере соответствуют требованиям практической медицины из-за неудовлетворительного качества абляции на периферии опухоли. По мере удаления от электрода, введенного в центр опухоли, температура ткани достаточно резко снижается и на внешней поверхности опухоли в области границы раздела «норма-патология» разрушение клеток становится неэффективным. Если в эту область ввести биполярные электроды, расположенные по периферии опухоли, то за счет концентрации электрических полей эффективность нагрева должна существенно возрасти по всему объему опухоли, включая периферийную часть.

1. Численное моделирование процесса нагрева.

Для проверки этого положения проводилось численное моделирование нагрева биоткани четырьмя электродами, расположенными на окружностях различного радиуса. Физическая модель ткани представляла из себя цилиндр диаметром 10 см и высотой 12 см., в которую по радиусу, величина которого при расчетах менялась, были введены 4 цилиндрических полых электрода диаметром 1,6 мм. Электроды имели изолированную и рабочую части высотой 40 мм и 30 мм соответственно. Удельная плотность биоткани, её проводимость, удельная теплоемкость и теплопроводность в процессе нагрева считались постоянными. Это упрощение достаточно обосновано, так как в диапазоне температур 40 – 100 °С проводимость биоткани меняется на 1 % на 1 °С, а теплопроводность меняется в пределах 0,48 – 0,54 Вт/м·град в диапазоне температур 40–100 °С. Теплоемкость биоткани определяется в основном теплоемкостью воды, которая в диапазоне температур 40 – 100 °С практически не меняется.

Для имитации кровеносного сосуда использовалась полая цилиндрическая трубка диаметром 10 мм, проходящая через ткань параллельно центру цилиндра диаметром 10 см.

Уравнения для поля в ткани имеет вид:

$$-\nabla \cdot (\sigma_t \nabla V - J^e) = 0, \quad (1)$$

где V - потенциал поля, σ_t – электрическая проводимость ткани, J^e - плотность тока. Тепловое поле в ткани описывается уравнением

$$\rho_t \cdot c_t \cdot \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-\lambda_t \nabla T) = Q_w + Q_{мет} + Q_n, \quad (2)$$

где ρ_t – плотность ткани, c_t – теплоемкость ткани, λ_t – теплопроводность ткани, T - текущая температура, t - время, $Q_w = M_w c_w (T - T_w)$ - удельная плотность потерь тепла за счет движения теплоносителя, M_w, c_w, T_w – расход, теплоемкость и температура охлаждающей жидкости, $Q_{мет}$ - удельная теплота метаболических процессов, $Q_n = \mathbf{J} \cdot \mathbf{E}$ - плотность джоулевых потерь, где \mathbf{J} - плотность тока (A/m^2), \mathbf{E} - напряженность электрического поля.

Уравнения (4.1) и (4.2) решались со следующими граничными условиями: $V = 0$ - на поверхности цилиндра, $V = V_0$ на поверхности рабочей части электрода, $\mathbf{n} \cdot (\mathbf{J}_1 - \mathbf{J}_2) = 0$ - на всех остальных поверхностях, $T = T_0$ - на внутренней стенке цилиндра, ограничивающего ткань, $\mathbf{n} \cdot (k_1 \nabla T_1 - k_2 \nabla T_2) = 0$ - на всех остальных границах. Расчеты проводились в трехмерном приближении при использовании прямоугольной системы координат (x, y, z), т.к. данная задача при наличии имитаторов кровеносных сосудов является несимметричной. При расчетах мы пренебрегали $Q_{мет}$, считая эти потери малыми, а потери тепла за счет движения крови имитировали путём размещения в ткани полого цилиндра диаметром 10 мм, по которому движется кровь.

Численные значения констант, использовавшихся при расчетах, приведены в таблице 1.

Численные значения констант

Таблица 1.

Начальная температура ткани (T_0), К	310.0
Удельная плотность ткани (ρ_t), кг/м ³	1060
Удельная теплоемкость ткани (c_t), Дж/кг·К	3600
Коэффициент теплопроводности ткани (λ_t), Вт/м·К	0.512
Электрическая проводимость ткани (σ_t), См/м	0.333
Теплоемкость охлаждающей жидкости (c_w), Дж/кг·К	4180
Плотность охлаждающей жидкости (ρ_w), кг/м ³	1000
Удельный массовый расход охлаждающей жидкости (M_w), кг/с	$6.4 \cdot 10^{-3}$

Один из результатов расчета показан на рис.1 для фиксированного расстояния между электродами $t=25$ мм.

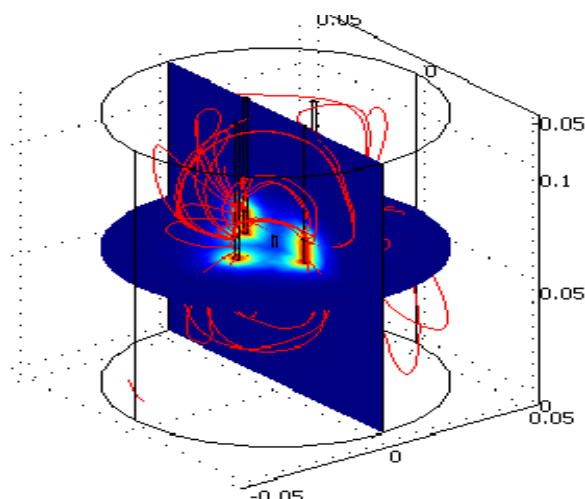


Рис.1

Из рисунка видно, что по мере нагрева температурное поле заполняет всё внутреннее пространство между электродами, причём температура имеет максимумы вблизи поверхности электродов и спадает к центру и внутренней поверхности цилиндрического имитатора. При подборе расстояний между электродами и высокочастотных напряжений может быть получена зона нагрева с наибольшим диаметром в средней части до 8 - 10 см при температуре на поверхности, равной 50-60°C. Внешний вид расчетной зоны нагрева показан на рис.2 для изотермы 50°C. Получаемый объём коагулированной ткани вполне достаточен, чтобы разрушить опухоли диаметром до 6 см.

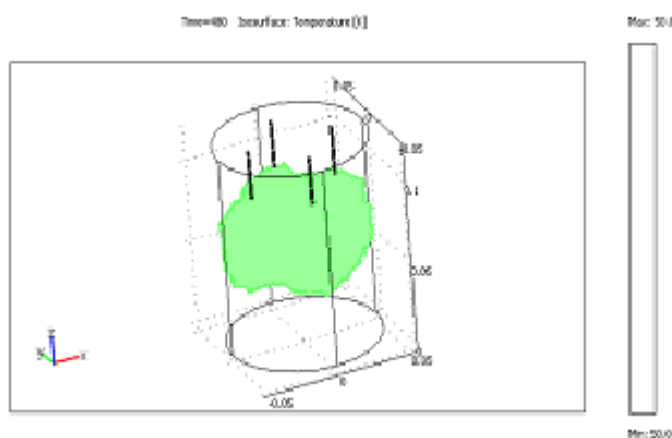


Рис.2.

2.Описание экспериментальных результатов.

На основании проведенных расчетов, подтвердивших возможность существенного увеличения объёма разрушаемых опухолей при применении многоэлектродных систем, авторами была разработана установка нового поколения, позволяющая осуществлять нагрев опухолей с периферии к центру в отличие от

существующих установок. Если в большинстве выпускаемых установок тепловое поле распространяется от центра к периферии, то в новой установке максимальная температура создается на периферии опухоли, а тепловое поле движется к центру опухоли, как показано на рис.3.

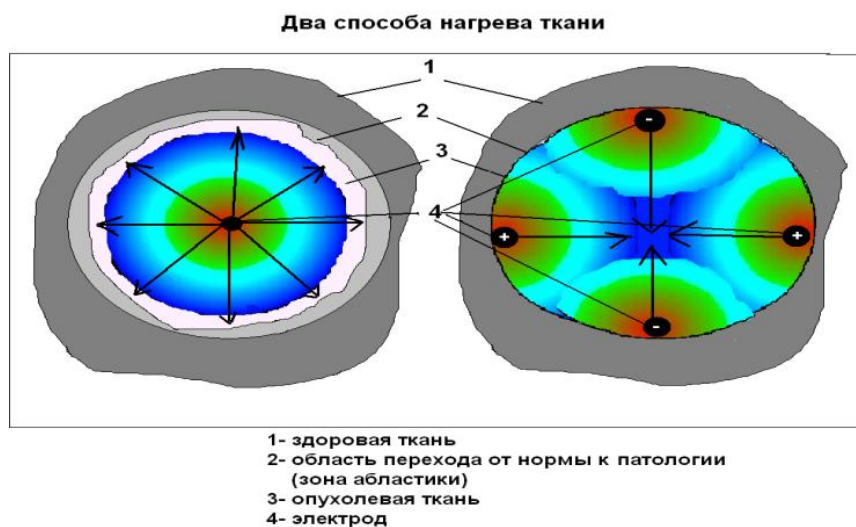


Рис.3

Это позволяет не только избежать появления «возвратных опухолей», но и существенно ускорить процесс коагуляции во внутренних областях опухоли из-за уменьшения объёма, подвергающегося нагреву.

Установка состоит из функциональных блоков, расположенных на передвижной аппаратной стойке и объединенных блоком управления. Блок управления функционально связывает между собой блок генератора, блок насосов, и электродов, и предназначен для управления процессом высокочастотного нагрева, а также для регистрации и запоминания показаний температурных датчиков, обеспечивая отключение комплекса при достижении заданной температуры на них. Комплекс позволяет работать с игольчатыми электродами, имеющими проточное или водяное охлаждение, как в монополярном, так и в биполярном режимах. В состав комплекса входят шприцевой насос для работы с проточными игольчатыми электродами и перистальтический насос для работы с водоохлаждаемыми игольчатыми электродами, а также сами электроды, соединенные в соответствии со схемой подключения. . Размещение функциональных блоков и устройств комплекса на передвижной аппаратной стойке показано на рис.4.



Рис.4.

Для технической реализации такой идеи был разработан генератор, имеющий два режима работы: монополярный (80Вт) и биполярный (140 Вт). Первый режим предназначен для абляции опухолей, не превышающих 2 см. в диаметре. Биполярный режим можно использовать для разрушения опухолей с диаметрами, превышающими 2 см. Также был создан новый блок управления, позволяющий контролировать температуру одновременно в 4-х точках и подсоединять к блоку от одного до 4-х электродов. Для параллельного охлаждения электродов сконструирована система специальных проводников и перистальтический насос с одноканальным выходом. Для возможного ввода в опухоль биоцидных растворов установка снабжена шприцевым насосом. В [3] описана многоэлектродная система, в которой область абляции увеличена за счет переключений между тремя биполярными электродами, имеющими две независимые рабочие зоны на каждом из электродов.

Если использовать перекрёстное последовательное подключение рабочих зон электродов, то можно получить достаточно обширную область некроза ткани. Однако при таких последовательных переключениях суммарное время операции также будет увеличиваться. Более эффективным способом, на наш взгляд, является включение

биполярных электродов в кластер по круговой схеме, позволяющее всем электродам работать одновременно. На рис. 5 показан внешний вид макета такой системы.

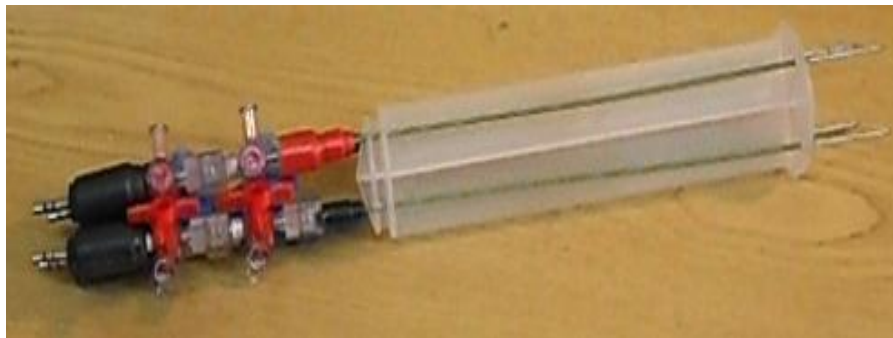


Рис. 5

Конструкция состоит из четырёх водоохлаждаемых игольчатых электродов, закрепленных в пластиковом корпусе. Электроды находятся на расстоянии 25 мм друг от друга, длина рабочей части электродов 30 мм. Охлаждаемый игольчатый электрод представляет собой металлическую иглу с наружным диаметром 1,6 мм. Внутри иглы размещается термопара и тонкостенная трубка, позволяющая осуществить проточное движение воды через внутреннюю полость электрода. Рабочий конец термопары располагается внутри наконечника электрода.

Охлаждение электродов проводится путём пропускания дистиллированной воды с температурой 2-4°C в зазоре между трубкой и внутренней поверхностью иглы с помощью перистальтического насоса с расходом 0,5...4 л/ч. Для параллельного охлаждения сразу всех 4-х электродов при вводе и выводе воды были использованы специальные линии с 4-мя разветвлениями.

Типичная картина нагрева имитатора ткани приведена на рис.6. При нагреве в биполярном режиме за 5-6 минут при мощности около 100 Вт удается получить наибольший диаметр коагулята до 6-8см, что соответствует результатам расчета.



Рис. 6.

Заключение.

Таким образом, использование круговых многоэлектродных биполярных систем позволяет решить проблему увеличения объема коагулированной ткани одновременно с сохранением времени процедуры в пределах 10-15 минут.

Разработанная установка позволяет выполнять интраоперационные, чрескожные и лапароскопические абляции, причем существует возможность одновременной РЧ абляции до 4-х очагов. Помимо этого, существует возможность проведения локальной химиотерапии сразу после РЧ абляции, используя находящийся в теле больного электрод инфузионного типа для ввода химиотерапевтических препаратов, а также возможности автоматического поддержания постоянной температуры на электродах в монополярном режиме и работы в импульсном режиме.

Наличие такой многофункциональности позволяет надеяться на широкое применение подобных установок в различных разделах хирургии.

Список литературы:

1. Долгушин Б.И., Патютко Ю.И., Шолохов В.Н, Косырев В.Ю. Радиочастотная термоабляция опухолей печени. Под ред. М.И. Давыдова. – М.: Практическая медицина, 2007. – 192 с.
2. Чиссов В.И., Решетов И.В., Макаров В.Н., Маторин О.В., Бобров А.А., Корицкий А.В. Радиочастотная термоабляция с использованием комплекса «Метатом - 2» при комбинированном лечении опухолей головы и шеи. Российский онкологический журнал. 2008, № 5, с. 21-26.
3. Multipolar radiofrequency using three internally cooled bipolar electrodes for ablation of large hepatocellular carcinomas: preliminary results /O. Seror [et al.] // Eur. Radiol. Suppl., 2006. Vol.16. Suppl.3. P.39.