

© Team of authors, 2020 / © Коллектив авторов, 2021

Radiofrequency embolization of head and neck tumors (theoretical basis)

V.N. Makarov ¹, I.V. Reshetov ^{2,3}

¹MIREA – Russian Technological University, Moscow, Russia

²FSAEI HE First Moscow State Medical University n.a. I.M. Sechenov, Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russia

³Academy of Postgraduate Education of the Federal Research Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Moscow, Russia

Contacts: Valery Nikolaevich Makarov - e-mail: makarov_vn@bk.ru

Радиочастотная эмболизация опухолей головы и шеи (теоретическое обоснование)

В.Н. Макаров ¹, И.В. Решетов ^{2,3}

¹МИРЭА – Российский технологический университет, Москва, Россия

²ФГАУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский Университет), Москва, Россия

³Академия постдипломного образования ФНКЦ ФМБА России, Москва, Россия

Контакты: Макаров Валерий Николаевич – e-mail: makarov_vn@bk.ru

头颈部肿瘤的射频栓塞治疗（理论依据）

V.N. Makarov ¹, I.V. Reshetov ^{2,3}

¹MIREA – Russian Technological University, Moscow, Russia

²FSAEI HE First Moscow State Medical University n.a. I.M. Sechenov, Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Moscow, Russia

³Academy of Postgraduate Education of the Federal Research Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Moscow, Russia

通讯作者: Valery Nikolaevich Makarov – e-mail: makarov_vn@bk.ru

Doi: 10.25792/HN.2021.9.4.95-102

There are two approaches to tumor therapy. The first (radiofrequency ablation - RFA) is based on heating tumor cells to temperatures at which the cells die. The second (embolization) deprives the tumor of blood supply.

Purpose of the study. In this study, we proposed to combine both methods into one and implement total tumor embolization by creating a closed contour of coagulated tissue around it, using the existing RFA equipment. Since the tumor is surrounded by a dense network of capillary vessels passing through the ablative zone, heating of a part of this zone to coagulation temperature will lead to disruption of blood supply to the tumor, followed by possible apoptosis of tumor cells.

Experimental model. The mathematical model of radiofrequency heating is built considering the following physical processes: absorption of energy of alternating electric current within a tissue, heat transfer and thermal damage to a tissue resulting from heating ablation. Possible schemes for connecting electrodes in azimuthal and transverse fields for 4, 8 and 12 electrodes are discussed. By alternately changing the polarity of the electrodes, it is possible to obtain electric fields directed along the azimuth, and with an increase in the number of electrodes, the radial component of the field tends to zero. Transverse components are created by simultaneously connecting electrodes in two opposite groups.

Calculations and their discussion. The processes of formation of cylindrical and flat surfaces at different diameters of introduction of shaping electrodes were studied. The results of the calculations are presented, indicating the possibility of complete isolation of tumors with diameters up to 80–90 mm.

Conclusion. For the first time, a system of total embolization is discussed where external coagulation of the entire vascular system surrounding the tumor is used instead of internal clogging of blood vessels by emboli. As a result, the processes of transition to cellular apoptosis and replacement of tumor cells with healthy ones is expected. The implementation of total embolization will allow a 100% cure for patients. Calculations carried out using the COMSOL MULTIPHYSICS software package indicate the possibility of embolization of tumors up to 80–90 mm in diameter. Thus, the study indicates the technical feasibility of realizing complete tumor embolization by using standard radio frequency equipment and special multielectrode systems. When using the proposed design, it is potentially possible to improve existing methods of therapy. The design of the electrode system does not require moving the electrodes during the heating procedure. Achieving complete embolization will allow avoiding the spread of cancer cells since, according to the calculations, the volume of coagulation required for heating is reduced by about 60%, and an increase in the generator power and the volume of energy supplied to the tissue,

as in the case of the classical ablation method, is not required. In addition to oncology, such systems can be used for denervation of the renal artery due to the possibility of creating a hollow closed circular heating circuit.

Key words: ablation, embolization, model, radiofrequency generator, bipolar mode, electrodes, switching circuits

Conflicts of interest. The authors have no conflicts of interest to declare.

Funding. This work was supported by grant № FSFZ-2020-0019.

For citation: Radiofrequency embolization of head and neck tumors (theoretical basis). *Head and neck. Russian Journal.* 2021;9(4):95–102 (In Russian).

The authors are responsible for the originality of the data presented and the possibility of publishing illustrative material – tables, figures, photographs of patients.

Существует два подхода к терапии опухолей. Первый (радиочастотная абляция – РЧА) основан на нагреве клеток опухоли до температур, при которых клетки гибнут. Второй (эмболизация) сводится к лишению опухоли кровоснабжения.

Цель работы. В данном исследовании предлагается объединить оба метода в один и реализовать тотальную эмболизацию опухоли путем создания вокруг нее замкнутого контура коагулированной ткани, используя существующее оборудование для РЧА. Так как опухоль окружена густой сетью капиллярных сосудов, проходящих через зону абластики, то нагрев части этой зоны до температур коагуляции приведет к нарушению подачи крови к опухоли с последующим возможным апоптозом клеток опухоли.

Экспериментальная модель. Математическая модель радиочастотного нагрева построена с учетом следующих физических процессов: поглощения энергии переменного электрического тока в ткани, теплопереноса и термического повреждения ткани, возникающего в результате нагревания, абляции. Рассмотрены возможные схемы подключения электродов при азимутальном и поперечном полях для 4, 8 и 12 электродов. При поочередном изменении полярности электродов можно получить электрические поля, направленные по азимуту, причем с увеличением числа электродов радиальная компонента поля стремится к нулю. Поперечные компоненты создаются при одновременном соединении электродов в две группы, расположенные напротив друг друга.

Расчеты и их обсуждение. Исследованы процессы формирования цилиндрических и плоских поверхностей при разных диаметрах введения формообразующих электродов. Приведены результаты расчетов, свидетельствующие о возможности полной изоляции опухолей с диаметрами до 80–90 мм.

Заключение. Впервые рассмотрена система тотальной эмболизации, где вместо внутреннего закупоривания сосудов эмболами используется внешняя коагуляция всей сосудистой системы, окружающей опухоль. В результате ожидается процесс перехода к клеточному апоптозу и замещению опухолевых клеток здоровыми. Реализация тотальной эмболизации позволит получить 100% излечение пациентов. Расчеты, проведенные с использованием пакета программ COMSOL MULTIPHYSICS, свидетельствуют о возможности эмболизации опухолей диаметром до 80–90 мм. Таким образом, проведенные исследования свидетельствуют о технической возможности реализации полной эмболизации опухолей путем использования стандартного радиочастотного оборудования и специальных многоэлектродных систем. При использовании предложенной конструкции потенциально появляется возможность совершенствования существующих методов терапии. Конструкция электродной системы не требует перемещения электродов во время процедуры нагрева. Достижение полной эмболизации позволит избежать распространения раковых клеток за счет того, что необходимый для нагрева объем коагуляции по расчетам уменьшается примерно на 60%, увеличения мощности генератора и объема подводимой к ткани энергии, как в случае классического способа абляции, не потребуются. Такие системы помимо онкологии могут быть применены для денервации почечной артерии за счет возможности создания полого замкнутого кругового контура нагрева.

Ключевые слова: абляция, эмболизация, модель, радиочастотный генератор, биполярный режим, электроды, схемы включения

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Настоящая работа выполнена в рамках гранта № FSFZ-2020-0019.

Для цитирования: Макаров В.Н., Решетов И.В. Радиочастотная эмболизация опухолей головы и шеи (теоретическое обоснование). *Head and neck. Голова и шея. Российский журнал=Head and neck. Russian Journal.* 2021;9(4):95–102.

Авторы несут ответственность за оригинальность представленных данных и возможность публикации иллюстративного материала – таблиц, рисунков, фотографий пациентов.

肿瘤治疗有两种方法：第一种（射频消融-RFA）是基于将肿瘤细胞加热到细胞死亡的温度。第二种（栓塞）剥夺了肿瘤的血液供应。

研究的目的：在这项研究中，我们提议将两种方法合二为一，通过在其周围建立一个封闭的凝固组织轮廓，利用现有的RFA设备实施全肿瘤栓塞治疗。由于肿瘤周围有密集的毛细血管网穿过消融区，将该区的一部分加热到凝固温度，将导致肿瘤的血液供应中断，随后可能出现肿瘤细胞凋亡。

实验模型：建立射频加热的数学模型，考虑到以下物理过程：组织内对交流电能量的吸收、热传导和加热消融对组织造成的热损伤。讨论了4、8和12个电极的方位角和横向场中连接电极的可能方案。通过交替改变电极的极性，有可能获得沿方位角方向的电场，并且随着电极数量的增加，电场的径向分量趋于零。横向分量是通过同时连接两组相对的电极而产生的。

计算和讨论：研究了不同直径的整形电极的圆柱形和扁平表面的形成过程。提出了计算结果，表明直径达80–90毫米的肿瘤有可能被完全隔离。

结论：第一次讨论了一种完全栓塞的系统，其中使用了肿瘤周围整个血管系统的外部凝固，而不是用栓子堵塞血管的内部。因此，预计会出现向细胞凋亡过渡和用健康细胞取代肿瘤细胞的过程。实施全面栓塞将使患者100%治愈。使用COMSOL MULTIPHYSICS软件包进行的计算表明，有可能对直径达80–90毫米的肿瘤进行栓塞。因此，该研究表明，通过使用标准射频设备和特殊的多电极系统实现完全的肿瘤栓塞在技术上是可行的。在使用所提出的设计时，有可能改进现有的治疗方法。电极系统的设计不需要在加热过程中移动电极。实现完全栓塞将可以避免癌细胞的扩散，因为根据计算，加热所需的凝固体积减少了约60%，而且不需要像经典的消融方法那样增加发电机功率和提供给组织的能量体积。除肿瘤学外，由于可以建立一个中空封闭环形加热回路，这种系统还可用于肾动脉的去势。

关键词：消融，栓塞，模型，射频发生器，双极模式，电极，开关电路

利益冲突：作者没有利益冲突需要声明。

资助：这项工作得到了资助№FSFZ-2020-0019的支持。

引用：**Radiofrequency embolization of head and neck tumors (theoretical basis). Head and neck. Russian Journal. 2021;9(4):95–102 (In Russian).**

作者对所提交数据的独创性和发表说明性材料——表格、数字、病人照片的可能性负责。

Цель работы

Роль альтернативных методов терапии в онкологии весьма важна в силу того, что классическое хирургическое лечение подходит лишь для 10–15% больных. Высокую популярность имеют методы локальной термодеструкции, например метод радиочастотной абляции (РЧА). Основной проблемой существующих установок термодеструкции является недостаточный объем коагуляции ткани и малый срок выживаемости из-за возвратных явлений [1].

Существуют также и другие методы онкотерапии, например эмболизация. Хирург через прокол в бедренной артерии проводит специальный микрокатетер в артерию, непосредственно питающую опухоль, и через него закрывает ее специальными частицами – эмболами, которые перекрывают кровоток. В ряде случаев дополнительно используют эмболы, способные выделять химиопрепарат в ткань опухоли, такое вмешательство называется химиоэмболизацией. При радиоэмболизации в качестве эмбола могут быть использованы радиоактивные препараты [2].

Основной принцип работы эмболизации заключается в снижении питания злокачественного новообразования благодаря герметизации сосуда, питающего опухоль. Доставка эмболов осуществляется через критичный для опухоли сосуд. При этом осуществляется мониторинг давления в реальном времени в сосудистом русле. Недостатком такого способа является невозможность полной эмболизации опухоли из-за противодействия кровотока процессу введения частиц. Чаще всего добиться стимуляции апоптоза не удается из-за инвазии опухоли. Раковые клетки мигрируют в те артерии, которые не содержат эмболов,

и могут быть занесены даже в вены. В результате возможно метастазирование опухоли [3–5].

В данном исследовании предлагается объединить оба метода в один и реализовать полную эмболизацию опухоли путем создания вокруг нее замкнутого контура коагулированной ткани, используя существующее оборудование для РЧА.

Как известно, одноэлектродный метод деструкции опухолей за счет нагрева не позволяет получить надежный некроз на периферии опухоли, что приводит к появлению вторичных опухолей и уменьшению срока выживаемости пациентов. Причиной метастазирования является инвазия – процесс распространения раковых клеток через собственную капиллярную сеть опухоли. Раковые клетки, находящиеся в процессе инвазии, более устойчивы к облучению и химиотерапии, чем стационарные, что также осложняет последующее лечение.

Применение многоэлектродных систем в кластерном варианте и перенесение максимума температуры нагрева в периферийную зону опухоли позволяет не только получить устойчивую гибель клеток, но и осуществить нагрев самой опухоли с ее периферии без ввода в нее электродов. По мнению ряда специалистов, такой подход, получивший название «NO TOUCH», позволит увеличить послеоперационную выживаемость почти в 2 раза [6–8].

Однако при операциях на опухолях с диаметрами больше 2,5 см объем нагреваемой ткани существенно возрастает, что ведет, с одной стороны, к необходимости увеличения числа используемых электродов, а с другой стороны, возрастанию выходной мощности применяемых генераторов и ухудшению их спектральных характеристик, влияющих на электромагнитный фон в операционных [9].

Идея развития нового подхода к введению электродов заключается в полном отказе от нагрева самой опухоли. Так как опухоль окружена густой сетью капиллярных сосудов, проходящих через зону абластики, то нагрев части этой зоны до температур коагуляции приведет к нарушению подачи крови к опухоли с последующим возможным апоптозом клеток опухоли. Схематически такая изоляция опухоли может выглядеть так: опухоль окружается шарообразным слоем коагулированной ткани (рис. 1), что препятствует прохождению крови по капиллярам.

Практически такую поверхность осуществить затруднительно и проще вписать опухоль в куб или цилиндр с верхней и нижней крышками, как показано на рис. 2а и б.

При этом фактически надо создать для цилиндра 3 взаимно перпендикулярные поверхности коагуляции из системы одних и тех же электродов без их перестановки вместо шести, как в кубе.

Настоящая работа посвящена численному моделированию возможности создания таких электродных систем из 4–12 электродов. Задача заключается в расширении функциональных возможностей существующих методов терапии в онкологии за счет использования нового способа достижения полной эмболизации злокачественного новообразования.

Экспериментальная модель

Исследуемая система состоит из высокочастотного генератора и многоэлектродной системы, создающей тепловые поля, связанные между собой через вывод энергии. Генератор может работать в биполярном режиме. В этом случае к выводам генератора могут быть подключены два разнопотенциальных электрода. Выбор биполярной методики в данном случае обусловлен тем фактом, что она обеспечивает более эффективное прогревание участка ткани между электродами и минимальное влияние на ткани, окружающие опухоль.

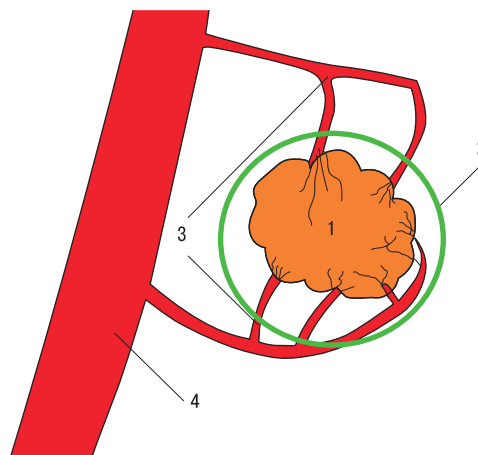


Рис. 1. Схематическое изображение радиочастотной шарообразной эмболизации, создающей полную изоляцию опухоли (1) поверхностью коагулированной ткани (2) от потоков входящей и выходящей крови (3)

Fig. 1. Schematic representation of radiofrequency spherical embolization, which allows complete isolation of the tumor (1) by the surface of coagulated tissue (2) from the flows of incoming and outgoing blood (3)

Как известно, большинство таких установок для абляции работают в диапазоне 460–550 кГц. На этих частотах длина волны электромагнитной энергии на несколько порядков больше, чем размер абляционных электродов. Таким образом, основной способ передачи энергии – это электрическая проводимость, и его можно смоделировать как связанную задачу квазистатической электропроводности и теплопроводности. Электрическое поле находится с помощью уравнения Лапласа:

$$\nabla \times (\sigma \nabla V) = 0, (1)$$

где σ – электрическая проводимость (См/м), а V – электрический потенциал (В).

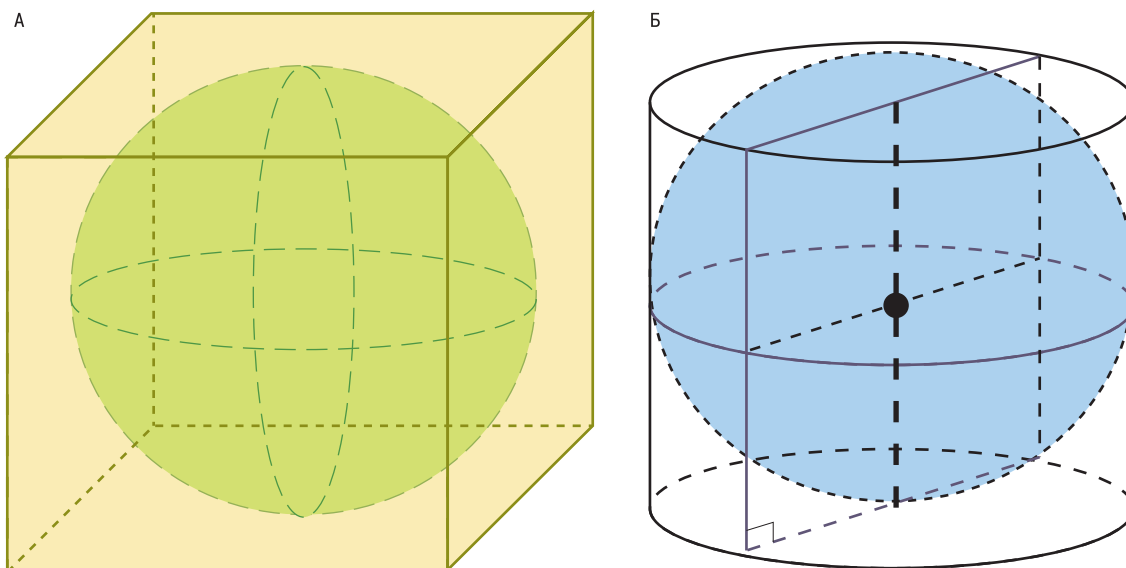


Рис. 2. Возможные схемы размещения опухоли в кубе (а) или в цилиндре (б). При одинаковых объемах опухоли объем нагреваемого пространства в кубе на 40% выше, чем в цилиндре

Fig. 2. Possible schemes of tumor placement in a cube (a) or in a cylinder (b). With the same tumor volumes, the volume of heated space in a cube is 40% higher than in a cylinder

Напряженность электрического поля (В/м) находится из градиента электрического потенциала:

$$E = -\nabla V. (2)$$

А форма и величина теплового поля может быть найдена из известного уравнения теплового баланса:

$$\rho C \frac{dT}{dt} \nabla \times (\kappa \nabla T) + \sigma E^2 - \rho_b C_b \omega_b (T - T_b), (3)$$

где ρ – плотность ткани, C – удельная теплоемкость ткани, κ – коэффициент теплопроводности, ρ_b – плотность крови, C_b – удельная теплоемкость крови, ω_b – коэффициент перфузии крови при температуре T_b .

Зависимости плотности, теплоемкости и теплопроводности от температуры в данных расчетах не учитывались. Данные о параметрах модели сведены в таблицу.

Различные схемы подключения электродов показаны на рис. 3. Базовыми являются 4-электродные системы, приведенные на рис. 3а и d.

При поочередном изменении полярности электродов можно получить электрические поля, направленные по азимуту, причем с увеличением числа электродов радиальная компонента поля стремится к нулю. Поперечные компоненты создаются при одновременном соединении электродов в две группы, расположенные напротив друг друга. Непременным условием работоспособности таких систем является условие $L=3,14D/4$, независимо от числа электродов. Здесь L – минимальное расстояние между группами электродов, а D – диаметр их ввода.

Расчеты и их обсуждение

Рассмотрим работу формообразующей системы на примере 8-электродной системы, состоящей из 4 пар биполярных электродов, связанных между собой через электрические поля (рис. 4а, б). Система электродов (1) размещена в имитаторе биоткани (2), параметры которого близки к параметрам реальной ткани. Электроды введены на одном диаметре и расположены на равном расстоянии друг от друга. Каждый

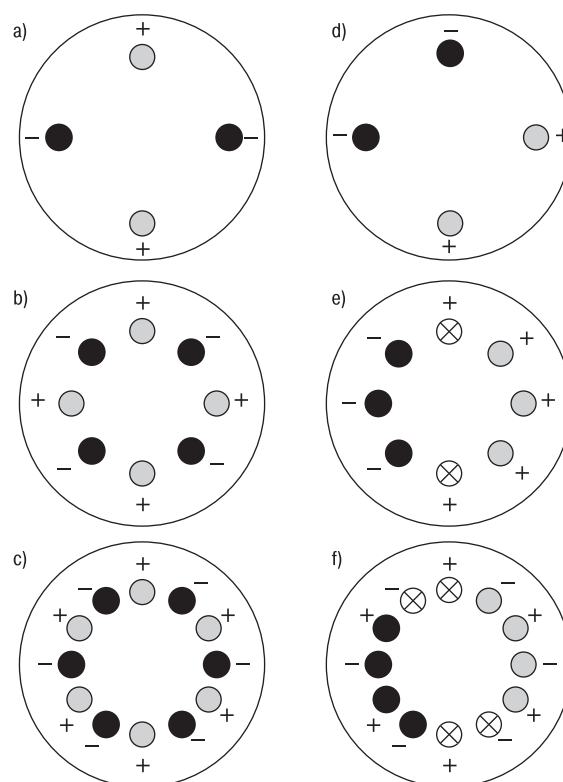


Рис. 3. Возможные схемы подключения электродов при азимутальном (а, б, с) и поперечном поле (d, e, f) для 4, 8 и 12 электродов. Крестиками на рис. 3 е и f отмечены выключаемые электроды

Fig. 3. Possible schemes for connecting electrodes with an azimuthal (a, b, c) and transverse field (d, e, f) for 4, 8 and 12 electrodes. The crosses in Fig. 3e and 3f mark electrodes to be switched off

Таблица. Параметры модели, принятые при расчетах
Table. Model parameters adopted in the calculations

Печень Liver						
№	Параметры Parameters		Обозначение Designation	Показатели Value	Единицы измерения Measuring unit	
1	Теплоемкость	Heat capacity	Хπ	3540	Дж/(кг·К)	J/(kg·K)
2	Плотность	Density	ρ	1079	кг/м ³	kg/m ³
3	Теплопроводность	Thermal conductivity	λ	0.553	Вт/(м·К)	W/(m·K)
4	Удельная электрическая проводимость	Specific electrical conductivity	σ	0.333	См/м	mS/m
5	Относительная диэлектрическая проницаемость	Relative dielectric constant	ε	65	-	-
Рабочие зоны электродов Working areas of electrodes						
1	Теплоемкость	Heat capacity	Хπ	840	Дж/(кг·К)	J/(kg·K)
2	Плотность	Density	ρ	6450	кг/м ³	kg/m ³
3	Теплопроводность	Thermal conductivity	λ	18	Вт/(м·К)	W/(m·K)
4	Удельная электрическая проводимость	Specific electrical conductivity	σ	1E+08	См/м	mS/m
Диэлектрическое покрытие электродов Dielectric coating of electrodes						
1	Теплоемкость	Heat capacity	Хπ	1045	Дж/(кг·К)	J/(kg·K)
2	Плотность	Density	ρ	700	кг/м ³	kg/m ³
3	Теплопроводность	Thermal conductivity	λ	0.026	Вт/(м·К)	W/(m·K)
4	Удельная электрическая проводимость	Specific electrical conductivity	σ	1,00E--05	См/м	mS/m
5	Относительная диэлектрическая проницаемость	Relative dielectric constant	ε	4	-	-

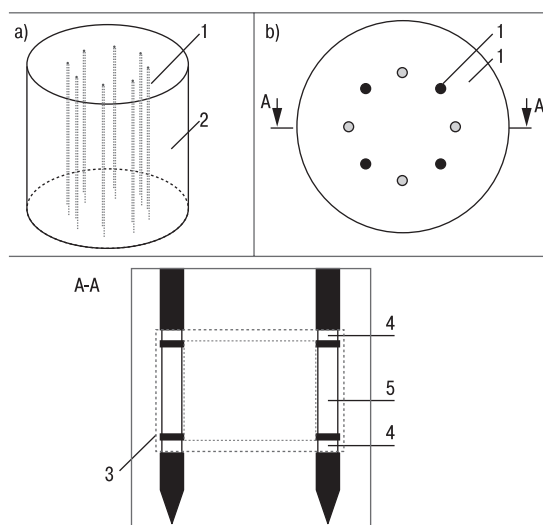


Рис. 4. Схематическое устройство формообразующей системы из 8 электродов

Fig. 4. Schematic diagram of the 8-electrode shaping system design

электрод системы имеет 3 рабочих поверхности: одну основную и две вспомогательные, изолированные от основной, как показано на рис. 4. Диаметр электродов был равен 1,6 мм, длина основной части менялась от 20 до 90 мм в зависимости от диаметра предполагаемой опухоли. Длина вспомогательных частей электрода менялась от 5 до 10 мм. Основная поверхность электрода участвует в формировании теплового поля цилиндра, а вспомогательные поверхности формируют крышки, образуя внутренний замкнутый объем из коагулированной ткани.

Основная поверхность электрода участвовала в формировании теплового поля цилиндра, а вспомогательные поверхности формировали крышки, образуя внутренний замкнутый объем из коагулированной ткани. Нас интересовала возможная толщина создаваемых стенок, максимальный внутренний объем и возможность его создания без дополнительного перемещения электродов. Для создания изолирующего объема была выбрана схема нагрева пространства вначале азимутальными полями, а затем поперечными полями, что достигалось переключением электродов. При этом положение электродов оставалось неизменным. Выигрыш по подводимой энергии в этом случае определяется примерно отношением нагреваемых объемов (в несколько раз меньше, чем при нагреве всей опухоли). Внешняя поверхность электрода покрыта изолирующим слоем (1). Электрод состоит из трех активных зон, первая (2) используется для создания верхнего горизонтального (емкостного) теплового поля, вторая (3) – для создания азимутального, третья активная зона (4) необходима для создания нижнего горизонтального (емкостного) поля. Наконечник электрода (5) выполнен из диэлектрического материала. Активные зоны электрода отделены друг от друга диэлектрическими слоями (6, 7). Желаемое тепловое поле формируется за счет поочередной подачи напряжения на активные зоны электродов. Активные зоны различаются по размеру. Азимутальное поле формируется за счет одновременного включения активной зоны (3) наибольшего размера на электродах, при этом верхняя и нижняя зоны (2, 4) в момент формирования азимутального поля не задействованы.

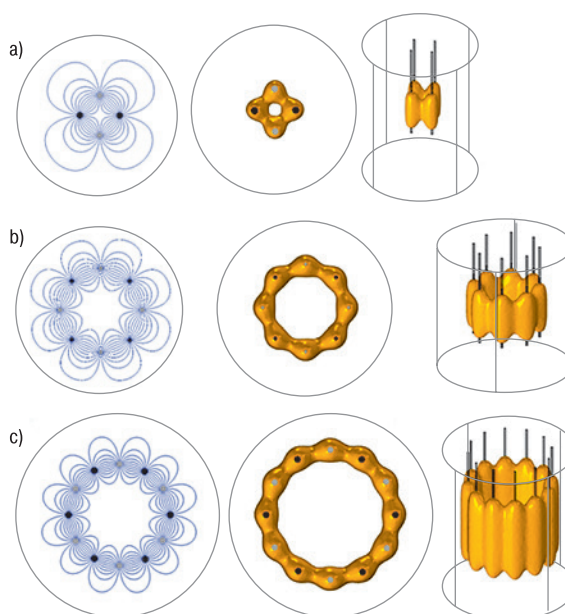


Рис. 5. Вид электрических полей и изотермические картины теплового поля для 4- (a), 8- (b) и 12- (c) электродных систем при формировании цилиндрических поверхностей коагуляции

Fig. 5. Type of electric fields and isothermal patterns of the thermal field for 4- (a), 8- (b) and 12- (c) electrode systems emerging during the formation of cylindrical coagulation surfaces

Во время формирования емкостного поля происходит одновременная работа верхней и нижней активных зон (2, 4) на электродах, при этом средние активные зоны не задействованы (3). В результате формируется замкнутая область нагрева.

Математическая модель радиочастотного нагрева построена с учетом следующих физических процессов: поглощения энергии переменного электрического тока в ткани, теплопереноса и термического повреждения ткани, возникающего результате нагревания. Прохождение переменного электрического тока через ткань обеспечивает ее нагревание только на очень малом расстоянии от электродов (порядка нескольких миллиметров), т.к. электрическое поле в ткани быстро ослабевает при удалении от электрода, дальнейшее нагревание ткани происходит за счет процесса теплопереноса [4]. Модельная сетка была гетерогенной, с более мелким размером сетки на границе электрод-ткань, где ожидалось самые высокие электрические и тепловые градиенты. Все используемые элементы сетки были треугольными. Проведенные расчеты показали, что при использовании описанных электродных систем можно создать цилиндрические структуры нагрева различного размера. На следующих рисунках приведены результаты расчетов изотермических контуров различных электродных систем. Под изотермическим контуром понимается область нагрева с температурой 55–60 °C и более. При формировании азимутального поля область нагрева имеет вид, показанный на рис. 5, где приведены расчетные значения электрических полей и изометрические картины теплового поля по мере увеличения числа электродов.

На рис. 6 показаны результаты аналогичных расчетов изотермических контуров для поперечных полей. Характерно, что для формирования емкостных полей необходимо сохранять постоянный зазор между противоположными группами электродов. Минимальная величина зазора – $L = \pi D/4$, где диаметр введения

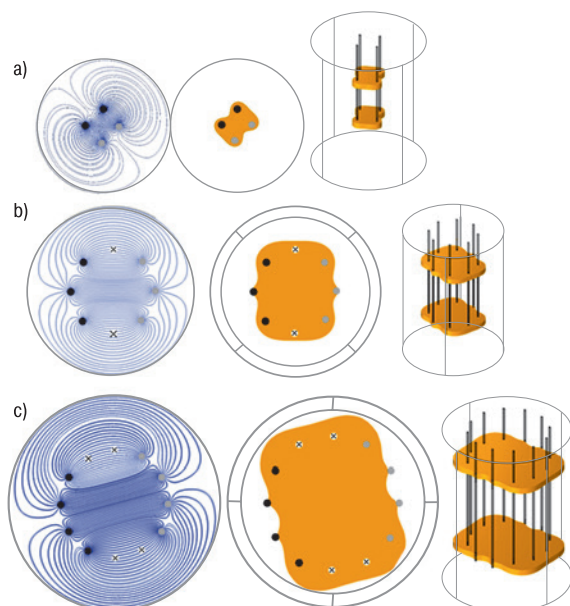


Рис. 6. Вид электрических полей и изотермические картины поперечного теплового поля для 4 (а), 8 (b) и 12 (c) электродных систем
Fig. 6. Type of electric fields and isothermal patterns of the transverse thermal field for 4- (a), 8- (b) and 12- (c) electrode systems

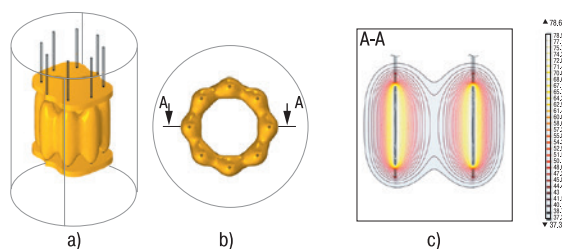


Рис. 7. Общая картина теплового поля (а) с поперечным сечением (b) и распределением температуры (c) для 8 электродной системы
Fig. 7. General picture of the thermal field (a) with cross section (b) and temperature distribution (c) for 8-electrode system

электродов, не зависит от их числа. Число отключаемых электродов растет по мере увеличения числа вводимых электродов.

Общий изотермический контур, получаемый в результате суммарного воздействия азимутальных и поперечных полей, имеет вид, который приведен на рис. 7. Формирующие системы из 8 электродов позволяют получить области нагрева с внешним диаметром 50 мм и внутренней областью с диаметром 34 мм. При использовании 12-электродной структуры возможно создать область нагрева с внешним диаметром до 70 мм и внутренней полой областью, равной 65,8 мм. Система из 24 электродов дает возможность реализовать область нагрева с внешним диаметром 90 мм и внутренней полой областью 82 мм. Полученные результаты могут быть использованы в проектировании многоэлектродных биполярных систем нагрева для создания полых областей нагрева.

Заключение

Впервые рассмотрена система тотальной эмболизации, где вместо внутреннего закупоривания сосудов эмболами

используется внешняя коагуляция всей сосудистой системы, окружающей опухоль.

В результате ожидается процесс перехода к клеточному апоптозу и замещению опухолевых клеток здоровыми.

Реализация тотальной эмболизации позволит получить 100% излечение пациентов.

Расчеты, выполненные с использованием пакета программ COMSOL MULTIPHYSICS, свидетельствуют о возможности эмболизации опухолей диаметром до 80–90 мм.

Таким образом, проведенные исследования свидетельствуют о технической возможности реализации полной эмболизации опухолей путем использования стандартного радиочастотного оборудования и специальных многоэлектродных систем. В такой конструкции потенциально появляется возможность совершенствования существующих методов терапии. Конструкция электродной системы не требует перемещения электродов во время процедуры нагрева. Достижение полной эмболизации позволяет избежать распространения раковых клеток.

Такие системы помимо онкологии могут быть применены для денервации почечной артерии за счет возможности создания полого замкнутого кругового контура нагрева. Обычно денервация осуществляется за счет воздействия изнутри путем введения радиочастотного электрода внутрь кровеносного сосуда. Необходимым условием для работы электрода является его непосредственный контакт с поверхностью артерии, что заметно усложняет конструкцию электрода и режим работы. Используя предлагаемую электродную систему, нагрев можно будет осуществлять извне, что упрощает процедуру денервации в силу возможности отказа от необходимости ограничения кровотока.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Dolgushin B.I., Kosyrev V.Yu. Radiofrequency thermal ablation of tumors. *Prakt. medicina*. 2015. 192 p. [Долгушин Б.И., Косырев В.Ю. Радиочастотная термоабляция опухолей. *Практ. медицина*. 2015. 192 с. [In Russ.].
2. Gitelzon D.G., Rogov D.A., Vasiliev A.E., Gitelzon E.A. *Fundamentals of chemoembolization (literature review)*. *Vestnik RUDN, Medicine series*. 2017; 21 (2):94–204. [Гителзон Д.Г., Рогов Д.А., Васильев А.Э., Гителзон Е.А. Основы химиоэмболизации (обзор литературы). *Вестник РУДН, серия Медицина*. 2017;21(2):94–204. [In Russ.].
3. Лебедев Д.П., Кедрова А.Г., Астахов Д.А. и др. Современная химиоэмболизация артерий малого таза как этап лечения злокачественных опухолей тела и шейки матки. *Клин. опыт*. 2016;2(7). [Lebedev D.P., Kedrova A.G., Astakhov D.A., et al. *Modern chemoembolization of the pelvic arteries as a stage in the treatment of malignant tumors of uterine body and cervix*. *Klin. opyt*. 2016; 2 (7) [In Russ.].
4. Alsultan A.A., Braat A.J.A.T., Smits M.L.J., et al. *Current Status and Future Direction of Hepatic Radioembolisation*. *Clin. Oncol*. 2021;33(2):106–16.
5. Klausenitz C., Kuehn J.-P., Noeckler K., et al. *Efficacy of transarterial embolisation in patients with life-threatening spontaneous retroperitoneal haematoma*. *Clin. Radiol*. 2021;76(2):11–8.
6. Mohkam K., Dumont P.-N., Manichon A.-F., et al. *No-touch multipolar radiofrequency ablation vs. surgical resection for solitary hepatocellular carcinoma ranging from 2 to 5 cm*. *J. Hepatol*. 2018;68(6):1172–80.
7. Hocquelet A., Aubé C., Rode A., et al. *Comparison of no-touch multi-bipolar vs. monopolar radiofrequency ablation for small HCC*. *J. Hepatol*. 2017;66(1):67–74.
8. Won Chang, Jeong Min Lee, Sang Min Lee, et al. *No-Touch Radiofrequency Ablation: A Comparison of Switching Bipolar and Switching Monopolar Ablation in Ex Vivo Bovine*. *Korean J. Radiol*. 2017;18(2):279–2.
9. Makarov V.N., Reshetov I.V. *Radiofrequency ablation of head and neck tumors without contact with electrodes*. *Head and neck*. *Rus. J. Ros. zhurnal Golova*

i sheya. 2018; 6(3): 20–7. [Макаров В.Н., Решетов И.В. Радиочастотная абляция опухолей головы и шеи без контакта с электродами. Head and neck. Rus. J. Рос. журнал Голова и шея. 2018;6(3):20–7. [In Russ.].

Поступила 06.08.21

Получены положительные рецензии 03.10.21

Принята в печать 01.11.21

Received 06.08.21

Positive reviews received 03.10.21

Accepted 01.11.21

Вклад авторов: В.Н. Макаров, И.В. Решетов – концепция и дизайн исследования, сбор и обработка материала исследования, написание текста. И.В. Решетов – редактирование.

Contribution of the authors: V.N. Makarov, I.V. Reshetov – research concept and design, collection and processing of the research material, text writing. I.V. Reshetov – text editing.

Информация об авторах:

Макаров Валерий Николаевич – д.ф.-м.н., профессор кафедры «Биокибернетические системы и технологии» МИРЭА – Российский

технологический университет. Научный руководитель фирмы «Техносвет», Москва, Россия; e-mail: makarov_vn@bk.ru. ORCID: 0000-0002-7550-4735. Решетов Игорь Владимирович – д.м.н., профессор, академик РАН, заведующий кафедрой онкологии, радиотерапии и пластической хирургии ФГАОУ ВО Первый МГМУ им. И.М. Сеченова Минздрава РФ (Сеченовский Университет), Академия постдипломного образования ФНКЦ ФМБА России, Москва, Россия. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0909-6278>.

Information about the authors:

Makarov Valery Nikolaevich – D.Sc. in Physics and Mathematics, Professor of the Biocybernetic Systems and Technologies Department, MIREA – Russian Technological University. Scientific Director of the Technosvet company, Moscow, Russia; e-mail: makarov_vn@bk.ru. ORCID: 0000-0002-7550-4735.

Reshetov Igor Vladimirovich – D.Sc. in Medicine, Professor, Academician of the Russian Academy of Sciences, Head of the Department of Oncology, Radiotherapy and Plastic Surgery of the First Moscow State Medical University n.a. I.M. Sechenov, Ministry of Health of the Russian Federation (Sechenov University), Academy of Postgraduate Education of the Federal Research Center of the Federal Medical and Biological Agency of Russia, Moscow, Russia. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0909-6278>.