

DOI: <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.9.5>

УДК: 615.47:617-089

МОДЕЛИРОВАНИЕ СОВМЕЩЕННОГО НАГРЕВА ДЛЯ АБЛЯЦИИ ОПУХОЛЕЙ

В.Н. Макаров^{1,2}, Н.А. Боос¹

¹ МИРЭА - Российский технологический университет
119454, Москва, Проспект Вернадского, д. 78

² ООО Фирма ТЕХНОСВЕТ, 117342, Москва, ул. Введенского, 27-2-157

Статья поступила в редакцию 8 августа 2022 г.

Аннотация. В области терапии онкологии в последние несколько десятилетий интенсивно развиваются методы локальной термодеструкции, представляющие собой нагрев злокачественного новообразования до температуры коагуляции и выше. Среди них наиболее распространены радиочастотная абляция (РЧА) и микроволновая абляция (МВА). Основной проблемой существующих установок МВА и РЧА является недостаточная степень коагуляции тканей. В зависимости от типа ткани, могут применяться различные способы воздействия электромагнитным полем. В радиочастотном диапазоне может применяться омический нагрев, подходящий для тканей с высокой степенью проводимости, а для тканей с низкой проводимостью – диэлектрический нагрев. Для увеличения объема нагрева предлагается сочетать омический и диэлектрический нагрев. Целью данной работы являлось исследование возможности совмещения процессов омического и диэлектрического нагревов на основе методов микроволновой и радиочастотной термической деструкции. Было проведено компьютерное моделирование комбинированного нагревательного электрода. Для создания модели использовался программный пакет COMSOL Multiphysics. Алгоритм построения модели заключался в создании геометрии, выборе размеров рабочих зон электродов, задании мощностных параметров и наложении

конечно-элементной сетки. Модель была двумерной. Рассмотрены различные конфигурации комбинированного нагревательного электрода. В результате было установлено, что можно создать площадь обогрева большего объема, чем при раздельном воздействии. Общая форма результирующего нагрева во всех случаях имела эллиптическую форму. При этом картина нагрева для РЧА рабочих зон размером 5 мм имела форму, более подходящую для лечения сферических опухолей, чем для рабочих зон с размером 10–20 мм. Полученные результаты демонстрируют возможность увеличения объема нагрева более чем на 40% по сравнению с одиночными режимами работы. Рассчитаны наиболее подходящие размеры РЧА зон нагрева, при которых объем нагрева будет максимальным. Использование комбинированного нагрева в клинической практике частично решит проблемы недостаточного объема нагрева, присущие режиму одноэлектродного нагрева как при РЧА, так и при МВА.

Ключевые слова: абляция, совмещенный нагрев, электрод, компьютерное моделирование.

Финансирование: Работа поддержана Министерством науки и высшего образования Российской Федерации (Грант № FSFZ-2020-0019).

Автор для переписки: Макаров Валерий Николаевич, makarov_vn@bk.ru

Введение

В области терапии онкологии в последние несколько десятилетий интенсивное развитие получили методы локальной термодеструкции, представляющие собой нагрев злокачественного новообразования до температуры коагуляции и выше. Избирательность разрушения при такой технике достигается за счет подведения тепловой энергии непосредственно в область, пораженную патологическим процессом. Отдельно можно выделить РЧА и МВА, воздействие которых основано на применении электромагнитного поля соответствующих диапазонов.

Время разрушения опухолей при этих методах не превышает 10-15 минут, а сама процедура может быть проведена в амбулаторных условиях без госпитализации больного. Сокращение времени пребывания больного в медицинском учреждении и увеличение числа больных, которым может быть оказана эффективная помощь, сделали эти методы весьма привлекательным на современном этапе развития медицины.

Основной проблемой существующих установок, препятствующей их более широкому применению, является недостаточный объём коагуляции ткани. Размеры объема коагуляции должны перекрывать размеры опухоли на 0,5-1,0 см.

К сожалению, в радио частотном (РЧ) диапазоне при попытках увеличения подводимой к электроду мощности, ткань, которая прилегает к электроду, высушивается и электрическая цепь разрывается, прекращая подачу энергии к опухоли. Дальнейшее увеличение объёма возможно за счёт увеличения числа электродов и переключения в биполярный режим работы РЧ генератора [1-4].

В микроволновом диапазоне ограничение по подводимой к ткани мощности, связано с размерами коаксиальной линии, выполненной как излучающий электрод [5]. Внешний диаметр линии должен быть не более 2,0 мм, что значительно ограничивает пропускаемую величину максимальной мощности. Увеличение подводимой мощности здесь также могло бы быть достигнуто за счёт увеличения количества электродов, но многоэлектродный режим фактически нереализуем из-за необходимости согласования генераторов.

Потенциально можно было бы избежать трудностей при введении, которые имеются у многоэлектродных систем и увеличить подводимую мощность, если подать мощность от микроволнового (МВ) и РЧ генераторов на один рабочий электрод, который может работать в обоих диапазонах. Для проверки данной идеи было проведено компьютерное моделирование.

1. Материалы и методы

В зависимости от типа ткани возможно применение различных методов воздействия электромагнитным полем. Так в радиочастотном диапазоне можно использовать омический нагрев (P_{Ohm}), пригодный для тканей с высокой степенью проводимости, в то время как для тканей с низкой проводимостью можно использовать диэлектрический нагрев (P_{diel}).

Идея совмещения РЧ и СВЧ излучения в медицинских целях не является новой, ранее уже предпринимались попытки совмещения двух диапазонов. При этом предполагалось применение разных типов воздействия для разных целей. РЧ для проведения резекции биологических тканей, а СВЧ для дополнительной коагуляции сразу после резекции [6]. Интерес представляет одновременное применение двух типов воздействия для улучшения результатов абляции:

$$P = P_{Ohm} + P_{diel}, \quad (1)$$

где P – общая мощность нагрева (Вт), а омическая и диэлектрическая составляющие могут быть выражены следующим образом:

$$P_{Ohm} = \sigma \cdot E^2, \quad (2)$$

$$P_{diel} = \omega \cdot \epsilon_0 \cdot \epsilon' \cdot \epsilon'' \cdot E^2 = \sigma_{эф} \cdot E^2, \quad (3)$$

где σ – удельная электрическая проводимость (См/м), E – напряженность электромагнитного поля (В/м), ω – круговая частота, ϵ_0 – диэлектрическая постоянная (Ф/м), ϵ' , ϵ'' – действительная и мнимая часть диэлектрической проницаемости, $\sigma_{эф}$ – эффективная электрическая проводимость (См/м).

С помощью средств компьютерного моделирования была создана модель электрода с комбинированным нагревом. В качестве среды моделирования использовался программный пакет COMSOL Multiphysics. Алгоритм построения модели состоял из создания геометрии, выбора размеров рабочих зон электрода, задания параметров мощности и наложения конечно-элементной сетки. Модель являлась двухмерной, представляла собой прямоугольную область – имитатор ткани, с введенным в него электродом (рис.1).

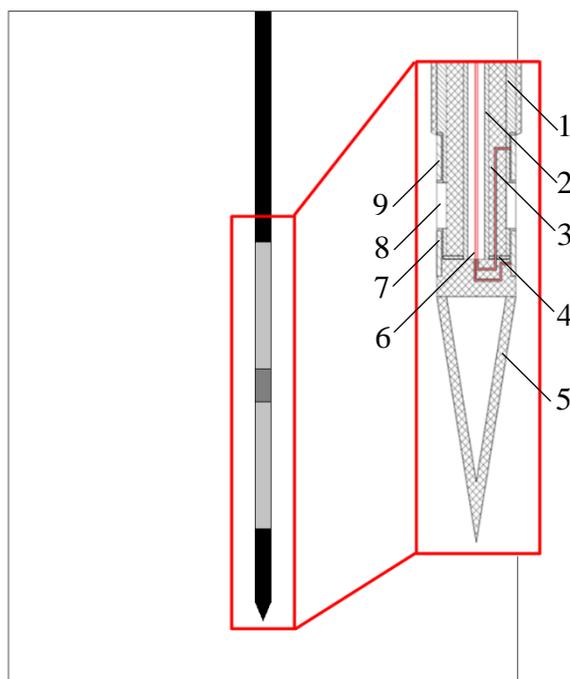


Рис. 1. Внешний вид модели

На рис. 1 приведено схематичное изображение модели электрода совмещенного нагрева. Источниками питания в такой системе являются два генератора, не показанные на рисунке. Электрод – это коаксиальная линия, которая содержит внешнюю (1) и внутреннюю (2) полые металлические трубки, разделённые слоем фторопласта (3). Поверхность внешней трубки (1) покрыта изолирующим слоем, а ближе к удалённому концу покрытие отсутствует. За счет соединения внешней (1) и внутренней (2) трубки внутри электрода реализуется режим короткого замыкания (КЗ) (4), необходимый при работе СВЧ составляющей электромагнитного поля. На наконечнике (5) имеется защитное покрытие, как и на внешней трубке (1). Внутренняя трубка (2) содержит токопроводящие линии (6) для подключения радиочастотных зон. Первая РЧ рабочая зона (7) расположена над кольцевой щелью (8) для СВЧ излучения, а вторая РЧ зона (9) расположена сразу ниже. Длина непокрытой части трубок подбирается исходя из осевой протяженности опухоли и примерно равна $\lambda/2$, где λ – длина волны МВ излучения.

При построении сетка модели была равномерной с наименьшим размером элементов в местах перехода между тканью и электродом. Все используемые

элементы сетки были треугольными. Исходные параметры модели сведены в таблицу 1.

Таблица 1. Параметры модели

Печень				
№	Параметр	Обозначение	Значение параметра	Единицы измерения
1	Теплоемкость	C_p	3540	Дж/(кг·К)
2	Плотность	ρ	1079	кг/м ³
3	Теплопроводность	λ	0.553	Вт/(м·К)
4	Удельная электрическая проводимость	σ	0.333	См/м
5	Относительная диэлектрическая проницаемость	ε	65	-
Рабочие зоны электродов				
1	Теплоемкость	C_p	840	Дж/(кг·К)
2	Плотность	ρ	6450	кг/м ³
3	Теплопроводность	λ	18	Вт/(м·К)
4	Удельная электрическая проводимость	σ	1E+08	См/м
Диэлектрическое покрытие электродов				
1	Теплоемкость	C_p	1045	Дж/(кг·К)
2	Плотность	ρ	700	кг/м ³
3	Теплопроводность	λ	0.026	Вт/(м·К)
4	Удельная электрическая проводимость	σ	1,00E-05	См/м
5	Относительная диэлектрическая проницаемость	ε	4	-

Моделирование проводилось при следующих условиях: мощность излучения была одинаковой для РЧ и СВЧ диапазонов, частота излучения при РЧ – 440 кГц, при СВЧ – 2450 МГц. Размер активной зоны (щели) для СВЧ – 4 мм. Режим работы при РЧ нагреве – биполярный, две рабочих зоны, размер каждой РЧ зоны варьировался от 5 до 20 мм.

Моделирование осуществлялось с помощью отдельных модулей физического расчета программы COMSOL Multiphysics, в ходе моделирования для определения необходимых температурных значений были вычислены все необходимые уравнения Лапласа и другие необходимые физические уравнения. В общем виде физика модели описывается следующим образом:

$$\rho C_p \frac{dT}{dt} - \nabla \cdot (k \nabla T) = Q_e, \quad (4)$$

где ρ – плотность биологической ткани ($\text{кг}/\text{м}^3$), C теплоемкость ткани ($\text{Дж}/(\text{кг К})$), k – теплопроводность ткани ($\text{Вт}/(\text{м К})$), Q_e – это тепло от пространственного нагрева ($\text{Вт}/\text{м}^3$).

2. Результаты

Для создания теплового поля наибольшего размера в первую очередь было необходимо подобрать корректный размер рабочих зон РЧ нагрева. Для РЧ зон было проведено моделирование для размеров 5, 10, 15 и 20 мм. В результате были получены картины нагрева показанные на рис. 2.

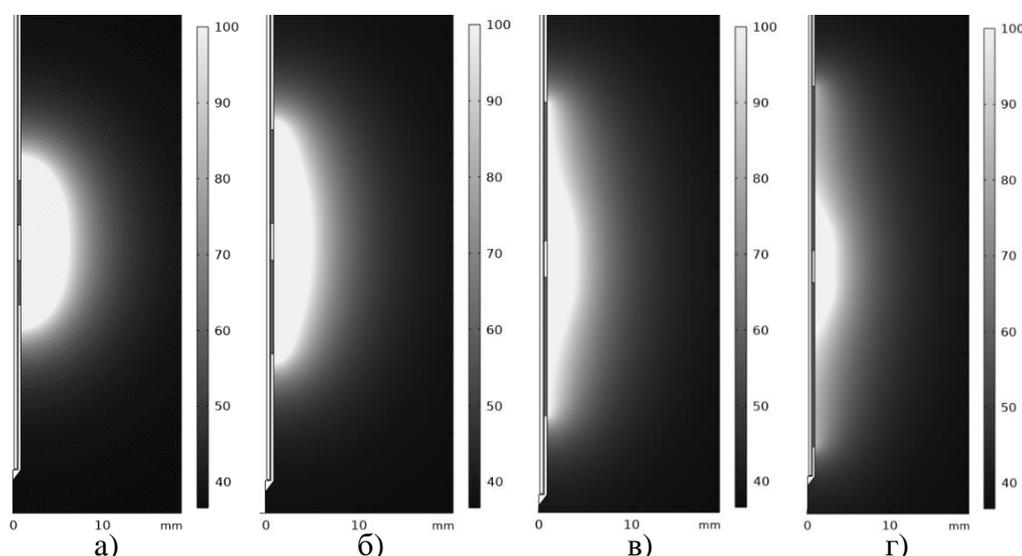


Рис. 2. Области нагрева при РЧ режиме, в зависимости от размера:
а) 5 мм, б) 10мм, в) 15мм, г) 20мм

При нагреве задействованы обе РЧ зоны, режим нагрева биполярный. В зависимости от размера рабочих зон изменялась и область нагрева. При размере рабочих РЧ зон 5 мм (рис. 2а), наибольший радиус нагрева области 60°C составил 10 мм, высота области нагрева 60°C – 26 мм. При размере 10 мм

(рис. 2б), радиус нагрева области $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ – 9,3 мм, высота области нагрева $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ – 32 мм. Радиус нагрева $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ при размере рабочей зоны в 15 мм (рис. 3в) был равен 8,5 мм, высота нагрева – 39 мм. При рабочей зоне 20 мм (рис. 3г), радиус нагрева области $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ – 8 мм, высота области нагрева $60\text{ }^{\circ}\text{C}$ – 47 мм. Нетрудно заметить, что наибольший объем нагрева при одиночном РЧ режиме работы получается при наибольшем размере рабочих зон. Данное соотношение сохраняется и при комбинированном режиме нагрева (рис. 3).

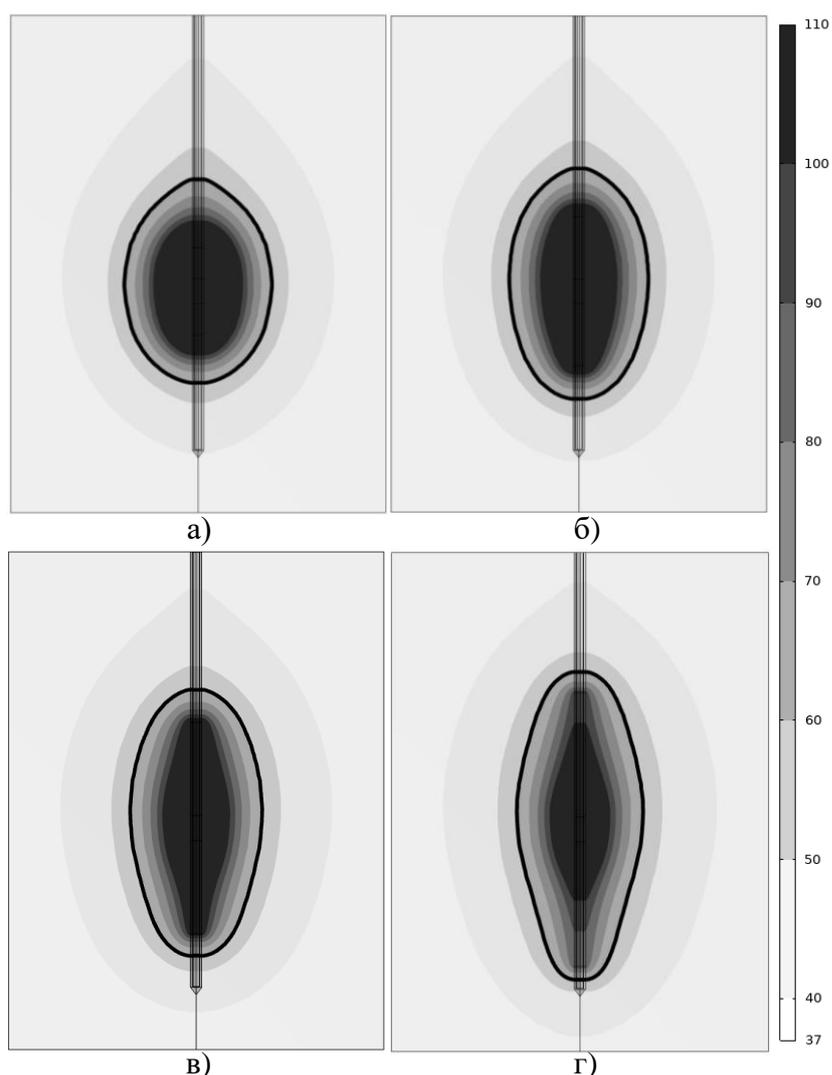


Рис. 3. Результаты моделирования совмещенного нагрева для РЧ зон с размером а) 5 мм, б) 10 мм, в) 15 мм и г) 20 мм

По результатам расчетов были получены картины нагрева для комбинированного СВЧ и РЧ воздействия (рис. 3). При СВЧ режиме работы нагрев происходил от одной рабочей зоны, РЧ нагрев реализовывался через одновременную работу двух зон (биполярный режим работы). Из полученных

результатов следует, что для наибольшего объема необходимо применять вариант с размером РЧ зон 20 мм. Радиус области нагрева при одиночном СВЧ режиме составил 3,4 мм во всех случаях. Результирующие объемы нагрева при одновременном режиме воздействия превысили таковые для одиночных режимов работы.

Общая форма получаемого нагрева во всех случаях имела эллипсообразную форму. При этом, картина нагрева для РЧ рабочих зон 5 мм (рис. 3а) имела форму в большей степени подходящую для терапии сферических опухолей, чем при размере рабочих зон 10–20 мм (рис. 3б–г). Полученные результаты демонстрируют возможность увеличения объема нагрева более чем на 40% в сравнении с одиночными режимами работы.

Таким образом, при сохранении той же конфигурации электрода и времени нагрева может быть достигнуто значительное увеличение объема абляции, что позволит осуществлять терапию в тех случаях, когда ранее это было недоступно.

Заключение

Впервые было проведено моделирование комбинированного электрод, позволяющего проводить РЧ и СВЧ нагрев в отдельном и совместном режимах. Были рассчитаны размеры рабочих РЧ зон и предполагаемые области нагрева, получаемые в результате совмещенного нагрева. Полученные результаты демонстрируют возможность создания области нагрева с увеличением получаемого объема при одновременном РЧ или СВЧ нагреве, чем в случае отдельного нагрева. Рассчитаны наиболее подходящие размеры для РЧ зон нагрева, при которых объем нагрева будет максимален. Применение комбинированного нагрева в клинической практике позволит частично решить проблемы недостаточного объема нагрева, которые присущи одноэлектродному режиму нагрева как в РЧА, так и в МВА.

Литература

1. Макаров В.Н., Боос Н.А. Сравнение процессов радиочастотной абляции для монополярных и биполярных систем. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2021. Т.24. №3. С.57-63. <https://doi.org/10.18127/j15604136-202103-06>
2. Макаров В.Н., Боос Н.А. Тенденции развития установок для радиочастотной абляции. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2021. Т.24. №6. С.58-68. <https://doi.org/10.18127/j15604136-202106-06>
3. Макаров В.Н. Применение распределенного нагрева для теплового разрушения опухолей (краткий обзор). *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2018. №1. С.54-60. <https://doi.org/10.18127/j15604136-201902-01>
4. Hocquelet A., Aubé C., Rode A., Cartier V., Sutter O., Manichon A.F., Boursier J., N'kontchou G., Merle P., Blanc J.F., Trillaud H., Seror O. Comparison of no-touch multi-bipolar vs. monopolar radiofrequency ablation for small HCC. *J Hepatol*. V.66. №1. P.67-74. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2016.07.010>
5. Fallahi H, Prakash P. Antenna Designs for Microwave Tissue Ablation. *Crit Rev Biomed Eng*. 2018. V.46. №6. P.495-521. <https://doi.org/10.1615/CritRevBio-medEng.2018028554>
6. Патент США №9333034. Hancock C.P. *Electrosurgical apparatus for RF and microwave delivery*. Application Date: 10.10.2013. Publication Date: 10.05.2016. URL: <https://patents.google.com/patent/US9333034B2/en?q=9333034>

Для цитирования:

Макаров В.Н., Боос Н.А. Моделирование совмещенного нагрева для абляции опухолей. *Журнал радиоэлектроники* [электронный журнал]. 2022. №9. <https://doi.org/10.30898/1684-1719.2022.9.5>