

УДК 621.385.6; 615.832

ЧИСЛЕННЫЙ АНАЛИЗ ТЕПЛООБМЕНА В ТКАНЯХ ПЕЧЕНИ ПРИ СВЧ-АБЛЯЦИИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОДНОЙ, ДВУХ, ТРЕХ И ЧЕТЫРЕХ ЩЕЛЕЙ

© 2024 г. Е. Poorreza*

Faculty of Electrical engineering, Sahand University of Technology, Tabriz, Iran

**E-mail: elnaz.poorreza@gmail.com, e_poorreza@sut.ac.ir*

Поступила в редакцию 10.08.2023 г.

После доработки 15.11.2023 г.

Принята к публикации 04.12.2023 г.

В работе рассмотрена СВЧ-терапия — популярный медицинский метод лечения патологических тканей человека, содержащих раковые опухоли. Методом конечных элементов с использованием двумерного анализа сравниваются модели коаксиальной антенны с одной, двумя, тремя и четырьмя щелями. Представленные модели основаны на волновом уравнении электромагнетизма в режиме поперечных магнитных волн в сочетании с уравнением Пеннесса в условиях переходного состояния. Кроме того, модель учитывает термоэлектрические свойства тканей человека при рабочей частоте антенны 2.45 ГГц. Представлены результаты моделирования для различных конфигураций многощелевых антенн. Проведен сравнительный конечно-элементный анализ межтканевой СВЧ-абляции в ткани печени с использованием антенн с одной, двумя, тремя и четырьмя щелями. Согласно представленным результатам, доля поврежденной ткани, подвергающейся воздействию, уменьшается за счет увеличения количества щелей. В случае четырех щелей наблюдаются сферические зоны плавления с меньшим повреждением нормальных тканей, особенно в осевом направлении.

DOI: 10.31857/S0040364424010152

ВВЕДЕНИЕ

Раковые опухоли жизненно важных органов, таких как печень, кости, легкие, молочная железа, почки и другие, являются одной из основных причин смертности во всем мире [1–3]. Рак печени — один из наиболее распространенных видов рака в мире. Из-за своей высокой инвазивности это один из самых смертоносных видов рака [4]. Этот вид заболевания имеет 100%-ную летальность через пять лет протекания без лечения и приводит к смерти более миллиона человек ежегодно [5, 6].

Возможными методами лечения рака печени являются: хирургическая операция, химиотерапия, криохирургия, этаноловая абляция, лазерная абляция, лучевая терапия, радиочастотная и СВЧ-абляция (СВЧА) [5, 7–15].

СВЧА с использованием энергии электромагнитных волн является эффективным и перспективным способом термотерапии при лечении опухолей [16–22]. Системы СВЧА были введены в клиническое использование в 1990-х гг. СВЧА — малоинвазивный метод, суть которого заключается в коагуляционном некрозе опухолевых клеток,

возникающем при повышении температуры около критического уровня 60°C [23, 24]. Целесообразность этого типа терапии была продемонстрирована на ряде жизненно важных органов, таких как мозг, грудь и печень.

СВЧА может улучшить результаты при небольшом количестве побочных эффектов и особенно полезна, когда опухоль расположена в зоне, которую невозможно удалить из соображений сохранения нормальной работы органов [25–29]. По сравнению с существующими технологиями с термической абляцией ключевыми преимуществами метода СВЧА являются поддержание высокой температуры опухоли, большие объемы областей абляции опухоли и более быстрая абляция. Эффективность процесса СВЧА связана с прогревом объемом, достигаемым в ходе процесса [23, 30–32]. Для метода СВЧА решающее значение имеет возможность прогнозирования температуры опухоли и окружающих тканей [25], чтобы уничтожить раковые клетки без повреждения здоровых тканей. Однако, прежде чем приступить к реальной терапии, необходимо провести базовое численное моделирование. Численное моделирование критически

важно для использования СВЧА, оно бесплатное и занимает относительно мало времени. Использование математического моделирования при лечении онкологических заболеваний получило широкое распространение и является прогрессирующим инструментом параллельно с экспериментальными исследованиями.

Энергия электромагнитного излучения от СВЧ-устройства является эффективным методом нагрева опухолевых клеток. Поскольку ткань электропроводящая, часть излучаемой энергии рассеивается внутри ткани, что приводит к повышению ее температуры. Микроволны могут попадать в ткань с помощью специальных антенн, расположенных рядом с тканью, подлежащей лечению, или внедренных в нее [1].

Система СВЧА состоит из игольчатых тонких коаксиальных межтканевых антенн, которые могут создавать зоны абляции во время применения через кожу [30, 33, 34]. В методе используются эффекты электромагнитных волн, передача тепла через антенны, чтобы уничтожить раковые опухоли при небольшом вреде для окружающих здоровых тканей [35].

Наиболее популярными антеннами в технологии СВЧА являются щелевые коаксиальные антенны. В антеннах этих типов внешний и центральный проводники соединяются на вершине наконечника антенны, а металлическое кольцо отделяет внешний проводник антенны, образуя щель антенны. Через такие щели электромагнитная энергия поступает в орган-мишень.

Насколько известно автору, в работах других исследователей при численном анализе рассматривалась только трехщелевая антенна. В [5] изучались одно- и двухщелевые антенны. Установлено, что в случае двухщелевой СВЧА можно добиться более широкого распределения поглощаемой СВЧ-мощности в ткани печени, чем в случае однощелевой антенны. Расположение прорезей в конструкции антенны может быть ответственным за различное энерговыделение в ткани печени и, следовательно, оказывать большое влияние на процесс заживления во время лечения. Согласно представленным результатам, полученным методом конечных элементов (МКЭ), некроз ткани, подвергшейся воздействию микроволновой энергии частотой 2.45 ГГц, уменьшался за счет увеличения количества щелей.

В настоящей работе выполнено численное исследование интерстициальной микроволновой гипертермии, при которой энергия передается в ткань печени с помощью микроволновой многощелевой коаксиальной антенны. Для полного объяснения реального процесса СВЧА в тканях человека решающее значение имеет моделирование теплопередачи. В данной статье представлены численные модели коаксиальной антенны с одной, двумя, тремя и четырьмя щелями.

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ, ГЕОМЕТРИЯ И ОПИСАНИЕ ЗАДАЧИ

Электромагнитная модель. В осесимметричной модели конечных элементов электрическое и магнитное поля, передаваемые в биологический орган, объединяются с изменяющейся во времени поперечной электромагнитной (ТЕМ) волной. Из уравнения Максвелла волновой вид уравнения [5, 33] записывается так

$$\nabla \times (\nabla \times \mathbf{E}) - \mu_r k^2 \left(\epsilon_r - \frac{j\sigma}{\omega\epsilon_0} \right) \mathbf{E} = 0.$$

Здесь $\mathbf{E}$ — электрическое поле, создаваемое антенной; μ_r — проницаемость; k — константа распространения в свободном пространстве, м^{-1} ; ϵ_r — относительная диэлектрическая проницаемость тканей; $\epsilon_0 = 8.854 \times 10^{-12} \text{ Ф/м}$ — относительная диэлектрическая проницаемость вакуума; σ — проводимость тканей; $\omega = 2\pi f$ — угловая частота прикладываемой электромагнитной волны [5, 33], рад/с , f — частота волны, Гц; $k = 2\pi/\lambda$ — волновое число, м^{-1} ; λ — длина волны, м [5].

Электрическое поле:

$$\mathbf{E} = \mathbf{e}_r \frac{C}{r} e^{j(\omega t - kz)},$$

магнитное поле:

$$\mathbf{H} = \mathbf{e}_\phi \frac{C}{rZ} e^{j(\omega t - kz)},$$

$$C = \sqrt{\frac{ZP}{\pi \ln \left(\frac{r_{\text{out}}}{r_{\text{in}}} \right)}}.$$

Здесь $\mathbf{e}_r$, $\mathbf{e}_\phi$ — единичные азимутальные векторы; Z — волновое сопротивление проводника; P — входная приложенная мощность СВЧ, Вт; r_{out} , r_{in} — внешний и внутренний радиусы диэлектрика.

Электрическое поле имеет конечную аксиальную составляющую в ткани печени, тогда как магнитное поле находится только в азимутальном направлении. Только внутри коаксиального кабеля электрическое поле действует в радиальном направлении, а внутри ткани — как в радиальном, так и в аксиальном направлениях. Это позволяет моделировать коаксиальную антенну с использованием формулировки осесимметричной волны [5]. В результате волновое уравнение становится скалярным по $\mathbf{H}_\phi$:

$$\nabla \times \left(\left(\epsilon'_r - \frac{j\sigma_{el}}{\omega\epsilon_0} \right)^{-1} \nabla \times \mathbf{H}_\phi \right) - \mu_r k_0^2 \mathbf{H}_\phi = 0.$$

Изменения диэлектрических свойств ткани печени приводят к изменению места поглощения

энергии внутри ткани печени. Относительная диэлектрическая проницаемость и проводимость взяты из [5]. Линейная аппроксимация диэлектрической проницаемости и проводимости диэлектрического материала используется для аппроксимации скорости нагрева при температурах от 37 до 100°C в виде следующих функций:

$$\varepsilon'_{r\text{Liv}}(T) = -0.0424T + 47.043,$$

$$\sigma_{\text{Liv}}(T) = -0.0004T + 1.7381.$$

Энергия выводится из щелей коаксиальной микроволновой антенны, подключенной к генератору, и распространяется из щелей антенны в ткань печени. Граничные условия для анализа распространения электромагнитных волн рассматриваются в следующем виде:

– на входе наблюдается распространение поперечной волны с входной мощностью 10 Вт;

– при $r = 0$ применяется осесимметричное ограничение

$$\begin{aligned} E_r &= 0, \\ \frac{\partial E_z}{\partial r} &= 0. \end{aligned}$$

Граничные условия рассеяния учитываются вдоль внешних границ печени во избежание отражения [5]:

$$\hat{n} \times \sqrt{\varepsilon} \mathbf{E} - \sqrt{\mu} \mathbf{H}_\varphi = -2\sqrt{\mu} \mathbf{H}_{\varphi 0}.$$

Здесь $\mathbf{H}_{\varphi 0} = \frac{C}{Zr}$ – магнитное поле возбуждения; $\mathbf{H}_\varphi$ сферической волны, созданное антенной, определяется как

$$\hat{n} \times (\nabla \times \mathbf{H}_\varphi) - jk \mathbf{H}_\varphi = 0.$$

Для упрощения и устранения численной ошибки внутренний и внешний проводники коаксиальной антенны рассматриваются как идеально электропроводные стенки:

$$\hat{n} \times \mathbf{E} = 0.$$

Модель биологического теплообмена. Уравнение биотеплообмена, предложенное Пеннесом, широко применялось для решения проблем биологической теплопередачи. Это уравнение эффективно описывает, как происходит передача тепла внутри биологической ткани [5, 33, 36–40]:

$$\begin{aligned} \rho C \frac{\partial T}{\partial t} &= \nabla \times (k_{\text{th}} \nabla T) + \\ &+ \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}} + Q_{\text{ext}}. \end{aligned} \quad (1)$$

Здесь ρ – плотность ткани; ρ_b – плотность крови; C – удельная теплоемкость ткани; C_b – удельная теплоемкость крови; K_{th} – коэффициент теплопроводности ткани; $\omega_b = 4.5 \times 10^6 \text{ кг}/(\text{м}^3 \text{ с})$ – коэффициент перфузии крови; T_b – температура крови.

В уравнении (1) первый, второй, третий и четвертый члены в правой части обозначают теплообмен, охлаждение током крови, метаболический источник тепла и внешний источник тепла (тепло, создаваемое электрическим полем) соответственно. Внешний источник тепла учитывает влияние термического сопротивления, создаваемого электромагнитным полем, которое можно выразить как [41]

$$Q_{\text{ext}} = \frac{1}{2} \sigma_{\text{Liv}} |\mathbf{E}|^2.$$

Здесь σ_{Liv} – проводимость ткани печени. Когда микроволны распространяются в ткани печени, их энергия поглощается тканью и преобразуется в тепло, повышая температуру ткани. Термин “удельная скорость поглощения” характеризует электромагнитную мощность (Вт/кг), излучаемую на единицу массы ткани, и описывается выражением

$$S_A = \frac{\sigma_{\text{Liv}} |\mathbf{E}|^2}{2\rho}.$$

С учетом S_A уравнение (1) можно переписать в виде

$$\begin{aligned} \rho C \frac{\partial T}{\partial t} &= \nabla \times (K_{\text{th}} \nabla T) + \\ &+ \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{\text{met}} + \rho S_A. \end{aligned}$$

В данной работе при расчетах учитывается зависимость свойств от температуры. В соответствии с данными о теплопроводности ткани печени, измеренной в [42], ее зависимость от температуры можно записать в виде

$$K_{\text{th}}(T) = 0.0012T + 0.4692.$$

На процессы биотеплообмена в живых тканях часто влияет такой фактор, как перфузия крови через сосуды, так как она связана с локальным распределением температуры. Когда существует значительная разница между температурой крови и ткани, через которую она протекает, происходит конвективный перенос тепла, приводящий к изменению температуры и крови, и ткани. В результате модель теплопередачи в живых тканях должна учитывать влияние перфузии крови. Скорость перфузии крови можно определить следующим образом:

$$\omega_b(T) = 0.000021T + 0.00035.$$

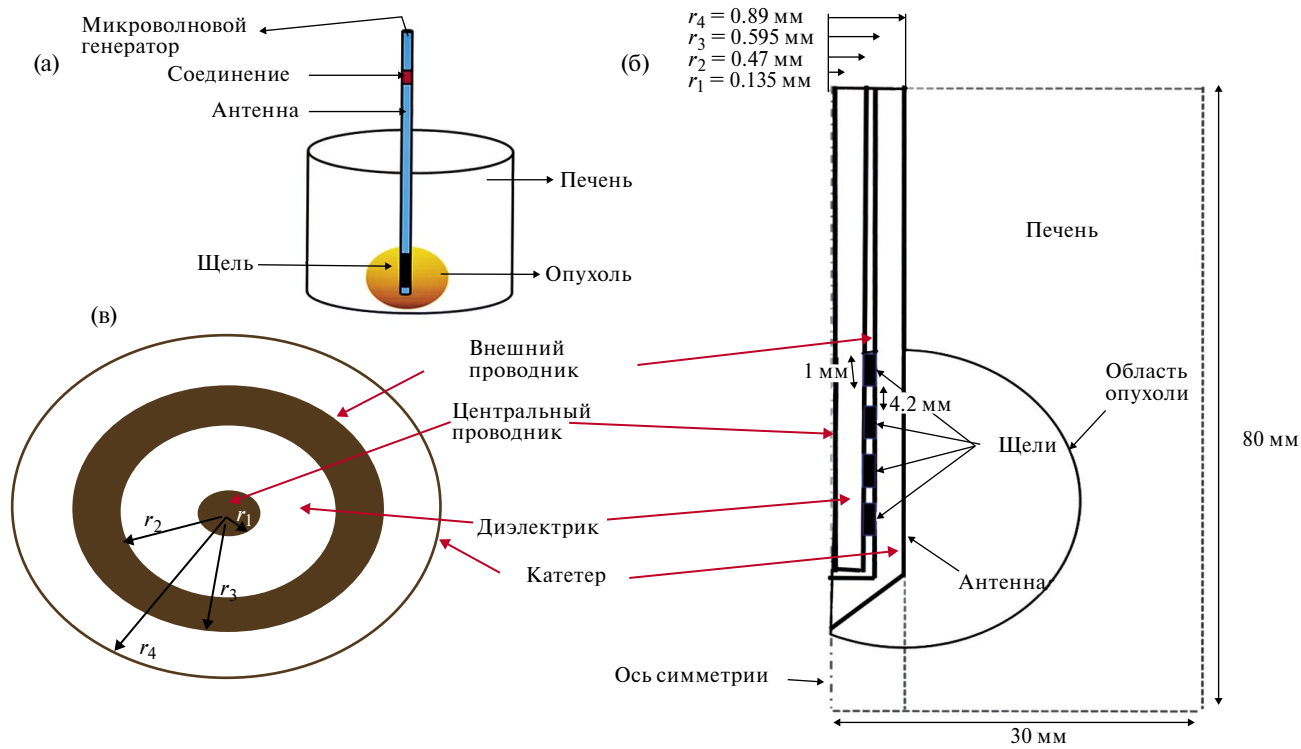


Рис. 1. Схема коаксиальной антенны, введенной в биологическую ткань (а), ее 2D-модель с размерами (б), поперечное сечение антенны с несколькими щелями (в).

Таблица 1. Размеры СВЧ-антенны (в мм) [43]

Размер	Значение
Радиус центрального проводника r_1	0.135
Внутренний радиус внешнего проводника r_2	0.470
Внешний радиус внешнего проводника r_3	0.595
Радиус катетера r_4	0.895
Размер щели d	1.000
Расстояние между щелями l	4.200

Теплообмен рассматривается только в тканях печени и не учитывает антенну. Граница печени считается термически изолированной:

$$\hat{n} \times (K \nabla T) = 0.$$

Начальное распределение температуры в печени считается универсальным: $T(t_0) = 37^\circ\text{C}$.

Геометрия печени и введенной антенны. Представленное исследование относится к области гипертермической онкологии и моделирует электромагнитное поле, связанное с уравнением

биотеплообмена. Уравнения ряда моделей, описывающих распространение электромагнитных волн и теплообмен, могут быть решены методом конечных элементов. Электромагнитные и биотеплообменные уравнения связаны. Физически область состояла из двух подобластей: печени и коаксиальной антенны.

Геометрическая схема многощелевой коаксиальной СВЧ-антенны изображена на рис. 1. СВЧ-антенна состоит из центрального проводника, диэлектрического материала, внешнего проводника и катетера из пластика, защищающего внутренние детали. Поскольку реальная антенна имеет цилиндрическую и коаксиальную форму, моделирование выполняется только для двумерной осесимметричной постановки в цилиндрических координатах (r, φ, z) .

Расчетная область состоит наполовину из антенной конструкции и окружающей биологической ткани, а внешняя граница зафиксирована на уровне $r = 30$ мм. Кроме того, поскольку в практических приложениях антенна очень тонкая, ее предполагаемая ширина считается менее 2 мм. Все щели расположены во внешнем проводнике с координатами $z_1 = 15.5, z_2 = 19.7, z_3 = 23.9, z_4 = 28.1$ мм и имеют одинаковый размер $d_1 = d_2 = d_3 = d$. Расстояния между соседними прорезями постоянны и равны $l_1 = l_2 = l_3 = l$. Размеры антенны взяты из [43] и собраны в табл. 1. Область опухоли радиусом

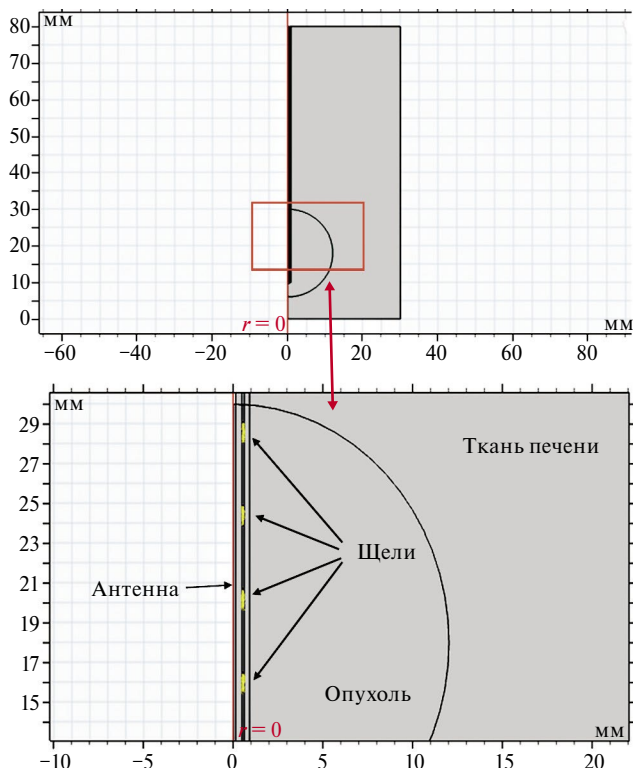


Рис. 2. Расположение щелей и опухоли.

Таблица 2. Параметры биологического материала и материала антенны

Параметры	Значение
Плотность крови, кг/м^3	1000
Теплоемкость крови, $\text{Дж}/(\text{кг К})$	3639
Перфузия ¹ крови, $1/\text{с}$	3.6e^{-3}
Температура крови, $^{\circ}\text{C}$	37
Относительная диэлектрическая проницаемость печени	43.03
Электропроводность печени, См/м	1.69
Относительная диэлектрическая проницаемость	2.03
Относительная диэлектрическая проницаемость катетера	2.6
Частота СВЧ, ГГц	2.45
Входящая мощность P_{in} , Вт	10

¹ Перфузия – прохождение крови через биологическую ткань.

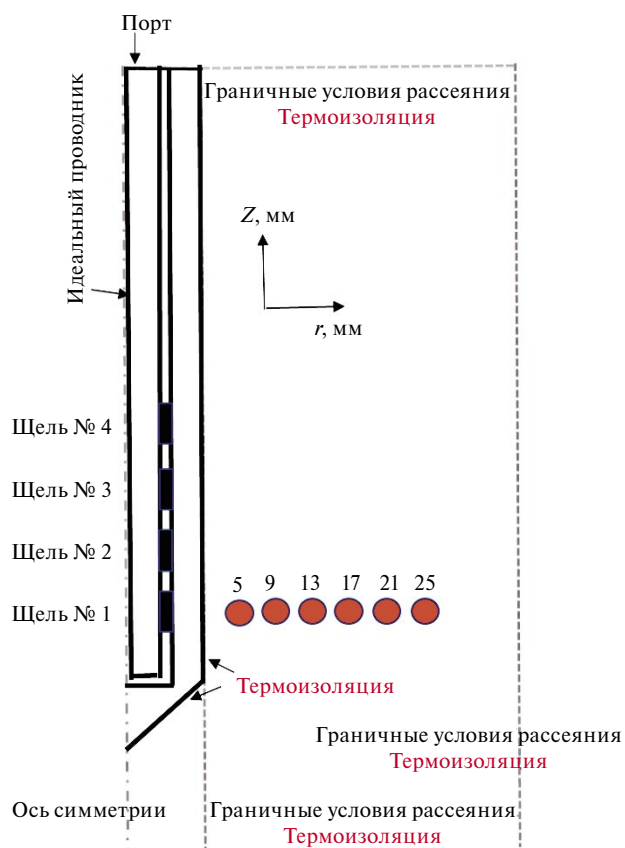


Рис. 3. Граничные условия задачи.

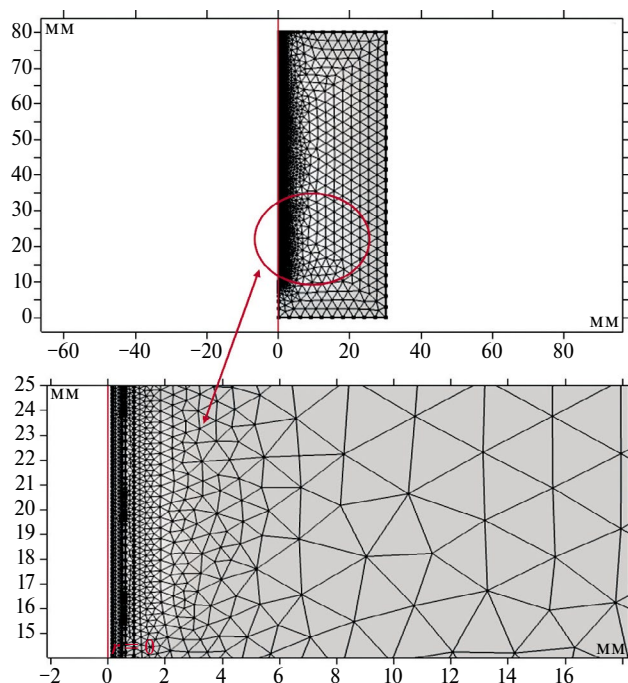


Рис. 4. Расчетная сетка для СВЧ-антенны.

около 1.2 см показана на рис. 2, при моделировании она не учитывается.

Ткань печени рассматривается как объект с цилиндрической геометрией. Она имеет радиус 30 мм и высоту 80 мм. В этой модели предполагается, что СВЧ-антенна погружена в однородную гладкую биологическую ткань. Свойства ткани печени и антенны приведены в табл. 2.

Граничные условия. Сформулирована математическая модель для прогнозирования поглощения излучаемой мощности, профиля S_A , распределения температуры и доли повреждения ткани печени в процессе СВЧА. При численном анализе процесса распространения электромагнитных волн на поверхности печени задается граничное условие рассеяния, означающее, что граница не нарушает распределение электромагнитного поля [5]. Источник микроволнового излучения устанавливается на верхнем конце антенны. Для моделирования коаксиальный порт, к которому подается питание, поддерживает только поперечный электромагнитный режим. В применяемой модели стенка антенны рассматривается как идеальный электрический проводник, а диэлектрические свойства ткани печени определяются как функция температуры. Внутри ткани печени не происходит фазового перехода и обмена энергии через внешнюю поверхность ткани печени, а также внутри области ткани печени не протекают химические реакции. Применяемые граничные условия показаны на рис. 3.

Сетка. Для анализа методом конечных элементов создана сетка, которая разделяет область решения на определенное количество элементов. На рис. 4 показана выбранная сетка для антенны. Другими словами, чтобы сэкономить время моделирования и достичь сходимости решения с наилучшей точностью, рассматривается приведенная ниже установка для построения сетки модели [1, 5]. Треугольные сетки строились наружу от оси симметрии с минимальным размером элемента 0.024 мм, максимальным размером элемента 3 мм, максимальной скоростью роста элемента 1.3

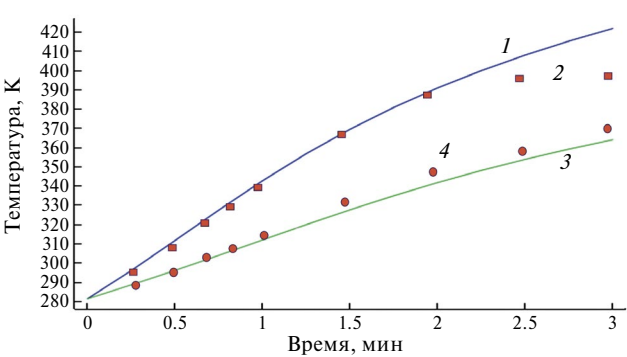


Рис. 5. Сравнение полученных температурных распределений (1, 3) с данными [38]: 1, 2 – 7 мм; 3, 4 – 9.5 мм.

мм, коэффициентом кривизны сетки 0.3 и разрешением узких областей 1.

Валидация модели. Для проверки точности результаты сравниваются с экспериментальными данными [38]. Проверка распределения температуры в ткани печени в двух местах (7 и 9.5 мм от антенны) во время процесса СВЧА показана на рис. 5. Рабочая частота СВЧ, входная мощность и начальная температура ткани были выбраны равными 2.45 ГГц, 75 Вт и 281 К соответственно. Видно, что расчетные результаты и данные эксперимента хорошо согласуются. Небольшая разница обусловлена используемой численной схемой.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Полная плотность диссипации энергии. Внутренний источник нагрева приводит к гибели опухолевых клеток за счет вибрации и вращения молекул воды [1]. Важно оценить плотность рассеяния мощности, поглощаемой тканью печени. На рис. 6 показана общая плотность мощности излучения, рассеиваемого в ткани печени за $t = 600$ с (10 мин) для одной, двух, трех и четырех щелей. Выбор интервала 10 мин обусловлен экспериментальной работой [30]. Согласно представленным результатам, во всех случаях кривая

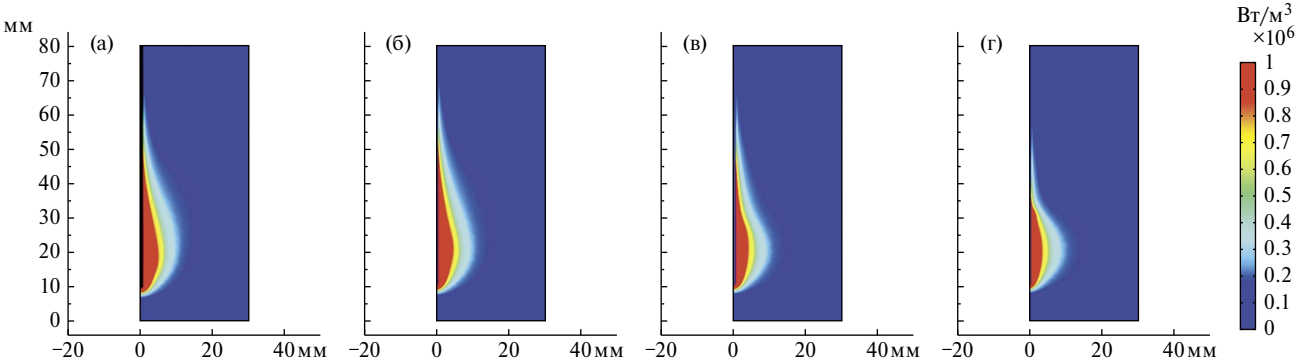


Рис. 6. Полная плотность энергии, поглощенной в ткани печени за $t = 600$ с для антенн с: (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

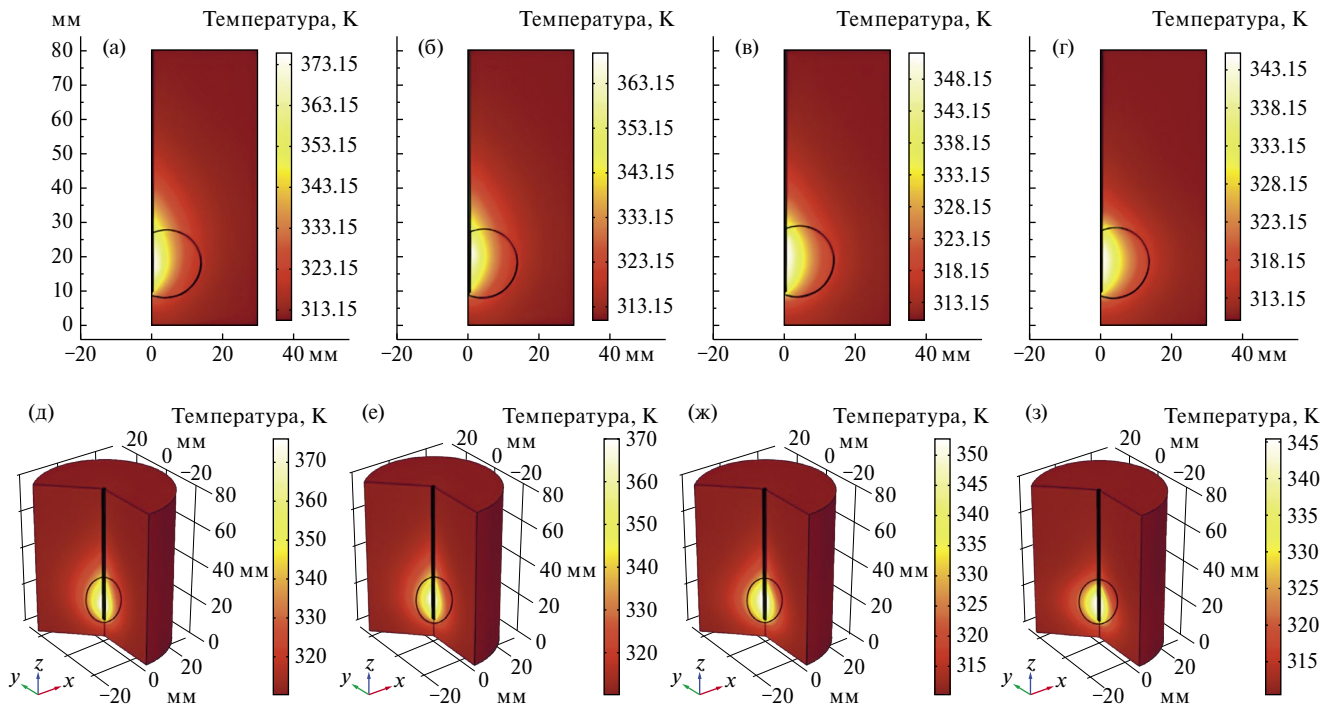


Рис. 7. Распределения температуры и соответствующие трехмерные поля температур: (а), (д) одна щель; (б), (е) две; (в), (ж) три; (г), (з) четыре.

Таблица 3. Размеры области абляции и ошибка оценки температуры

Количество щелей	Радиус температурной зоны, мм	Радиус опухоли, мм	Разница, %	Продольный размер температурной зоны, мм	Продольный размер опухоли, мм	Разница, %
1	14	12	16.6	50	24	108.3
2	13.5	12	12.5	45	24	87.5
3	13	12	8.3	40	24	66.6
4	12.5	12	4.1	32	24	33.3

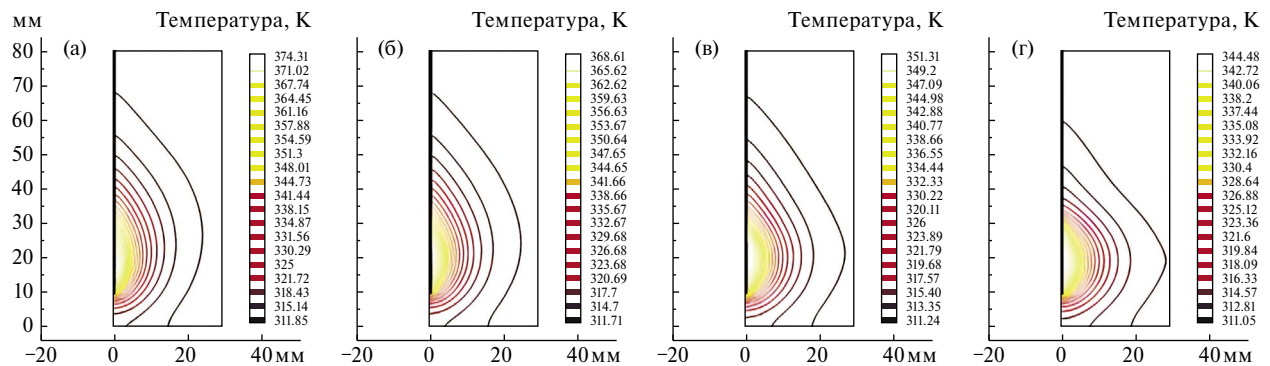


Рис. 8. Изотермы в ткани печени в стационарном состоянии для антенн с (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

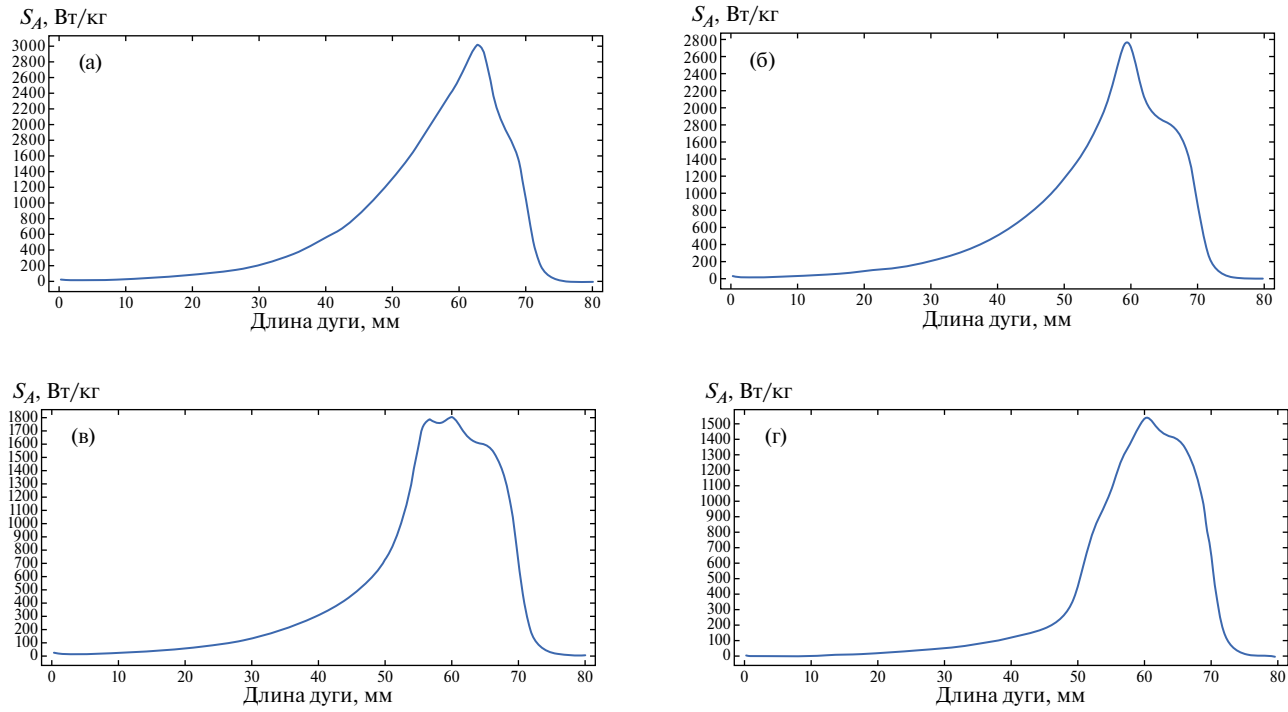


Рис. 9. Профили S_A для антенн с (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

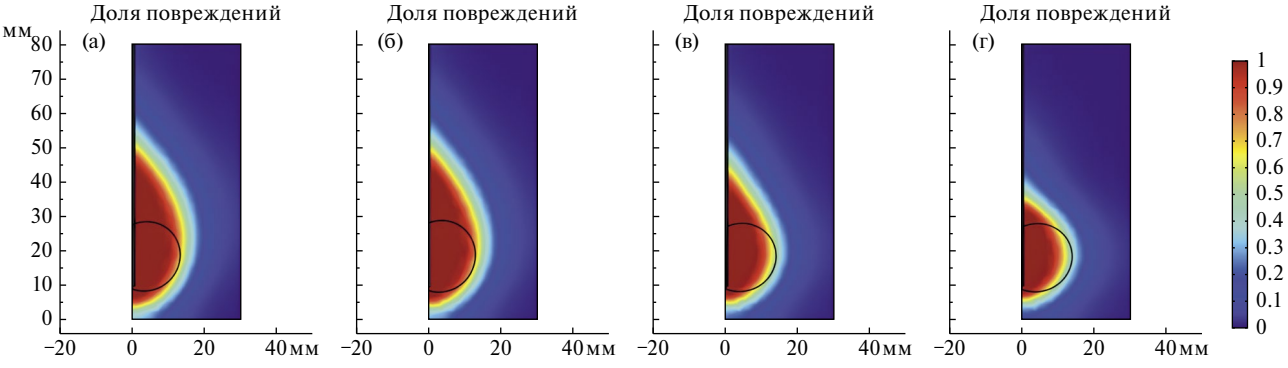


Рис. 10. Изменения во времени доли повреждений для антенн с (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

поглощенной тканью печени энергии имеет форму, близкую к эллипсоиду, вокруг щели, и ее максимальные значения находятся вблизи щели, уменьшаясь с удалением от щели.

Распределения температуры. Во всех случаях распределение температуры вокруг щели близко к эллипсоидному, а ее самые высокие значения достигаются вблизи щели и уменьшаются с увеличением расстояния (рис. 7), что согласуется с данными на рис. 5. Кроме того, распределение температуры увеличивается во времени. Это связано с тем, что мощность, поглощаемая тканью печени, рассеивается и преобразуется в тепло, вызывая повышение температуры ткани печени.

Размер зоны абляции и погрешность определения температуры указаны в табл. 3 для каждого слота. Судя по результатам, для случая с четырьмя щелями разница минимальна.

На рис. 8 сравниваются изотермы ткани печени в установившемся режиме для четырех исследованных случаев. Все последующие результаты моделирования получены при различных конфигурациях щелей при одних и тех же граничных условиях.

Распределение S_A . На рис. 9 показаны распределения S_A для всех четырех случаев вдоль линии, параллельной оси антенны. Во всех случаях распределения S_A постепенно увеличиваются вдоль

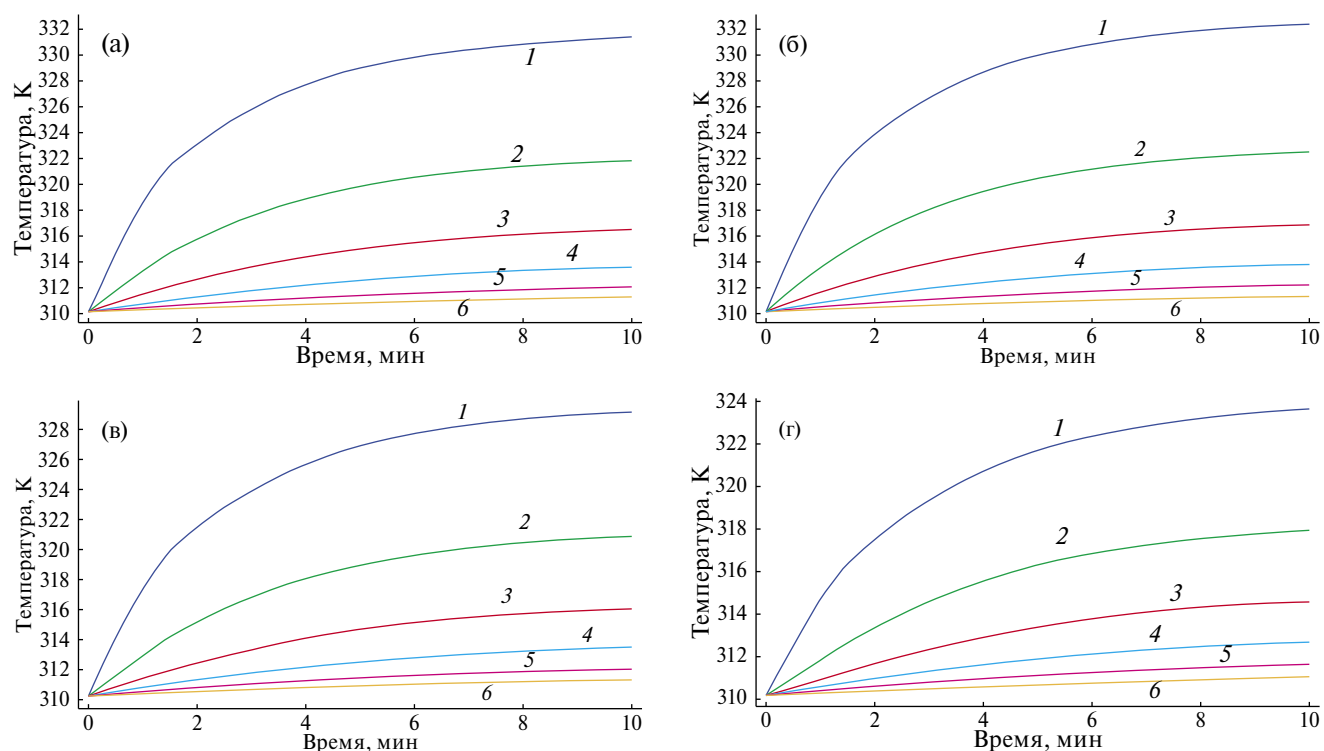


Рис. 11. Сравнение температурных кривых для положений: 1 – 5 мм, 2 – 9, 3 – 13, 4 – 17, 5 – 21, 6 – 25; для антенн с (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

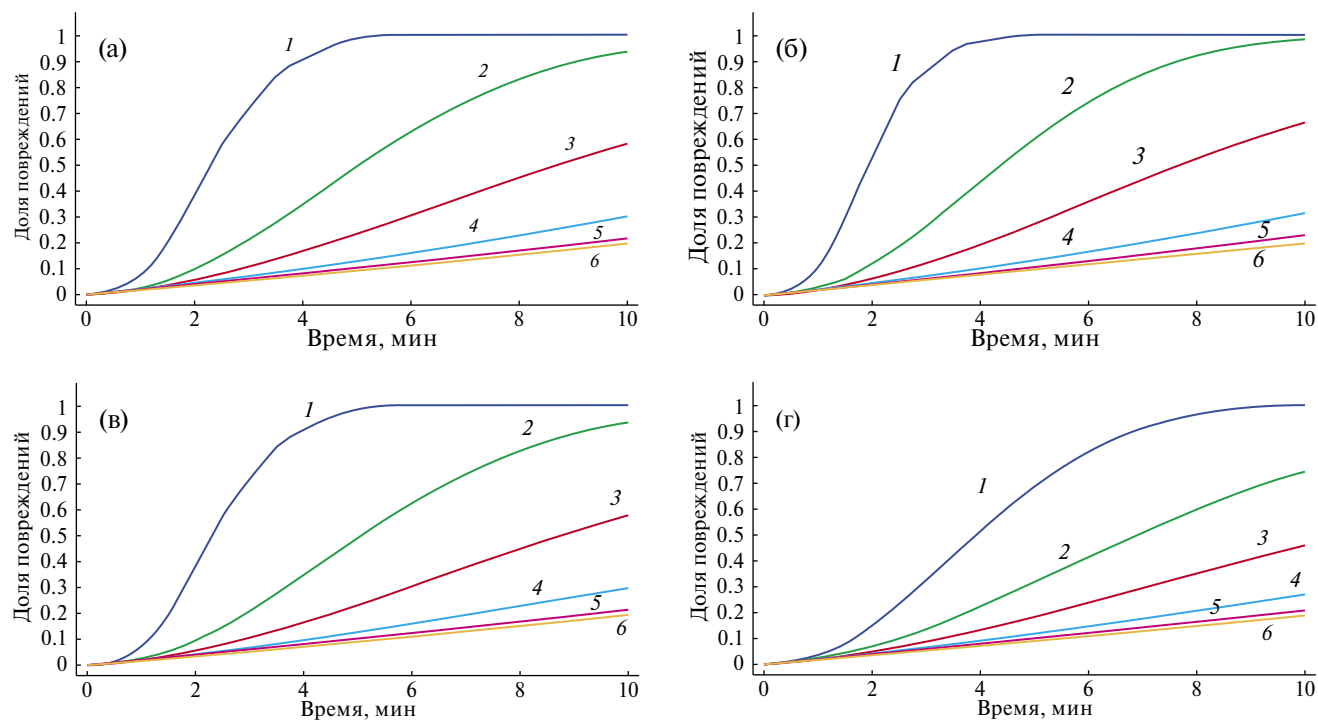


Рис. 12. Сравнение зависимостей доли повреждений для положений: 1 – 5 мм, 2 – 9, 3 – 13, 4 – 17, 5 – 21, 6 – 25; для антенн с (а) одной, (б) двумя, (в) тремя, (г) четырьмя щелями.

продольной оси антенны до максимума на выходе из щели. В случае однощелевой антенны пиковое значение S_A составляет 3000 кВт/кг при глубине введения примерно 63 мм. В то же время в случае антенны с двумя щелями пиковое значение $S_A = 2800$ Вт/кг достигается при глубине введения примерно 59 мм. Для трех щелей пиковое значение $S_A = 1800$ Вт/кг при глубине введения равняется примерно 60 мм, а для четырех щелей максимум составляет 1530 Вт/кг при глубине 61 мм. После максимумов значения S_A быстро уменьшаются и имеют наименьшее значение при глубине погружения 80 мм. Так, можно сделать вывод, что S_A в ткани печени обусловлено типом антенны и положением щели.

На рис. 10 показана временная эволюция доли повреждения ткани при воздействии СВЧ-антенной. Расчет доли повреждения выполнен на основе размера опухоли, выбранного по данным [33]. Доля повреждения в случае рис. 10а находится за пределами области опухоли. На рис. 10г повреждение ограничено практически областью опухолевых клеток. Согласно результатам расчетов, за счет увеличения количества щелей зона повреждения уменьшается. В случае четырех щелей наблюдаются сферические зоны плавления и с меньшим повреждением нормальных тканей, особенно в осевом направлении.

На рис. 11 приведено сравнение кривых температур в шести позициях (положения показаны на рис. 3) на уровне выхода верхней щели в зависимости от времени. Результаты для всех случаев демонстрируют схожие тенденции распределения температуры: температура увеличивается с увеличением времени. Результаты показывают, что общее распределение температуры для антенны с одной щелью выше, чем для антенн с двумя, тремя и четырьмя щелями. С другой стороны, за счет увеличения количества щелей температурные профили снижаются с увеличением времени.

На рис. 12 показано сравнение кривых доли повреждения во время абляции для разных положений ткани печени при разных положениях выхода верхней щели в зависимости от времени. Изменение зоны поражения опухоли меняется следующим образом: она незначительно увеличивается, а затем достигает зоны насыщения, которая показывает время завершения некроза опухоли. Также можно сделать вывод, что полный некроз опухоли достигается для положения $r = 5$ мм от антенны через 600 с. По полученным результатам время, необходимое для полного некроза, составило 340, 350, 370 и 600 с для антенны с одной, двумя, тремя и четырьмя щелями соответственно. В результате в последнем случае время, необходимое для полной абляции опухоли, велико. Таким образом, абляция опухолевых клеток может быть достигнута в течение длительного периода времени без повреждения здоровых клеток, если

для разработанной СВЧА используется антенна с четырьмя щелями.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном исследовании представлены результаты численного моделирования интерстициальной микроволновой гипертермии с использованием многощелевой коаксиальной антенны. Проведенное моделирование показало, что добавление новых слотов благотворно влияет на терапевтический эффект гипертермии. Как и ожидалось, температура, наблюдаемая в целевой области, быстро снижается по мере удаления от микроволнового аппликатора. При увеличении количества слотов значение температуры уменьшается. Самая высокая температура наблюдалась в ткани печени в случае однощелевой антенны. Самые низкие температуры получены в случае четырех щелей. Доля повреждения тканей, подвергающихся воздействию частоты, уменьшается за счет увеличения количества щелей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Selmi M., Bin Dukhyil A.A., Belmabrouk H.* Numerical Analysis of Human Cancer Therapy Using Microwave Ablation // *Appl. Sci.* 2020. V. 10. № 1. P. 211.
2. *Lau W.Y., Leung T.W.T., Yu S.C.H., Ho S.K.W.* Percutaneous Local Ablative Therapy for Hepatocellular Carcinoma: A Review and Look Into the Future // *Ann. Surg.* 2003. V. 237. № 2. P. 171.
3. *Ильина И.В., Ситников Д.С., Агранат М.Б.* Современное состояние исследований влияния терапевтического излучения на живые биологические системы // *TBT.* 2018. Т. 56. № 5. С. 814.
4. *Kabiri S., Rezaei F.* Liver Cancer Treatment with Integration of Laser Emission and Microwave Irradiation with the Aid of Gold Nanoparticles // *Sci. Rep.* 2022. V. 12. 9271.
5. *Keangin P., Rattanadecho P., Wessapan T.* An Analysis of Heat Transfer in Liver Tissue During Microwave Ablation Using Single and Double Slot Antenna // *Int. Commun. Heat Mass Transfer.* 2011. V. 38. № 6. P. 757.
6. *Kuang M., Lu M.D., Xie X.Y., Xu H.X., Mo L.Q., Liu G.J., Xu Z.F., Zheng Y.L., Liang J.Y.* Liver Cancer: Increased Microwave Delivery to Ablation Zone with Cooled-shaft Antenna – Experimental and Clinical Studies // *Radiology.* 2007. V. 242. № 3. P. 914.
7. *Ablative Techniques (Percutaneous). Thermal Ablative Techniques.* In: *Percutaneous Tumor Ablation in Medical Radiology* / Eds. Vogl T., Helmberger T., Mack M., Reiser M. Berlin–Heidelberg–N.Y.: Springer, 2008. P. 7.
8. *Garrean S., Hering J., Saied A., Hoopes P., Helton W., Ryan T., Espat N.* Ultrasound Monitoring of a Novel

- Microwave Ablation (MWA) Device in Porcine Liver: Lessons Learned and Phenomena Observed on Ablative Effects Near Major Intrahepatic Vessels // *J. Gastrointest. Surg.* 2009. V. 13. P. 334.
9. *Talaee M.R., Kabiri A.* Analytical Solution of Hyperbolic Bioheat Equation in Spherical Coordinated Applied in Radiofrequency Heating // *J. Mech. Med. Biol.* 2017. V. 17. № 4. P. 1750072.
10. *Deshazer G., Prakash P., Merck D., Haemmerich D.* Experimental Measurement of Microwave Ablation Heating Pattern and Comparison to Computer Simulations // *Int. J. Hyperthermia.* 2017. V. 33. № 1. P. 74.
11. *Lin S.-M., Li C.-Y.* Semi-analytical Solution of Bioheat Conduction for Multi-layers Skin Subjected to Laser Heating and Fluid Cooling // *J. Mech. Med. Biol.* 2017. V. 17. № 2. P. 1750029.
12. *Kabiri A., Talaee M.R.* Theoretical Investigation of Thermal Wave Model of Microwave Ablation Applied in Prostate Cancer Therapy // *Heat Mass Transfer.* 2019. V. 55. № 8. P. 2199.
13. *Wang S., Tian R., Zhang X., Cheng G., Yu P., Chang J., Chen X.* Beyond Photo: Xdynamic Therapies in Fighting Cancer // *Adv. Mater.* 2021. V. 33. № 25. 2007488.
14. *Whelan W.M., Davidson S., Chin L., Vitkin I.I.* A Novel Strategy For Monitoring Laser Thermal Therapy Based on Changes in Optothermal Properties of Heated Tissues // *Int. J. Thermophys.* 2005. V. 26. № 1. P. 233.
15. *Kinoshita T., Iwamoto E., Tsuda H., Seki K.* Radiofrequency Ablation as Local Therapy for Early Breast Carcinomas // *Breast Cancer.* 2011. V. 18. P. 10.
16. *Jiang Y., Zhao J., Li W., Yang Y., Liu J., Qian Z.* A Coaxial Slot Antenna with Frequency of 433 MHz for Microwave Ablation Therapies: Design, Simulation, and Experimental Research // *J. Med. Biol. Eng.* 2017. V. 55. P. 2027.
17. *Vaz R.H., Pereira J.M., Ervilha A.R., Pereira J.C.* Simulation and Uncertainty Quantification in High Temperature Microwave Heating // *Appl. Therm. Eng.* 2014. V. 70. № 1. P. 1025.
18. *Saccomandi P., Schena E., Massaroni C., Fong Y., Grasso R.F., Giurazza F., Zobel B.B., Buy X., Palussiere J., Cazzato R.L.* Temperature Monitoring During Microwave Ablation in *ex vivo* Porcine Livers // *Eur. J. Surg. Oncol. (EJSO).* 2015. V. 41. № 12. P. 1699.
19. *Hoffmann R., Rempp H., Erhard L., Blumenstock G., Pereira P.L., Claussen C.D., Clasen S.* Comparison of Four Microwave Ablation Devices: An Experimental Study in *ex Vivo* Bovine Liver // *Radiology.* 2013. V. 268. № 1. P. 89.
20. *Lebedev Y.A.* Microwave Discharges in Liquids: Fields of Applications // *High Temp.* 2018. V. 56. № 5. P. 811.
21. *Хабидуллин И.Л., Хамитов А.Т., Назмутдинов Ф.Ф.* Моделирование процессов тепло- и массообмена в пористых средах при фазовых превращениях, инициируемых микроволновым нагревом // *ТВТ.* 2014. Т. 52. № 5. С. 727.
22. *Пащина А.С., Дегтярь В.Г., Калашников С.Т.* СВЧ-антенна на основе импульсной плазменной струи // *ТВТ.* 2015. Т. 53. № 6. С. 839.
23. *Karampatzakis A., Kühn S., Tzanidis G., Neufeld E., Samaras T., Kuster N.* Heating Characteristics of Antenna Arrays Used in Microwave Ablation: A Theoretical Parametric Study // *Comput. Biol. Med.* 2013. V. 43. № 10. P. 1321.
24. *Medina-Franco H., Soto-Germes S., Ulloa-Gomez J.L., Romero-Trejo C., Uribe N., Ramirez-Alvarado C.A., Robles-Vidal C.* Radiofrequency Ablation of Invasive Breast Carcinomas: A Phase II Trial // *Ann. Surg. Oncol.* 2008. V. 15. P. 1689.
25. *Keangin P., Rattanadecho P.* Analysis of Heat Transport on Local Thermal Non-equilibrium in Porous Liver During Microwave Ablation // *Int. J. Heat Mass Transfer.* 2013. V. 67. P. 46.
26. *Keangin P., Rattanadecho P.* A Numerical Investigation of Microwave Ablation on Porous Liver Tissue // *Adv. Mech. Eng.* 2018. V. 10. № 8. <https://doi.org/10.117/1687814017734133>
27. *Rattanadecho P., Keangin P.* Numerical Study of Heat Transfer and Blood Flow in Two-layered Porous Liver Tissue During Microwave Ablation Process Using Single and Double Slot Antenna // *Int. J. Heat Mass Transfer.* 2013. V. 58. P. 457.
28. *Curto S., Taj-Eldin M., Fairchild D., Prakash P.* Microwave Ablation at 915 MHz vs 2.45 GHz: A Theoretical and Experimental Investigation // *Med. Phys.* 2015. V. 42. № 11. P. 6152.
29. *Biffi Gentili G., Ignesti C., Tesi V.* Development of a Novel Switched-mode 2.45 GHz Microwave Multiapplicator Ablation System // *Int. J. Microwave Sci. Technol.* 2014. V. 2014. 973736.
30. *Cepeda Rubio M.F.J., Guerrero López G.D., Valdés Perezgasga F., Flores García F., Vera Hernández A., Leija Salas L.* Computer Modeling for Microwave Ablation in Breast Cancer Using a Coaxial Slot Antenna // *Int. J. Thermophys.* 2015. V. 36. № 10–11. P. 2687.
31. *Radjenović B., Sabo M., Šoltes L., Prnova M., Čičak P., Radmilović-Radjenović M.* On Efficacy of Microwave Ablation in the Thermal Treatment of an Early-stage Hepatocellular Carcinoma // *Cancers.* 2021. V. 13. № 22. P. 5784.
32. *Shock S.A., Meredith K., Warner T.F., Sampson L.A., Wright A.S., Winter III T.C., Mahvi D.M., Fine J.P., Lee F.T. Jr.* Microwave Ablation with Loop Antenna: In Vivo Porcine Liver Model // *Radiology.* 2004. V. 231. № 1. P. 143.

33. *Wu X., Liu B., Xu B.* Theoretical Evaluation of High frequency Microwave Ablation Applied in Cancer Therapy // *Appl. Therm. Eng.* 2016. V. 107. P. 501.
34. *Hadizafar L., Azarmanesh M.N., Ojaroudi M.* Enhanced Bandwidth Double-fed Microstrip Slot Antenna with a Pair of L-Shaped Slots // *Prog. Electromagn. Res. C*. 2011. V. 18. P. 47.
<http://dx.doi.org/10.2528/PIERC10092812>
35. *Singh S., Repaka R.* Effect of Different Breast Density Compositions on Thermal Damage of Breast Tumor During Radiofrequency Ablation // *Appl. Therm. Eng.* 2017. V. 125. P. 443.
36. *Pennes H.H.* Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm // *J. Appl. Physiol.* 1998. V. 85. № 1. P. 5.
37. *Choi S.Y., Kwak B.K., Seo T.* Mathematical Modeling of Radiofrequency Ablation for Varicose Veins // *Comput. Math. Methods Med.* 2014. V. 2014. 485353.
38. *Yang D., Converse M.C., Mahvi D.M., Webster J.G.* Expanding the Bioheat Equation to Include Tissue Internal Water Evaporation During Heating // *IEEE. Trans. Biomed. Eng.* 2007. V. 54. № 8. P. 1382.
39. *Wessapan T., Srisawatdhisukul S., Rattanadecho P.* Specific Absorption Rate and Temperature Distributions in Human Head Subjected to Mobile Phone Radiation at Different Frequencies // *Int. J. Heat Mass Transfer*. 2012. V. 55. № 1–3. P. 347.
40. *Arathy K., Sudarsan N., Antony L., Ansari S., Malini K.A.* Early Detection and Parameter Estimation of Tongue Tumour Using Contact Thermometry in a Closed Mouth // *Int. J. Thermophys.* 2022. V. 43. № 3. 34.
41. *Lyu Ch.-y., Zhan R.-j.* Constitutive Equations Developed for Modeling of Heat Conduction in Bio-tissues: A Review // *Int. J. Thermophys.* 2021. V. 42. № 2. 27.
42. *Valvano J.W., Cochran J., Diller K.R.* Thermal Conductivity and Diffusivity of Biomaterials Measured with Self-heated Thermistors // *Int. J. Thermophys.* 1985. V. 6. P. 301.
43. *Gas P.* Study on Interstitial Microwave Hyperthermia with Multi-slot Coaxial Antenna // *arXiv:2008.02032 [physics.med-ph]*. 2020.