

С. Г. Веснин, М. К. Седанкин

**РАЗРАБОТКА СЕРИИ
АНТЕНН-АППЛИКАТОРОВ
ДЛЯ НЕИНВАЗИВНОГО ИЗМЕРЕНИЯ
ТЕМПЕРАТУРЫ ТКАНЕЙ
ОРГАНИЗМА ЧЕЛОВЕКА
ПРИ РАЗЛИЧНЫХ ПАТОЛОГИЯХ**

Проведено математическое моделирование собственного излучения биологических тканей человека на основе численного решения уравнения теплопроводности и численного решения уравнений Максвелла для многослойной среды при наличии злокачественной опухоли. Получены аппроксимационные формулы для распределения температуры в молочной железе при наличии злокачественной опухоли. На основе математического моделирования проведен анализ трех миниатюрных антенн-аппликаторов диаметром 8, 15 и 22 мм, предназначенных для измерения собственного излучения тканей человека с помощью микроволнового радиотермометра. Установлено, что миниатюрные антенны, построенные на базе круглого волновода, заполненного диэлектриком с высоким значением диэлектрической проницаемости, имеют более высокую разрешающую способность по сравнению с существующими антеннами, т. е. способность более эффективно выявлять температурные аномалии небольших размеров. Изготовлены опытные образцы антенн-аппликаторов указанных размеров.

E-mail: msedankin@yandex.ru, vesnin47@gmail.com

Ключевые слова: радиотермометрия, рак молочной железы, неинвазивность, тепловое излучение, микроволновая маммография, математическая модель, электродинамическое моделирование, антенны-аппликаторы, внутренняя температура.

В настоящее время микроволновая радиотермометрия (РТМ), позволяющая неинвазивно выявлять температурные аномалии на глубине нескольких сантиметров, посредством измерения собственного электромагнитного излучения биологических тканей в микроволновом диапазоне, применяется преимущественно для диагностики заболеваний молочных желез (МЖ) [1–14]. В течение последних лет в России было проведено несколько клинических испытаний метода, которые показали его высокую эффективность при выявлении рака МЖ [1]. Очевидно, что область применения технологии не ограничивается диагностикой рака МЖ. Однако для применения метода в других областях медицины необходимо разработать ряд миниатюрных антенн-аппликаторов с апертурой разного диаметра. Для измерения собственного излучения в микроволновом диапазоне использовались

различные антенны-аппликаторы. На первом этапе развития технологии широко использовались антенны, построенные на основе прямоугольного волновода, заполненного диэлектриком [15–18].

В работах [19–20] представлены вибраторные и рамочные антенны. К сожалению, они не обладают необходимой помехозащищенностью и могут использоваться только в электрогерметичных помещениях. В [21] предложено применять помехозащищенную антенну, построенную на основе круглого волновода, который заполнен диэлектриком. Использование подобных антенн позволило проводить измерения без специальной экранировки помещения и открыло возможности применения технологии в практическом здравоохранении. Диаметр этой антенны составляет 30 мм. В процессе измерения внутренней температуры необходимо обеспечить полный контакт поверхности антенны с телом. В подавляющем большинстве случаев эта антенна имела необходимый контакт с кожей МЖ, но для других органов (щитовидная железа, позвоночник, суставы и т. д.) антенна, используемая в маммологии, может оказаться слишком большой и не обеспечить необходимого прилегания. В [16–18] показано, что при уменьшении диаметра антенны происходит снижение глубины измерения, поэтому при использовании миниатюрных антенн-аппликаторов диагностические возможности метода могут снизиться. В то же время при уменьшении диаметра антенны, уменьшается область усреднения яркостной температуры, что может привести к повышению разрешающей способности, и, как следствие, к повышению чувствительности метода при выявлении небольших по размеру тепловых аномалий. В связи с этим чрезвычайно важно оценить глубину измерения миниатюрных антенн-аппликаторов и сравнить полученные данные с данными антенн, которые применяют в маммологии.

Теоретические исследования собственного излучения биологических объектов в микроволновом диапазоне. Долгое время микроволновая РТМ была преимущественно экспериментальной областью. Представление о глубине измерения основывались либо на экспериментальных данных, либо на упрощенных уравнениях. В первых работах по РТМ [15, 22] глубину измерения яркостной температуры связывали с глубиной проникновения плоской волны в биологические ткани, которая, в первую очередь, зависит от влагосодержания ткани и частоты применения. В частности, для тканей с низким влагосодержанием (жировой, костной, МЖ) на частоте 1 ГГц, глубина проникновения составляет 8 см. В [23, 24] справедливо отмечено, что поле реальной антенны отличается от плоской волны, кроме этого,

тело человека представляет собой многослойную структуру, где каждый слой имеет собственное значение диэлектрической проницаемости и электропроводности. Поэтому материалы в [15] дают лишь примерное представление о глубине измерения. Для более точной оценки глубины измерения, особенно для тканей с низким влагосодержанием, требуется построение полных математических моделей, основанных на численном решении уравнения теплопроводности и уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями. Следует отметить, что глубина измерения зависит не только от выбранного диапазона рабочих частот радиотермометра, но и от конструкции антенны, в частности ее диаметра и высоты. Еще в первых работах предпринимались попытки численного решения уравнений Максвелла и расчета яркостной температуры [25, 26]. При этом, поле антенны рассматривалось не в виде плоской волны, а как электромагнитное поле открытого волновода в ближней зоне. Это был значительный шаг вперед по сравнению с моделью плоской волны, но все же результаты, полученные на основе подобных моделей, хорошо работали только для тканей с высоким влагосодержанием.

Очевидно, что традиционное определение глубины измерения как глубины, на которой поле плоской волны убывает в « e » раз для многослойной структуры является некорректным. Мы предлагаем определить глубину измерения как длину области под антенной, в которой сосредоточено 85 % всей мощности, излучаемой антенной в режиме передачи. Согласно теореме взаимности, это соответствует области, в которой сосредоточено 85 % мощности, принимаемой антенной. Для оценки глубины измерения антенн, работающих в различных частотных диапазонах, был разработан математический аппарат, основанный на численном решении уравнений Максвелла для реальной антенны и интегрировании уравнения (2). Среда, для которой проводилось моделирование, состояла из трех слоев: кожа, основная ткань (МЖ), мышечная ткань. Толщина слоя кожи во всех расчетах принималась равной 2 мм. Параметры диэлектрической проницаемости и электропроводности различных слоев, используемых в расчетах, представлены в табл. 1.

Микроволновый радиотермометр измеряет собственное электромагнитное излучение тканей в микроволновом диапазоне.

Если прислонить микроволновую антенну к телу, то мощность электромагнитного излучения на выходе антенны будет пропорциональна радиотермометрической (яркостной) температуре тканей под антенной T_{br} :

$$P = kT_{br}\Delta f(1 - R), \quad (1)$$

где P – мощность шумового сигнала на выходе антенны, Вт; $k = 1,38 \times 10^{-23}$ Дж/К; Δf – полоса частот радиотермометра, МГц; R – коэффициент отражения антенны.

Таблица 1

Параметры биологических тканей

Параметры	Злокачественная опухоль	Кожа	МЖ	Мышцы
Удельное тепловыделение $Q_{мет}$, Вт/м ²	65 400	1 620	700	700
Параметры кровотока $\rho_b c_b \omega_b$, Вт/м ³ ×°С	48 000	9 100	2 400	2 400
Теплопроводность k , Вт/м×°С	0,511	0,376	0,3	0,55
Диэлектрическая проницаемость ϵ	50	35,5	10	51,1
Электропроводность σ , См/м	2	2,32	0,4	2,82

В большинстве радиотермометров используются специальные схемы, которые компенсируют влияния коэффициента отражения на результаты измерения, поэтому обычно в расчетах принимают $R = 0$.

Авторы ряда работ [15, 16, 27, 28] используют термин «яркостная температура» вместо «радиотермометрическая». В медицинской литературе наибольшее распространение получил термин «внутренняя температура».

Таким образом, в соответствии с (1), измеряя мощность собственного излучения в микроволновом диапазоне, можно получать информацию о яркостной температуре T_{br} .

Яркостная температура T_{br} , измеряемая микроволновым радиотермометром, связана с термодинамической температурой $T(r)$ следующим образом:

$$T_{br} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r) \times C(r) dV, \quad (2)$$

где $C(r)$ – весовая радиометрическая функция,

$$C(r) = \frac{\frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2 dV}, \quad (3)$$

в которой $\overline{E}(r)$ – вектор электрического поля создаваемого антенной в исследуемом объеме V , σ – электропроводность тканей. Если температура биологического объекта (БО) постоянна и равна T_0 , то из (1) следует, что $T_{br} = T_0$, т. е. яркостная температура совпадает с термодинамической температурой. Во всех остальных случаях она представляет собой усредненную по объему области измерения, с весом $C(r)$, термодинамическую температуру. Из (1) понятно, что для расчета радиометрической температуры необходимо знать распределение термодинамических температур $T(r)$ и поле антенны $|\overline{E}(r)|^2$ в БО. Биологический объект представляет собой многослойную структуру, включающую кожу, ткани МЖ и злокачественную опухоль (рис. 1). Каждая ткань имеет свои биофизические и теплофизические параметры [22]. Опухоль располагается на глубине Z_0 .

Толщина кожи h_k составила 2 мм. Для расчета поля антенны $|\overline{E}(r)|^2$ использовалась программа CST Microwave Studio, которая методом конечного интегрирования решает уравнение Максвелла для многослойной среды с учетом топологии антенны. Метод конечного интегрирования доказал свою эффективность в моделировании электромагнитных явлений. Его можно рассматривать как обобщение

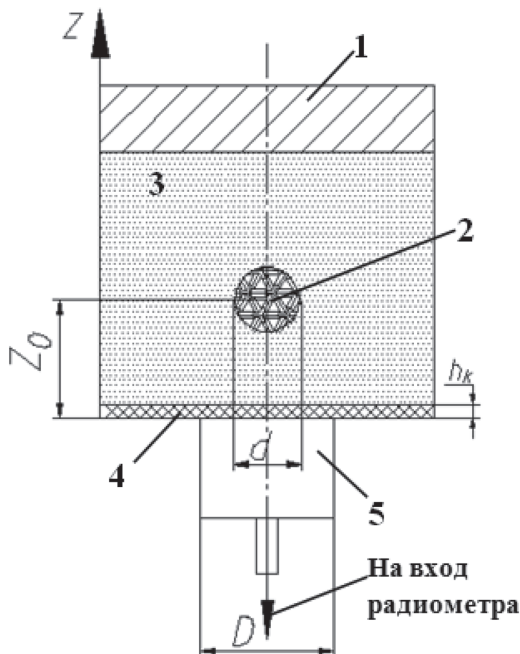


Рис. 1. Исследуемая многослойная структура:

1 – мышцы; 2 – опухоль; 3 – молочная железа; 4 – кожа; 5 – антенна

и продолжение предложенного в 1966 г. Кейном Йи (Kane Yee) метода конечных разностей во временной области (Finite Difference Time Domain, FDTD) [29]. Метод конечных разностей во временной области используется для решения системы уравнений Максвелла во временной области. Несмотря на сложность этих уравнений и наличие в них частных производных, их можно преобразовать в удобную для численных расчетов форму. Для изотропной среды при отсутствии магнитных токов основные уравнения Максвелла могут быть записаны следующим образом:

$$\begin{aligned}\frac{\partial \bar{B}}{\partial t} + \nabla \times \bar{E} &= 0; \\ \frac{\partial \bar{D}}{\partial t} - \nabla \times \bar{H} &= \bar{J}; \\ \bar{B} &= \mu \bar{H}; \\ \bar{D} &= \varepsilon \bar{E},\end{aligned}\tag{4}$$

где \bar{E} – вектор электрического поля, \bar{H} – вектор магнитного поля, \bar{J} – вектор электрического тока, диэлектрическая ε и магнитная μ проницаемости среды считаются известными функциями пространства и времени, ∇ – векторный дифференциальный оператор.

Для нахождения термодинамической температуры биологической ткани при наличии злокачественной опухоли решалось уравнение теплопроводности для живых систем [30]:

$$\begin{aligned}\nabla \times k \nabla T + Q_{met} - \rho_b c_b \omega_b (T - T_b) &= 0; \\ k \nabla T \times r + h_a (T - T_a) &= 0,\end{aligned}\tag{5}$$

где k – теплопроводность ткани, Вт/м \times $^{\circ}$ С; Q_{met} – удельное тепловыделение, Вт/м²; $\rho_b c_b \omega_b$ – параметры кровотока, Вт/м³ \times $^{\circ}$ С; T_b – температура артериальной крови, $^{\circ}$ С; h_a – коэффициент теплообмена, Вт/м² \times $^{\circ}$ С; T_a – температура окружающей среды, $^{\circ}$ С.

Уравнение теплопроводности решалось методом конечных элементов с использованием программы COMSOL Multiphysics 3.5. При решении уравнения использовались параметры тканей, (см. табл. 1). Как правило, специалистов интересует не абсолютное значение температуры, а ее повышение в результате влияния того или иного источника тепла. Поэтому уравнение (2) решалось дважды: сначала рассчитывалось распределение температур при наличии злокачественной опухоли $T_{оп}$, затем находилось решение уравнения теплопроводности для среды без опухоли T . После этого определялась разница полученных температур, которая характеризовала влияние злокачественной

опухоли на распределение температур в МЖ. Этот параметр обычно называют термоасимметрией и рассчитывают по формуле

$$\Delta T = T_{\text{он}} - T. \quad (6)$$

Выбор оптимального варианта построения антенн-аппликаторов для измерения собственного излучения биологических тканей. В первую очередь, представляют интерес датчики с апертурой от 8 до 20 мм, которые способны измерять внутреннюю температуру у детей, проводить диагностику заболеваний щитовидной железы, позвоночника, суставов, головного мозга и т. д. Основная проблема создания миниатюрных датчиков связана с тем, что микроволновая антенна обычно имеет габариты сопоставимые с длиной волны в диэлектрике. Традиционно для создания антенн-аппликаторов используют диэлектрики, имеющие проницаемость, равную 10. При длине волны 8 см размер апертуры получается равным 30 мм. Для существенного уменьшения диаметра антенны необходимо значительно повысить проницаемость диэлектрика. В настоящее время существуют диэлектрики, имеющие малые потери в СВЧ-диапазоне (тангенс диэлектрических потерь 10^{-4}) и диэлектрическую проницаемость от 20 до 100. Исходя из требований технического задания нами были сформулированы представленные ниже критерии оптимального выбора антенн-аппликаторов.

1. Высокие показатели глубины измерения антенны-аппликатора за счет снижения мощности, принимаемой из кожных слоев пациента.

2. Высокий уровень помехозащищенности.

3. Миниатюрность.

4. Достаточное согласование антенн-аппликаторов с биологическими тканями при работе.

5. Удобство эксплуатации и возможность обработки спиртом поверхности антенны перед измерением.

6. Возможность сопряжения антенны со стандартным датчиком температуры РТМ-01-РЭС [31].

Следует отметить, что для достижения более высоких показателей глубины измерения, необходимо на границе раздела с БО минимизировать продольную компоненту электрического поля. У многочисленных печатных антенн продольная компонента электрического поля весьма значительна. Такие антенны существенно проигрывают волноводным антеннам в глубине измерения. Широко распространенные вибраторные антенны имеют приемлемые габариты и низкую помехозащищенность, поэтому не могут применяться в практической медицине без специальной экранировки помещения. С учетом пере-

численных выше факторов было принято решение остановиться на антенне, построенной на базе круглого волновода, с высоким значением диэлектрической проницаемости. Расчеты показывают, что при значении диэлектрической проницаемости равной 80, возможно создать миниатюрную волноводную антенну с апертурой 8 мм. Для того чтобы антенна была совместима со стандартным датчиком температуры РТМ-01-РЭС целесообразно выполнить корпус антенны в виде конуса (рис. 2). Возбуждение круглого волновода осуществляется с помощью щелевого излучателя в форме бабочки. Подобные схемы возбуждения позволяют обеспечить приемлемое согласование антенны с БО в широком диапазоне частот. Достоинством данной конструкции является универсальность и возможность создания серии антенн-аппликаторов разного диаметра.

По сути, в рамках предложенной конструкции возможно создание миниатюрной антенны любого диаметра от 6 до 30 мм. Существуют различные варианты исполнения антенн-аппликаторов [32], но в качестве оптимального варианта построения была выбрана антенна (см. рис. 2).

На рис. 2 показана антенна-аппликатор, состоящая из волновода 1, заполненного диэлектриком 2, системы возбуждения электромагнитных волн 3. Один конец волновода 4 закрыт, а второй – прилегает к БО 5. Система возбуждения 3 соединена с входной частью радиотермометра с помощью коаксиального кабеля 6.

Математическое моделирование распределения температурного поля на основе решения уравнения теплопроводности. Проведенный анализ весовых коэффициентов для многослойной структу-

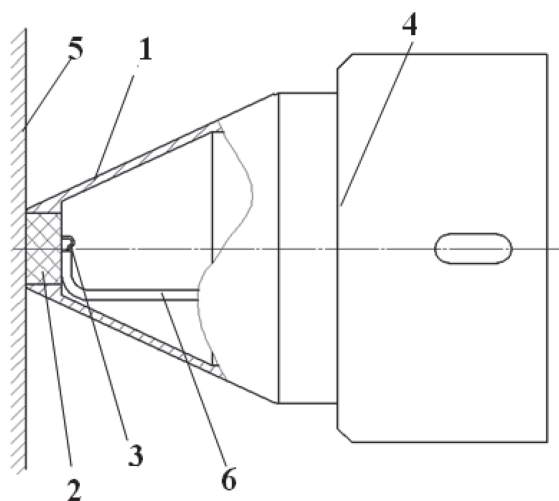


Рис. 2. Эскиз антенны-аппликатора

ры позволяет понять, где измеряется внутренняя температура, но не дает ответа на вопрос, на сколько градусов повысится яркостная температура при наличии злокачественной опухоли. Для ответа на этот вопрос необходимо определить распределение термодинамической температуры в биологических тканях, рассчитать весовую функцию и произвести численное интегрирование уравнения (2).

Одной из важнейших областей использования метода РТМ является диагностика заболеваний МЖ, поэтому мы рассмотрим расчет яркостной температуры на примере тканей МЖ. Надо сказать, что выявления тепловых аномалий в данном органе имеет свои особенности. Задача упрощается, потому что расстояние от поверхности кожи до опухоли, как правило, составляет 10–30 мм. Следует иметь в виду, что во время измерения антенна прижимается к МЖ, за счет чего расстояние дополнительно сокращается. Сложность состоит в том, что необходимо выявлять очень маленькие опухоли на ранней стадии развития. Крупные опухоли обнаруживают при клиническом осмотре, наибольший интерес вызывает выявление непальпируемых образований. Поэтому для расчета мы выбрали размер опухоли 10 мм. В [33, 34] показано, что результаты численного решения уравнения теплопроводности при наличии злокачественной опухоли хорошо согласуются с результатами инвазивных измерений температуры, представленных в [22]. В отличие от [33, 34], в используемой нами модели, помимо железистой и жировой тканей, учитывается влияние кожных покровов, также как и в электродинамической модели (теплофизические параметры слоев см. табл. 1, модель биологической ткани с опухолью, рис. 3). Модель разработана с учетом работ [5, 33–41]. Известно, что тепловыделение опухоли определяется скоростью ее роста. Для агрессивных быстрорастущих опухолей, которые представляют наибольшую опасность, тепловыделение во много раз выше тепловыделения железистой ткани. За счет этого опухоль имеет более высокую температуру по сравнению с окружающими ее тканями. Решение уравнений (5) производилось с использованием программы мультифизического моделирования COMSOL Multiphysics 3.5. Результаты расчета температуры опухоли представлены на рис. 4. Температура окружающей среды принималась равной $21,7^{\circ}\text{C}$, температура ядра – 37°C .

Следует отметить, что специалистам, имеющим опыт работы с радиотермометрами или инфракрасными (ИК) камерами, известны различные особенности проявления тепловых аномалий у пациентов. Трехмерное моделирование температуры с учетом реальных биофизических параметров тканей, открывает огромные возможности для

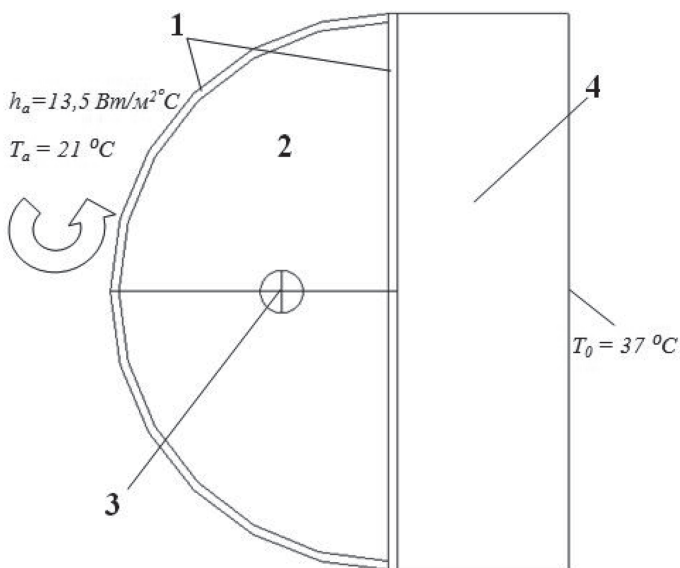


Рис. 3. Модель биологической ткани с опухолью:

1 – кожа; 2 – молочная железа; 3 – опухоль; 4 – мышцы

объяснения многих закономерностей, которые были обнаружены в процессе многолетней работы с прибором РТМ-01-РЭС [31]. Кроме этого, трехмерное моделирование температуры позволило замкнуть весь цикл расчета яркостной температуры, включая численное решение уравнений Максвелла и численное решение уравнения теплопроводности. Математические модели тепловых процессов в биологических тканях при наличии злокачественной опухоли представляют собой прогностический инструмент применительно к индивидуальным параметрам и размерам биологической ткани конкретного пациента. Полученное распределение температур (рис. 4) можно аппроксимировать, используя следующие соотношения:

вне опухоли

$$T(r) = A \left[e^{\frac{-r_1^2}{\left(\frac{Kd}{2}\right)^2}} + Le^{\frac{-r_1^2}{\left(\frac{Kd}{2}\right)^2}} \right] + B; \quad (7)$$

внутри опухоли

$$T(r) = \frac{-r_1^2}{\left(\frac{Ud}{2}\right)^2} + C. \quad (8)$$

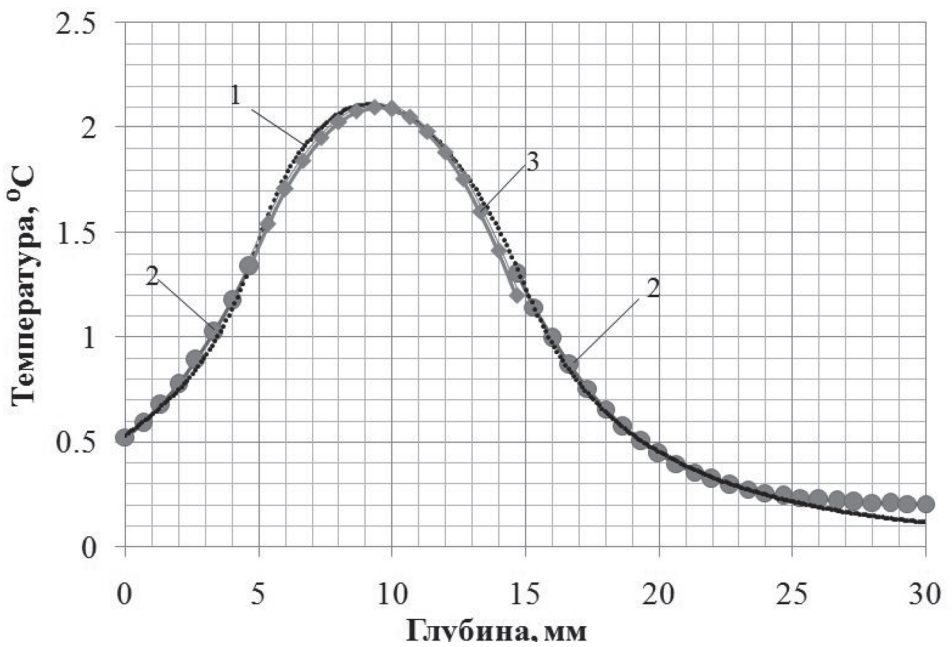


Рис. 4. Распределение температур внутри МЖ при наличии злокачественной опухоли ($d = 10$ мм, $Z_0 = 10$ мм, $h_a = 13,5 \text{ Вт/м}^2 \times \text{°C}$, $T_a = 21$ °C, $T_b = 37$ °C):

1 – численный эксперимент COMSOL 3,5; 2 – вне опухоли; 3 – внутри опухоли

При этом

$$r_1^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2;$$

$$r_2^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z + z_0)^2,$$

где x, y, z – текущие координаты; x_0, y_0, z_0 – координаты центра расположения опухоли.

Значение коэффициентов аппроксимации для опухолей диаметром $d = 10$ и 20 мм отражены в табл. 2.

На рис. 4 сплошной толстой линией и линией с маркерами представлены результаты расчета, полученные с учетом уравнений (7) – (10). Видно, что результаты аппроксимации совпадают с результатами численного моделирования, полученными с помощью COMSOL Multiphysics 3.5. Учитывая аналитические выражения для распределения температуры внутри МЖ при наличии злокачественной опухоли, применяли уравнение (2) для вычисления яркостной температуры. Данные формулы аппроксимации (7) – (8) использовали для расчета радиояркостной температуры для трех антенн-аппликаторов диаметром 8, 15, 22 мм.

Коэффициенты аппроксимации

Коэффициенты аппроксимации	Диаметр опухоли $d = 10$ мм, глубина $Z_0 = 10$ мм	Диаметр опухоли $d = 20$ мм, глубина $Z_0 = 20$ мм
A	2,3	2,88
L	1,42	1,4
K	1,43	1
B	0	0,18
C	2,3	3
U	1,1	0,7

Проведение электродинамического моделирования собственного излучения тканей БО в микроволновом диапазоне. Рассмотрены три миниатюрные антенны-аппликатора, построенные на основе круглого волновода, заполненного диэлектриком. Конструкция подобных антенн представлена на рис. 5, *а*. Антенна состоит из волновода, заполненного диэлектриком и системы возбуждения электромагнитных волн (щелевого вибратора) (рис. 5, *б*). Система возбуждения соединена с входной частью радиотермометра с помощью коаксиального кабеля. В табл. 3 приведены основные размеры и параметры антенн-аппликаторов выбранных диаметров.

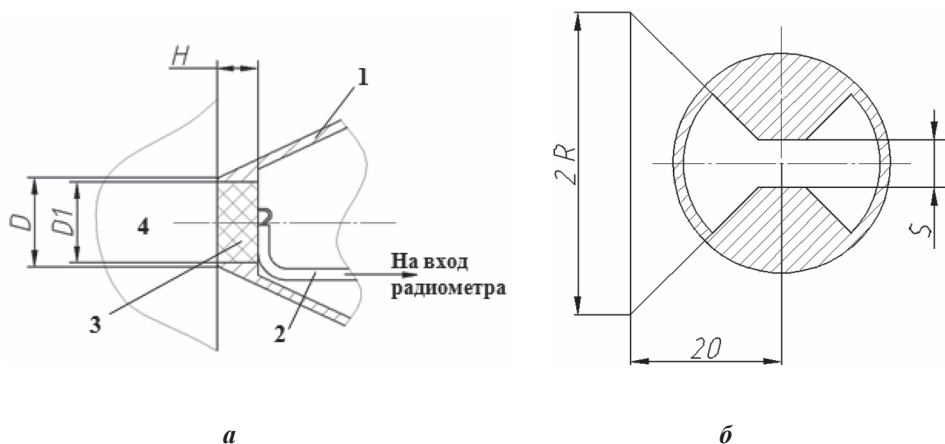


Рис. 5. Конструкция антенны (а) и щелевой вибратор (б):

1 – корпус антенны; 2 – коаксиальный кабель; 3 – диэлектрическое заполнение; 4 – биологический объект

Основные размеры и параметры антенн

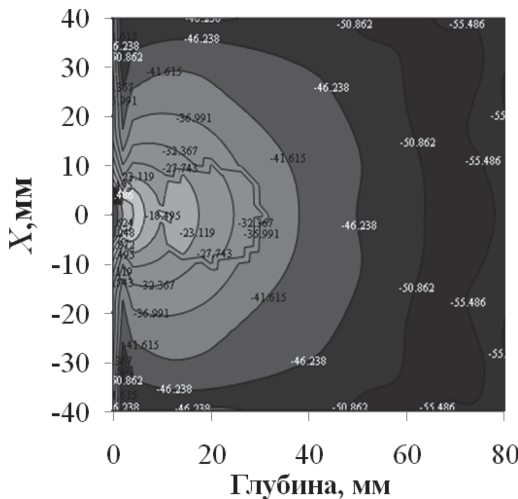
Параметр	Антенна № 1	Антенна № 2	Антенна № 3
D , мм	8	15	22
D_1 , мм	7,3	14	21
H , мм	3,7	6,2	8
S , мм	1,6	1,6	1,5
R , мм	20	30	20
ε	80	80	36

Далее было проведено электродинамическое моделирование собственного излучения тканей БО в микроволновом диапазоне, с использованием электродинамической модели многослойной среды (см. рис. 1) с параметрами слоев, представленными в табл. 1 и трех антенн-аппликаторов выбранных диаметров (8, 15, 22 мм).

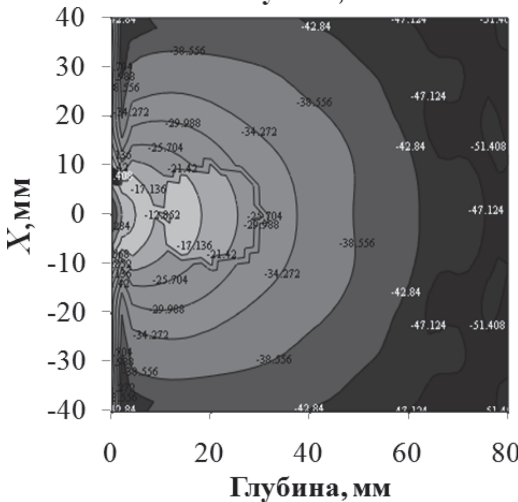
Целью математического моделирования является наиболее точное определение влияния размеров антенн на измеряемую радиояркостную температуру.

Известно, что электропроводность злокачественной опухоли в СВЧ-диапазоне в 5–7 раз выше электропроводности ткани МЖ. Ускорение метаболических процессов вызывает повышение температуры опухоли и окружающих ее тканей. Тепловые методы, в частности ИК-термография, помогают выявить области повышенной температуры на коже.

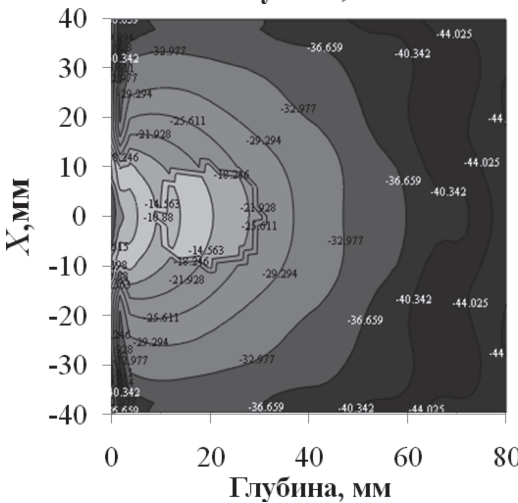
Следует отметить, что весовая радиометрическая функция, которая определяет «качество приема» в микроволновом диапазоне напрямую зависит от электропроводности тканей. На рис. 6 представлено распределение весовых радиометрических функций в плоскости для трех антенн различного диаметра. Опухоль расположена на глубине 20 мм, диаметр опухоли – 10 мм. На диаграммах видно наличие «теплового пятна» около места локализации опухоли, а также то, что в области расположения опухоли за счет повышения электропроводности имеется подъем весовой функции. Таким образом, повышение собственного излучения, фиксируемого с помощью радиотермометра, обусловлено не только более высокой температурой опухоли, но и повышением ее электропроводности по сравнению с определяющими биологическими тканями. Данное свойство пораженных опухолью тканей может быть использовано в качестве диагностических



a



б



в

Рис. 6. Распределение весовой радиометрической функции при наличии опухоли на глубине 20 мм:
a – антенна № 1; *б* – антенна № 2; *в* – антенна № 3

признаков наличия опухоли в биологической ткани в ходе медицинских обследований.

На рис. 7 изображена зависимость термоасимметрии от глубины расположения опухоли для антенн разного диаметра. Диаметр опухоли составляет 10 мм. Для сравнения на этом же рисунке представлены результаты расчета, полученные для антенны серийного микроволнового радиотермометра РТМ-01-РЭС диаметром 30 мм.



Рис. 7. Зависимость повышения яркостной температуры от глубины расположения опухоли диаметром 10 мм:

1 – антенна № 1; 2 – антенна № 2; 3 – антенна № 3; 4 – антенна диаметром 30 мм

Диапазон рабочих частот антенн-аппликаторов составляет 3,4...4,2 ГГц. Расчеты показывают, что при расположении опухоли на глубине менее 15 мм, антенна диаметром 8 мм имеет существенное преимущество перед стандартной антенной диаметром 30 мм и другими миниатюрными антеннами. В случае расположения опухоли на глубине больше 15 мм все антенны показывают практически одинаковый результат. Расчетные параметры антенн представлены в табл. 4.

Эффективность маленькой антенны можно объяснить тем, что при уменьшении диаметра антенны уменьшается область, в которой происходит усреднение температуры. Это приводит к увеличению яркостной температуры при выявлении опухолей малого диаметра, расположенных на небольшой глубине. На рис. 8 представлены результаты расчета яркостной температуры, для опухоли диаметром 20 мм. Для опухолей, расположенных на расстоянии менее 15 мм,

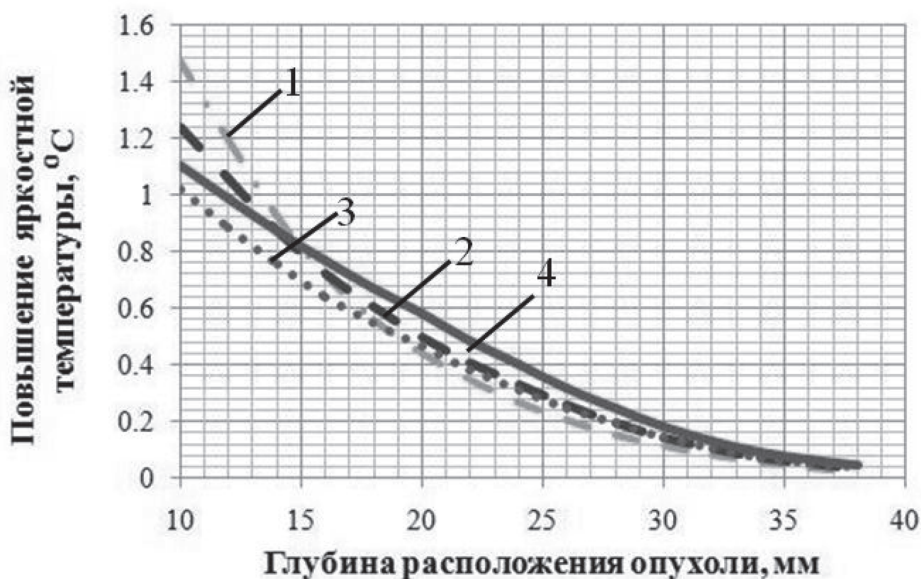


Рис. 8. Зависимость повышения яркостной температуры от глубины расположения опухоли диаметром 20 мм:

1 – антенна № 1; 2 – антенна № 2; 3 – антенна № 3; 4 – антенна диаметром 30 мм

Таблица 4

Расчетные параметры антенн-аппликаторов

Расчетные параметры	Антенна № 1	Антенна № 2	Антенна № 3
Глубина измерения, мм	30	40	42
Ширина области измерения по оси X, мм	43	50	57
Ширина области измерения по оси Y, мм	32	44	40
Объем области измерения, см ³	33	70	77
Коэффициент эллиптичности	0,86	0,948	0,84
Повышение радиояркостной температуры на проекции опухоли диаметром 10 мм на глубине 10 мм, °C	1,04	0,937	0,764
Повышение радиояркостной температуры на проекции опухоли диаметром 20 мм на глубине 20 мм, °C	1,229	1,429	1,352

по-прежнему лучшие результаты демонстрирует миниатюрная антенна диаметром 8 мм. Если опухоль расположена глубже 15 мм, то определенное преимущество имеет антенна диаметром 30 мм.

Все вышеизложенное позволяет сделать следующие выводы. Проведенный анализ миниатюрных антенн-аппликаторов показал, что антенны малого диаметра имеют несомненные преимущества при выявлении небольших по размеру температурных аномалий, расположенных на глубине 10–15 мм. Для опухолей диаметром 20 мм на глубине свыше 15 мм стандартная антенна имеет незначительное преимущество по сравнению с миниатюрной антенной. Учитывая небольшие габариты антенн и их достаточное прилегание к телу, можно ожидать, что подобные антенны будут с успехом применяться в тех областях, где использование больших антенн невозможно, например в стоматологии, для измерения температуры щитовидной железы, суставов, позвоночника и т. д.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации на основании Государственного контракта 16.512.11.2202 от 24.06.2011.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Веснин С. Г., Каплан М. А., Авакян Р. С. Современная микроволновая радиотермометрия молочных желез // Опухоли женской репродуктивной системы: ежеквартальный научно-практический журнал. – 2008. – № 3. С. 28–33.
2. Barrett A. H., Myers P. C., Sadowsky N. L. Microwave Thermography in the Detection of Breast Cancer // Am. J. Roentgenol. – 1980. – Vol. 34 (2). – P. 365–368.
3. Carr K. L., El-Mahdi A. M., Shaeffer J. Passive Microwave Thermography Coupled with Microwave Heating to Enhance Early Detection of Cancer // Microwave J. – 1982. – Vol. 25. – P. 125–136.
4. Carr K. L. Microwave Radiometry: its Importance to the Detection of Cancer // IEEE Trans. Microwave Theory Tech. – 1989. – Vol. 37 (12). – P. 1862–1869.
5. Bardati F., Iudicello S. Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer // IEEE Trans. Biomed. Engineering. – 2008. – Vol. 55 (1). – P. 214–221.
6. Веснин С. Г., Седанкин М. К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2010. – № 8. – С. 33–43.
7. Jacobsen S., Stauffer P. R. Can we settle with single-band radiometric temperature monitoring during hyperthermia treatment of chestwall recurrence of breast cancer using a dual-mode transceiving applicator? // Physics in Medicine and Biology. – 2007. – Vol. 52. – P. 911–928.
8. Carr K. L., El-Mahdi A. M., Shaeffer J. Dual-mode microwave system to enhance early detection of cancer // IEEE Trans. Microwave Theory Tech. – 1981. – Vol. 29 (3). – P. 256–260.
9. Karanasiou I. S., Uzunoglu N. K., Garetos A. Electromagnetic analysis of a non invasive 3D passive microwave imaging system // Progress In Electromagnetics Research. – 2004. – Vol. 44. – P. 287–308.

10. Foster K. R., Cheever E. A. Microwave radiometry in biomedicine: a reappraisal // *Bioelectromagnetics*. – 1992. – Vol. 13 (6). – P. 567–579.
11. Barrett A. H., Myers P. C., Sadowsky N. L. Microwave thermography: principles, methods and clinical applications // *J. Microwave Power*. – 1979. – Vol. 14 (2). – P. 105–14.
12. Fear K. E., Stuchly M. Microwave detection of breast cancer // *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.* – 2000. – Vol. 48 (11). – P. 1854–1863.
13. Бурдина Л. М., Пинхосевич Е. Г., Хайленко В. А., Бурдина И. И., Веснин С. Г., Тихомирова Н. Н. Радиотермометрия в алгоритме комплексного обследования молочных желез // *Современная онкология*. – 2005. – № 1. – С. 8–9.
14. Вайсблат А. В. Медицинский радиотермометр РТМ-01-РЭС // *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*. – 2001. – № 8. – С. 3–9.
15. Barrett A. H., Myers Ph. C. Subcutaneous Temperature: A method of Non-invasive Sensing // *Science*. – 1975. – Vol. 190. – P. 669–671.
16. Cheever E. A., Foster K. R. Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does it Measure // *IEEE Trans. Biomed. Engineering*. – 1992. – Vol. 39. – P. 563–867.
17. Cheever E., Leonard J. B., Foster K. R. Depth of Penetration of Field from Rectangular Apertures into Lossy Media // *IEEE Trans. MTT*. – 1987. – Vol. 35. – P. 865–867.
18. Leroy Y., Bocquet B., Mammouni A. Non-invasive microwave radiometry thermometry // *Physiol. Means*. – 1998. – Vol. 19. – P. 127–148.
19. Троицкий В. С. К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел // *Известия ВУЗов. Сер. Радиофизика*. – 1981. – Т. 24. – № 9. – С. 1054–1061.
20. Рахлин В. Л., Алова С. Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника // *Препринт № 253. Горький, НИРФИ*. 1988.
21. Патент РФ № 2306099. Антенна-аппликатор для неинвазивного измерения температуры внутренних тканей биологического объекта / С. Г. Веснин.
22. Gautherie M. Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy // *Biomedical Thermology*. – 1982. – Vol. 107. – P. 21–64.
23. Jacobsen S., Stauffer P. Multi-frequency radiometric determination of temperature profiles in a lossy homogenous phantom using a dual-mode antenna with integral water bolus // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. – 2002. – Vol. 50. – P. 1737–1746.
24. Lee J. W., Kim K.-S., Lee S. M., Eom S. J., Troitsky R. V. A Novel Design of Thermal Anomaly for Mammary Gland Tumor Phantom for Microwave Radiometer // *IEEE Trans. Biomed. Engineering*. – 2002. – Vol. 49. – P. 694–699.
25. Robillaard M., Chive M., Leroy Y., Audet J., Pichot Ch., Bolomey Ch. Microwave Thermography – Characteristics of Waveguide Applicators and Signatures of Thermal Structures // *J. Microwave Power*. – 1982. – Vol. 17 (2). – P. 97–105.
26. Mammouni A., Leroy Y., Bocquet B., Velde J. C. V. D., Gelin F. Computation of near field microwave radiometric signals: definition and experimental verification // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques* / – 1991. – Vol. 39 (1). – P. 124–132.

27. Carr K. L. Microwave Radiometry: its Importance to the Detection of Cancer // IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques. – 1989. – Vol. 37 (12). – P. 1862–1869.
28. Ludeke K. M., Kohler J., Kanzenbach J. A new radiation balance microwave thermograph for simultaneous and independent temperature and emissivity measurements // J. Microwave Power. – 1979. – Vol. 14. – P. 117–121.
29. Yee K. S. Numerical solution of initial boundary value problems involving Maxwell's equations in isotropic media // IEEE Trans. Antennas Propagat. – 1966. – Vol. 14 (4). – P. 302–307.
30. Penes H. H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm // J. Appl. Physiol. – 1948. – Vol. 1. – P. 93–122.
31. Бурдина Л. М., Вайсблат А. В., Веснин С. Г., Конкин М. А., Лашенков А. В., Наумкина Н. Г., Тихомирова Н. Н. Применение радиотермометрии для диагностики рака молочной железы // Маммология. – 1998. – № 2. – С. 3–12.
32. Патент РФ № 2407429. Антенна-аппликатор и устройство для определения температурных изменений внутренних тканей биологического объекта и способы определения температурных изменений и выявления риска рака / С.Г. Веснин.
33. Ng Eddie Y.-K., Suddharan N. M. Computer simulation in conjunction with medical thermography as an adjunct tool for early detection of breast cancer // BMC Cancer 2004. – Vol. 4. – P. 17.
34. Gonzalez F. J. Thermal simulation of breast tumors // Rev. Mex. Fis. – 2007. – Vol. 53 (4). – P. 323–326.
35. Mital M., Pidaparti R. Breast Tumor Simulation and Parameters Estimation using Evolutionary Algorithms // Modeling and Simulation in Engineering. – 2008. – Vol. 1. 2008, 6 pages, March 2008. doi: 10.1155/2008/756436.
36. Umadevi V., Raghavan S. V., Jaipurkar S. Framework for estimating tumour parameters using thermal imaging // Indian J. Med. Res. – 2011. – Vol. 134. – P. 725–731.
37. Lin Q. Y., Yang H. Q., Xie S. S., Wang Y. H., Ye Z., Chen S. Q. Detecting early breast tumour by finite element thermal analysis // Journal of Medical Engineering & Technology. – 2009. – Vol. 33 (4). – P. 274–280.
38. Yang H.-q., Lin Q.-y., Ye Z., Chen S.-q., Xie S.- S. Finite element thermal analysis of breast with tumor and its comparison with thermography // Proc. of SPIE. – 2007. – Vol. 6826.
39. Jiang L., Zhan W., Lowe M. Combined Thermal and Elastic Modeling of the Normal and Tumorous Breast // Proc. of SPIE. – 2008. – Vol. 6916.

Статья поступила в редакцию 30.05.2012