



Сравнение микроволновых антенн-аппликаторов медицинского назначения

С.Г. Веснин, М.К. Седанкин

© Авторы, 2012

Сергей Георгиевич
Веснин –

к.т.н., ген. директор,
ООО «Фирма РЭС» (Москва)
E-mail: vesnin47@gmail.com

Михаил Константинович
Седанкин –

аспирант, МГТУ им. Н.Э. Баумана,
факультет «Биомедицинская техника»,
ст. инженер-конструктор,
ООО «Фирма РЭС»
E-mail: msedankin@yandex.ru

Проведено математическое моделирование собственного излучения биологических тканей человека на основе численного решения уравнения теплопроводности с учетом кровотока и численного решения уравнений Максвелла для многослойной биологической среды с потерями при наличии злокачественной опухоли. Разработан математический аппарат, позволяющий рассчитать основные характеристики проектируемых антенн-аппликаторов. Проведено сравнение характеристик нескольких наиболее распространенных антенн-аппликаторов.

Ключевые слова: радиотермометрия, рак молочной железы, тепловое излучение, антенны-аппликаторы, внутренняя температура.

Computer simulation of self-radiation of biological tissues based on the numerical solution of heat equation with blood flow and the numerical solution of Maxwell's equations for a multilayer lossy biological medium in the presence of a malignant tumor. The mathematical apparatus was developed. This tool (software) allows you to define the basic integral parameters (depth measurement, volume, size and shape parameters of the measurement, brightness temperature, etc.) and characteristics of the designed antenna. Modeling, analysis and comparison of several types of antennas was implemented.

Keywords: breast cancer simulation, microwave radiometer, radiothermography, electromagnetic simulation, body radiation, breast cancer detection, internal temperature.

Введение

Радиотермометрия (далее РТМ) основана на измерении собственного электромагнитного (планковского) излучения биологических объектов (БО) в микроволновом диапазоне частот. Физическая сущность этого теплового радиоизлучения заключается в преобразовании внутренней тепловой энергии в энергию электромагнитного поля, распространяющегося за пределы излучающего тела. Это преобразование выполняется вследствие колебательных движений атомов и молекул, обладающих свойствами электрической или магнитной поляризуемости, что дает возможность неинвазивно получать информацию о температуре внутренних тканей БО [1]. Получение информации возможно с глубины до 7 см, но реальная глубина выявления аномалий может быть больше за счет теплопередачи во внутренних тканях. В настоящее время РТМ, позволяющая неинвазивно выявлять тепловые аномалии на глубине нескольких сантиметров, применяется преимущественно для диагностики заболеваний молочных желез (МЖ) [2–5]. По своим технико-диагностическим возможностям РТМ является перспективным методом неинвазивной ранней



диагностики, и область его применения не ограничивается только диагностикой заболеваний МЖ. Проведённые исследования показали перспективность использования метода для диагностики заболеваний щитовидной железы [6], воспалительных заболеваний малого таза [7], тазобедренного сустава [8], нижних конечностей [9], головного мозга [10] и т.д. Дальнейшее развитие метода невозможно без создания антенн-аппликаторов (АА) для различного медицинского применения и без построения математических моделей для расчета электромагнитных и тепловых полей внутри БО.

Для разработки АА нового поколения необходимо создать математический аппарат, который позволяет сравнивать различные АА, выявлять их достоинства и недостатки, выбирать наиболее оптимальные конструкторские решения. Интересующие нас антенны, пригодные для измерения абсолютной температуры внутри БО, часто называют аппликаторами (от англ. *application* – приложение, прикладывание), так как при их применении производится непосредственное прикладывание АА к поверхности тела. В настоящее время в РТМ наибольшее распространение получили АА, построенные на основе круглых волноводов [11, 12], прямоугольных волноводов [13, 14], спиральные и прямоугольные печатные антенны «Patch antenna» [15–18], вибраторные и рамочные антенны [19, 20]. В [3] было предложено использовать помехозащищенную антенну, построенную на основе круглого волновода, заполненного диэлектриком. На базе этой антенны в дальнейшем была создана двухдиапазонная антенна [11], которая позволяла проводить измерение собственного излучения БО как в микроволновом, так и в ИК-диапазонах, и которая в настоящее время используется в серийно выпускаемом приборе РТМ-01-РЭС [4]. Диаметр этой антенны составляет 32 мм. Для МЖ в подавляющем большинстве случаев эта антенна имела необходимый контакт с кожей, но для других органов (щитовидная железа, позвоночник, суставы и т.д.) антенна, используемая в маммологии, может быть слишком большой и не обеспечивать необходимого прилегания. В [12] представлена серия миниатюрных АА разного диаметра, предназначенных для использования в различных областях медицины. Перечисленные АА имеют сильные и слабые стороны, достоин-

ства и недостатки и необходимо сравнить различные АА, оценить их характеристики и дать рекомендации по области их использования на основе разработанного математического аппарата.

Конструкции исследуемых АА

На рис. 1 представлены исследуемые АА. Рассматривались АА, построенные на основе круглого и прямоугольного волноводов [11, 12]; плоская (печатная) АА [16] и рамочная антенна [20]. У плоских (печатных) АА топология излучателя напечатана на диэлектрическом основании, которое контактирует с БО. У волноводных АА между излучателем и апертурой, которая контактирует с БО, имеется волноведущая система. Т.е. эти АА являются объемными устройствами, и длина волновода определяет характеристики АА. В сантиметровом диапазоне, при использовании диэлектрика с высоким значением диэлектрической проницаемости, эта длина может составлять всего несколько миллиметров.

Помехозащищённая антенна на базе круглого волновода [11] имеет дополнительный экран и специальные четвертьволновые ловушки, снижающие уровень обратного излучения, и воздушный зазор, снижающий влияние температуры аппликатора на температуру БО. Излучатель выполнен в форме «бабочки». Круглый волновод заполнен диэлектриком с $\epsilon = 8$. Размеры антенны: диаметр – 38 мм, высота – 44 мм; диэлектрическая проницаемость – 10. Отличительной особенностью двухдиапазонной АА [11] является наличие ИК-датчика внутри круглого волновода. Эта антенна позволяет одновременно измерять собственное излучение в микроволновом и ИК-диапазонах. Диаметр антенны – 32 мм; высота волновода – 14 мм; диэлектрическая проницаемость – 10.

В некоторых случаях требуется измерять внутреннюю температуру объектов, имеющих небольшие размеры. Для решения этой задачи невозможно использовать АА большого диаметра. Для таких целей используются миниатюрные АА (диаметры – 8; 15 и 22 мм), представленные в [12]. Диэлектрическая проницаемость антенн: 8 мм – $\epsilon = 80$; 15 мм – $\epsilon = 80$; 22 мм – $\epsilon = 36$.

Также в работе рассматривалась антенна на базе прямоугольного волновода, заполненного диэлектриком ($\epsilon = 90$). Размеры аппликатора – $20 \times 12 \times 10$ мм, длина диэлектрического заполнения – 10 мм. В качестве образца печатной антен-

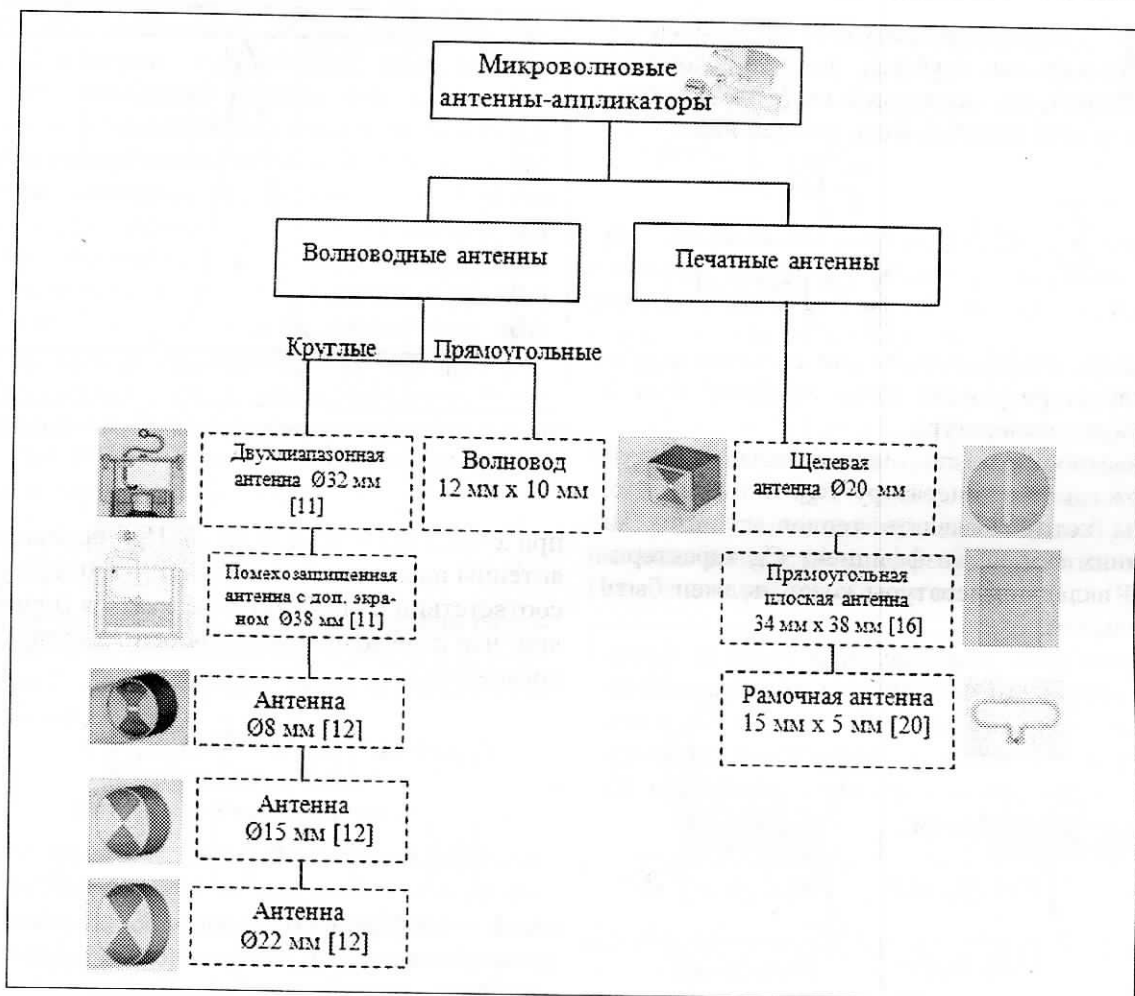


Рис. 1. Микроволновые антенны-аппликаторы

ны рассматривалась плоская (печатная) АА (patch), описанная S. Iudicello в [16]. Размеры антенны – 34×38 мм; общая высота – 35 мм. Диэлектрическая проницаемость подложки – $\epsilon = 2,1$. Печатная щелевая АА выполнена на круглой диэлектрической подложке и имеет печатный щелевой излучатель. Корпус антенны выполнен в виде металлического цилиндра диаметром 20 мм. Диаметр подложки – 19 мм. Диэлектрическая проницаемость подложки – 20. Щель размерами 8×2 мм выполнена на верхней стороне подложки, нижняя открытая часть подложки контактирует с БО. Общая высота антенны – 8 мм; толщина подложки – 1,5 мм.

Математическое моделирование АА

Радиояркость (далее РЯ) температура T_{rad} , которую измеряет медицинский радиотермометр, определяется следующими уравнениями:

$$T_{\text{rad}} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r) \cdot C(r) dV, \quad (1)$$

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

где $T(r)$ – термодинамическая температура; r – текущая координата; $C(r)$ – весовая радиометрическая функция; $\mathbf{E}(r)$ – вектор электрического поля антенны в исследуемом объеме; σ – электропроводность тканей.

Если температура постоянна и равна T_0 , то из (1) следует: $T_{\text{rad}} = T_0$, т.е. РЯ-температура совпадает с термодинамической. Во всех остальных случаях она представляет собой усредненную (с весом $C(r)$) термодинамическую температуру в объеме под антенной.



Если температура $T(r)$ изменяется только по глубине, то для слоистой структуры, состоящей из N -слоев, уравнение (1) можно записать в следующем виде:

$$T_{\text{rad}} = \sum_{i=1}^N T_i \cdot C_i, \quad C_i = \frac{\frac{\sigma_i}{2} \int \mathbf{E}(r)^2 dV}{\sum_{i=1}^N \frac{\sigma_i}{2} \int |\mathbf{E}(r)|^2 dV}, \quad (2)$$

C_i – весовые коэффициенты для слоистой структуры, характеризующие вклад каждого слоя в измеряемую температуру.

В частности, можно оценить вклад температуры кожи в РЯ-температуру T_{rad} . В том случае, если мы хотим выявлять тепловые аномалии внутренних тканей, коэффициент C_1 , характеризующий вклад температуры кожи, должен быть минимальным.

Рассмотрим распределение весовой функции в поперечном сечении. На рис. 2 представлено распределение весовой функции (2) вдоль оси X для АА. Введем определение «ширины» распределения весовой функции вдоль оси X для многослойной среды:

$$V_x(z) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} C(x, y_0, z) dx}{C(x_0, y_0, z)} = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} |E(x, y_0, z)|^2 dx}{|E(x_0, y_0, z)|^2} = \int_{-\infty}^{\infty} |E_n(x, y_0, z)|^2 dx. \quad (3)$$

Для оси Y имеем:

$$V_y(z) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} |E(x_0, y, z)|^2 dy}{|E(x_0, y_0, z)|^2} = \int_{-\infty}^{\infty} |E_n(x_0, y, z)|^2 dy. \quad (4)$$

Это определение аналогично определению ширины полосы шумового сигнала в теории электрических цепей. Приблизительно эта ширина совпадает с шириной функции $|E_n(x_0, y, z)|^2$ по уровню 0,4.

Разрешающая способность АА

Пусть имеется два единичных точечных источника температуры, расположенных на глубине Z_0

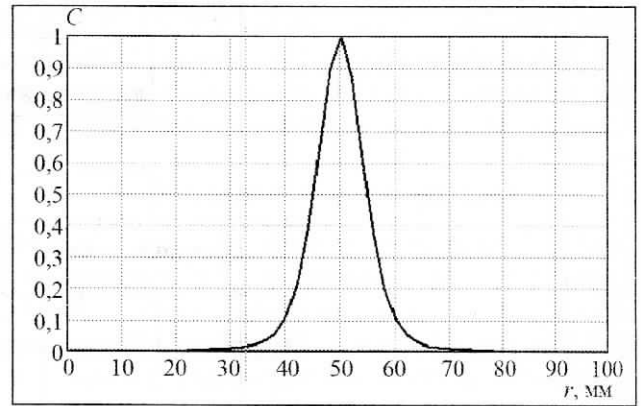


Рис. 2. Распределение нормированной весовой функции $C(r)$ на глубине $Z_0 = 10$ мм

при $x = X_0/2$ и $x = -X_0/2$ (рис. 3). При перемещении антенны вдоль оси X значение РЯ-температуры в соответствии с (1) будет описываться (при условии, что σ не меняется вдоль оси X) следующим уравнением:

$$T_{\text{rad}}(x) = k * \left(\left| E_n \left(x - \frac{X_0}{2}, y_0, z_0 \right) \right|^2 + \left| E_n \left(x + \frac{X_0}{2}, y_0, z_0 \right) \right|^2 \right), \quad (5)$$

где k – коэффициент пропорциональности, при котором максимум распределения $T_{\text{rad}}(x)$ равен единице.

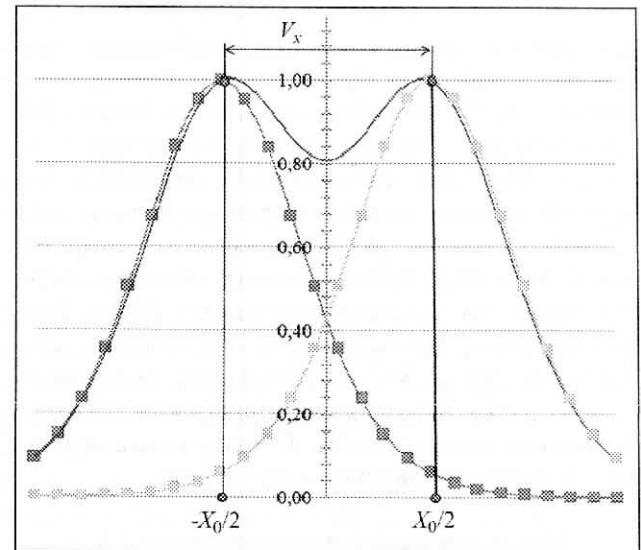


Рис. 3. Распределение РЯ-температуры вдоль оси X от двух единичных источников

Если расстояние между источниками достаточно велико, то распределение $T_{\text{rad}}(x)$ будет

иметь два максимума. Один максимум при $x = X_0/2$ и второй – при $x = -X_0/2$. По аналогии с теорией оптических систем разрешение АА вдоль оси X будем рассматривать как минимальное расстояние между двумя единичными тепловыми источниками, при котором можно различить два максимума. Для определенности будем считать, что два источника можно «различить», если значение температуры между ними будет на 20 % ниже, чем в максимуме. Аналогично, можно ввести понятие разрешения антенны вдоль оси Y . Очевидно, что разрешение антенны будет зависеть от глубины нахождения источника температуры. Из рис. 3 следует, что если расстояние между источниками $X_0 = V_x$, то

$$T_{\text{rad}}(0) \approx 0,8 \cdot T_{\text{rad}} \left(\frac{X_0}{2} \right). \quad (6)$$

Другими словами, V_x численно равно разрешающей способности антенны вдоль оси X . Аналогично V_y численно равно разрешению антенны вдоль оси Y .

Глубина измерения внутренней температуры

Многие авторы глубину измерения внутренней температуры определяли как расстояние, на котором электромагнитное поле антенны падает в «е» раз. Для многослойной среды, при рассмотрении поля антенны в ближней зоне, подобное определение не вполне корректно отражает область выявления тепловых аномалий. В [18] введено понятие глубины измерения антенны, опираясь на энергетические параметры в режиме. Поскольку диаграмма направленности антенны приема и в режиме передачи совпадают, будем рассматривать электромагнитное поле антенны в режиме передачи. Если в антенну поступает единичная мощность, то вся эта мощность рассеется в бесконечном объеме V .

Таблица 1. Параметры биологических тканей [21, 22]

Параметры моделирования	Опухоль	Кожа	Ткань МЖ	Мышцы
Диэлектрическая проницаемость, ϵ	50	35,5* 37,5** 42,6***	10	51,1* 52,1** 52,5***
Электропроводность σ , [См/м]	2* 1,6** 1,4***	2,32* 1,74** 1,72***	0,4* 0,33** 0,31***	2,82* 2,14** 1,87***
Толщина слоя биологической ткани h , мм	–	2	88	10

Примечания: * – частота 3,8 ГГц; ** – частота 3 ГГц; *** – частота 2,65 ГГц.

Рассмотрим полную мощность, рассеиваемую в объеме V . В соответствии с (1) она определяется следующим образом:

$$L(V) = \int_V C(r) dV. \quad (7)$$

При увеличении объема V $L(V)$ стремится к единице. Определим область измерения внутренней температуры как объем, внутри которого сосредоточено 85 % мощности:

$$L(V) = 0,85. \quad (8)$$

На рис. 4 представлена эта область для помехозащищенной антенны [16]. Для большинства АА эта область имеет форму эллипсоида. Глубиной измерения внутренней температуры W_z будем называть размер указанной области вдоль оси Z . Поперечные размеры будем называть W_x и W_y .

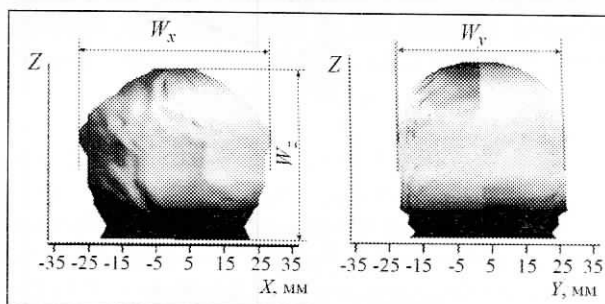


Рис. 4. Область измерения РЯ-температуры по уровню 85 % мощности

Расчет электромагнитного поля внутри БО

Для сравнения разных антенн, были проведены расчеты их электромагнитных полей в одном и том же частотном диапазоне и для одной и той же биологической среды. Расчеты проводились на частоте 3,8 ГГц. Диэлектрические параметры тканей представлены в табл. 1 [30, 31]. Исключение составляет прямоугольная антенна (patch) [21],



которая спроектирована в диапазоне 2,4...2,7 ГГц, и рамочная антенна, работающая на частоте 3 ГГц. Для расчета электромагнитного поля антенны использовалась программа CST Microwave Studio 2010, которая методом конечных разностей во временной области решает уравнения Максвелла. Программа позволяет для заданной антенны произвести расчет вектора электрического поля в трехмерном пространстве. Рассчитывалось электромагнитное поле для среды, состоящей из трех слоев: кожа, ткань МЖ и мышцы (рис. 5).

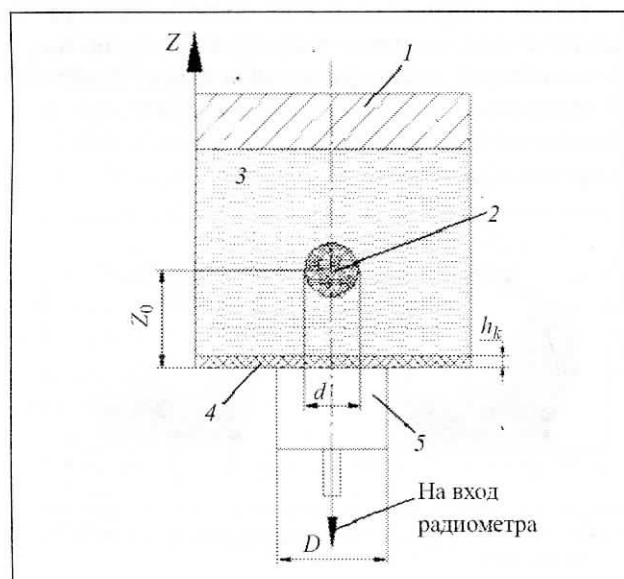


Рис. 5. Исследуемая среда: 1 – мышцы; 2 – опухоль; 3 – МЖ; 4 – кожа; 5 – антенна

Расчет радиояркой температуры

Важным интегральным показателем качества антенны является ее способность выявлять тепловые аномалии, расположенные на глубине. В частности, аномалия может быть вызвана повышенным метаболизмом злокачественной опухоли. Поэтому значение РЯ-температуры на проекции злокачественной опухоли может быть важным интегральным показателем эффективности

использования антенны. В большинстве случаев специалистов интересует не абсолютное значение температуры на проекции опухоли, а значение разницы РЯ-температур с опухолью и без опухоли. Поэтому в дальнейшем была рассчитана именно эта величину:

$$\Delta T_{\text{rad}} = \int_{-\infty}^{\infty} \Delta T(r) \cdot C(r) dV. \quad (9)$$

Для нахождения термодинамической температуры $\Delta T(r)$ решалось уравнение теплопроводности для живых систем [23–28]:

$$\begin{aligned} \nabla \cdot k \nabla T + Q_{\text{met}} - \rho_b c_b \omega_b (T - T_b) + \\ + h_b (1 + k_b) (T_b - T) = 0; \quad (10) \\ k \nabla T \cdot \vec{r} + h_a (T - T_a) = 0, \end{aligned}$$

где T – термодинамическая температура, °С; k – теплопроводность ткани, Вт/м·°С; Q_{met} – удельное тепловыделение, Вт/м³; $\rho_b c_b \omega_b$ – параметры кровотока, Вт/м³·°С; T_b – температура артериальной крови, °С; h_a – коэффициент теплообмена, Вт/м²·°С; T_a – температура окружающей среды °С; h_a – коэффициент, характеризующий теплообмен между тканями МЖ и артериальной и венозной кровью, Вт/м³·°С; k_b – коэффициент пропорциональности для различных тканей в МЖ. Коэффициент h_a для поверхностных тканей равен $2,6 \cdot 10^{-3}$ Вт/м³·°С, для глубинных слоев БО – $7 \cdot 10^{-3}$ Вт/м³·°С; k_b – коэффициент пропорциональности равен 0,4 для поверхностных тканей, 0,596 – для подповерхностных, 0,697 – для глубинных тканей [25].

Уравнение теплопроводности решалось методом конечных элементов с использованием программы COMSOL Multiphysics 3.5. Уравнение (10) решалось дважды: сначала рассчитывалось распределение температур при наличии злокачественной опухоли $T_{\text{оп}}$, затем находилось решение уравнения теплопроводности для среды без опухоли $T_{\text{безоп}}$. После этого рассчитывалась разница полученных температур, которая харак-

Таблица 2. Теплофизические параметры биологических тканей [11, 12, 23–28]

Теплофизический параметр	Кожа	Опухоль	Ткань МЖ	Жировой слой	Мышцы
Удельное тепловыделение $Q_{\text{мет}}$, Вт/м ²	1620	65400	700	400	700
Параметры кровотока, $\rho_b c_b \omega_b$, Вт/м ³ ·°С	9100	48000	2400	800	2400
Теплопроводность k , Вт/м·°С	0,376	0,511	0,3	0,21	0,51

теризовала влияние злокачественной опухоли на распределение температур в МЖ:

$$\Delta T = T_{\text{оп}} - T_{\text{БЕЗОП}} \quad (11)$$

В [27] приведена наиболее точная модель ткани МЖ с опухолью, учитывающая теплообмен и кровенаполнение в слоях ткани МЖ и опухоли. Параметры моделирования: температура окружающей среды $-T_{\text{инт}} = 21$ °С, температура грудной стенки $-T_0 = 37$ °С. Коэффициент теплообмена с окружающей средой $h_a = 13,5$ Вт/м²·°С, данный коэффициент учитывает тепловые потери БО при теплообмене с окружающей средой, связанные с излучением, конвекцией, испарением с поверхности БО.

Ранее было показано в [27], что результаты численного решения уравнения теплопроводности при наличии злокачественной опухоли хорошо согласуются с результатами инвазивных измерений температуры, представленных в [28]. На основе моделирования получена формула аппроксимации распределения температуры для опухоли диаметром 10 и 20 мм на различной глубине:

$$T(r) = \left(A \cdot e^{-B^*z} + C \right) \left(e^{\frac{-r_1^2}{\left(K \cdot \frac{d}{2} \right)^2}} + L \cdot e^{\frac{-r_2^2}{\left(K \cdot \frac{d}{2} \right)^2}} \right) + F;$$

$$r_1^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2, \quad (12)$$

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

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

Коэффициенты аппроксимации для опухолей диаметром (d) 10 и 20 мм, расположенных на различной глубине, представлены в табл. 3.

Подставляя полученное распределение температуры (12) в опухоли и окружающих её тканях в (1), получаем значение РЯ-температуры на проекции опухоли. Очевидно, что некоторые антенны могут хорошо выявлять небольшие опухоли, расположенные близко к коже, но хуже выявлять тепловые аномалии на глубине. Поэтому для сравнения антенн были рассчитаны РЯ-темпера-

туры для трех различных опухолей: опухоль диаметром 10 мм, расположенная на глубине $Z_0 = 10$ мм и $Z_0 = 16$ мм; опухоль диаметром 20 мм, расположенная на глубине $Z_0 = 20$ мм.



Результаты расчетов

В общем случае, чем больше диаметр АА, тем больше область, где происходит усреднение температуры; АА диаметром 8 мм будет эффективно выявлять тепловые аномалии, расположенные ближе к коже, а волноводные АА большого диаметра – более эффективны при выявлении тепловых аномалий на глубине. Этот вывод наглядно продемонстрирован в табл. 5, где представлены интегральные параметры различных АА, и на рис. 6, где представлена глубина измерения для различных АА. Глубина измерения помехозащищенной АА диаметром 38 мм на 66 % выше по сравнению с волноводной АА диаметром 8 мм. Наибольшую глубину измерения имеет АА (patch), описанная S.Inducello [16] – 54 мм. Это весьма предсказуемый результат, поскольку указанная АА спроектирована на частоте 2,65 ГГц. В данном частотном диапазоне погонное затухание поля на 25 % меньше по сравнению с частотой 3,8 ГГц, поэтому и глубина измерения в диапазоне 2,65 ГГц выше. Более высокую глубину измерения волноводных АА можно объяснить тем, что распределение поля у волноводной АА близко к полю плоской волны. В частности, у волноводной АА преобладает поперечная компонента поля, а доля продольной компоненты невысока. Отрезок волновода уменьшает величину продольной составляющей поля, причем, чем длиннее волновод, тем меньше продольная компонента поля. У печатных АА доля продольной компоненты поля весьма высока. Поэтому вектор Пойтинга для указанной компоненты поля направлен в продольном направлении, что приводит к расширению диаграммы в продольном сечении и уменьшению глубины измерения. Это наглядно видно на рис. 7, где представлены данные по размерам области, в

Таблица 3. Коэффициенты аппроксимации

Диаметр опухоли d , мм	Коэффициенты					
	A	B	C	F	K	L
10 мм	3,85	0,042	0,46	0,1	1,65	0
20 мм	17,7	0,147	1,7	0,3	1,1	-0,5

Таблица 4. Основные интегральные параметры оценки антенны

Параметр	Размерность	Обозначение	Формула
Разрешение антенны по оси X на глубине 10 мм	мм	V_x	(3)
Разрешение антенны по оси X на глубине 20 мм	мм	V_x	(3)
Разрешение антенны по оси Y на глубине 10 мм	мм	V_y	(4)
Разрешение антенны по оси Y на глубине 20 мм	мм	V_y	(4)
Глубина измерения по уровню 0,85	мм	W_z	–
Ширина области измерения температуры вдоль оси X по уровню 0,85	мм	W_x	–
Ширина области измерения температуры вдоль оси Y по уровню 0,85	мм	W_y	–
Вклад температуры кожи в T_{rad}	отн. ед	C_1	(2)
Повышение РЯ-температуры на проекции опухоли $d=10$ мм, $Z_0=10$ мм	°С	$\Delta T_{rad}(10, 10)$	(11)
Повышение РЯ-температуры на проекции опухоли $d=10$ мм, $Z_0=16$ мм	°С	$\Delta T_{rad}(10, 16)$	(11)
Повышение РЯ-температуры на проекции опухоли $d=20$ мм, $Z_0=20$ мм	°С	$\Delta T_{rad}(20, 20)$	(11)

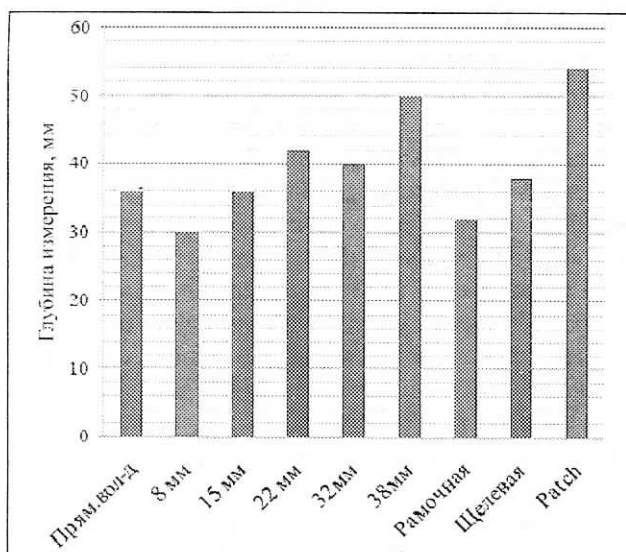


Рис. 6. Глубина измерения различных АА

которой производится измерение температуры (W_x , W_y и W_z). Видно, что у печатных АА W_x , W_y превосходят глубину измерения W_z , т.е. в печатных АА происходит расширение диаграммы в поперечном сечении вместо увеличения глубины измерения. Обращает на себя внимание, что у печатной щелевой АА ширина диаграммы вдоль оси X в 1,6 раза выше ширины диаграммы вдоль оси Y (рис. 7). Это связано с тем, что щель излучателя располагается вдоль оси Y . Таким образом, область измерения температуры у щелевой АА имеет веерообразную форму. Использование щелевых излучателей в виде «бабочки» позволяет об-

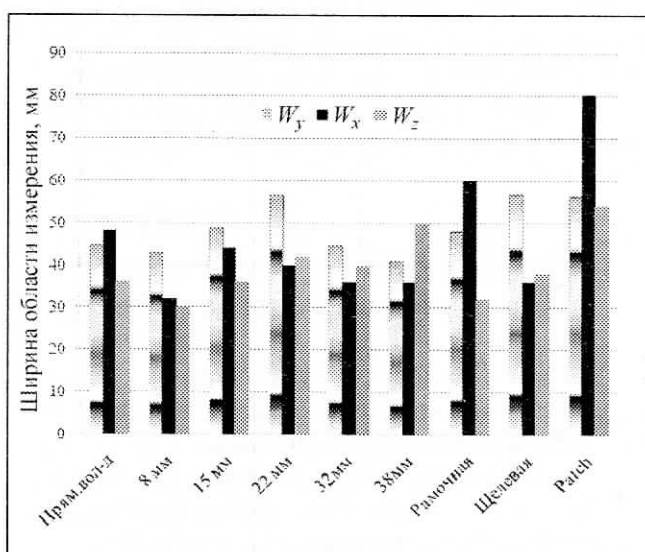


Рис. 7. Размеры области измерения температуры вдоль осей X , Y и Z

ласть измерения вдоль осей X и Y сделать близкими по величине.

В соответствии с (1) РЯ-температура представляет собой усредненную температуру в объеме под АА. Причем каждый слой БО вносит вклад в РЯ температуру в соответствии со своим весовым коэффициентом, который рассчитывается по формуле (2). В табл. 5 представлены данные по вкладу в РЯ-температуру температуры кожи. Очевидно, что чем выше коэффициент C_1 , характеризующий вклад кожи, тем меньше вклад более глубоких слоев. Наименьший вклад кожи имеет волноводная АА диаметром 38 мм. Следует от-

Таблица 5. Расчетные параметры антенн-аппликаторов

Параметры	Антенны-аппликаторы								
	8 мм [18]	15 мм [18]	22 мм [18]	38 мм [17]	32 мм [17]	Рамочная [27]	Прямоугольная плоская (patch) [22]	Печатная	Прямоугольный волновод
Площадь антенны, см ²	0,5	1,77	3,8	11,3	8	2	13,6	1,1	1,2
Высота антенны, мм	8	8	10	44	32	4	10	8	20
Разрешение по оси X на глубине 10 мм, мм	14,1	15,6	16,1	17,9	18,0	22,1	26,8	16,5	16,4
Разрешение по оси X на глубине 20 мм, мм	24,6	24,2	23,5	25,4	25,7	35,9	30,7	24,0	25,9
Разрешение по оси Y на глубине 10 мм, мм	16,8	19,2	23,6	20,4	20,3	20,4	20,7	25,2	19,1
Разрешение по оси Y на глубине 20 мм, мм	28,7	27,9	30,4	24,1	23,5	30,5	30,7	31,9	27,3
Глубина измерения по уровню 85 %, мм	30	40	42	50	40	32	54	38	36
Ширина области измерения температуры вдоль оси X по уровню 85 %, мм	43	48,9	56,7	41,0	44,7	48,1	56,5	57,0	44,818
Ширина области измерения температуры вдоль оси Y по уровню 85 %, мм	32	44	40	36	36	60	80	36	48
Коэффициент эллипсоидности, K_{zx}	0,81	0,86	0,88	1,3	0,99	0,59	0,80	0,76	0,77
Коэффициент эллиптичности, K_{yx}	0,86	0,94	0,84	0,93	0,89	1,11	1,19	1,04	1,03
Объем ДН (области измерения внутренней температуры), V , см ³	32,9	69,1	76,8	73,7	49,6	62,8	146,6	58,7	55,5
Повышение погонного затухания в среде, ΔLz , дБ	0,8	0,7	0,6	0,4	0,7	0,9	0,6	0,7	0,7
Вклад температуры кожи в РЯ-температуру, %	57	39,4	40	26	37,4	57,5	36,1	42,8	48,7
Повышение РЯ, температуры T10,10, °C	1,04	0,94	0,76	0,80	0,82	0,79	0,44	0,97	0,89
Повышение РЯ, температуры T10,16, °C	0,3	0,35	0,31	0,40	0,36	0,22	0,20	0,33	0,31
Повышение РЯ, температуры T20,20, °C	1,23	1,43	1,35	1,61	1,51	1,12	1,22	1,46	1,28

метить, что толщина кожи составляет всего 2 мм, а её вклад в РЯ-температуры достигает 50 %. Это объясняется тем, что кожа имеет очень высокую электропроводность, в 6 раз превосходящую электропроводность ткани МЖ. Поэтому у рамочной АА, имеющей высокое значение напряженности поля в апертуре, вклад кожных слоев в РЯ-температуру очень велик. Важным показате-

лем антенны является её разрешающая способность. В общем случае известно, что разрешение в первую очередь определяется длиной волны. Но проведенные расчеты показывают, что не только длина волны влияет на разрешение АА, но и её конструкция и размеры. В табл. 5 представлена разрешающая способность различных антенн для точечного источника расположенного на глубине



10 и 20 мм. Очевидно, что чем лучше разрешение АА, т.е. чем меньше величины V_x и V_y , тем эффективнее АА выявляет тепловые аномалии небольших размеров. В идеале желательно иметь АА с высоким разрешением (малым V_x и V_y) и большой глубиной измерения. Введем коэффициент эффективности:

$$K_{ZXY} = \frac{W_Z}{\sqrt{(V_X V_Y)}},$$

который показывает, во сколько раз глубина измерения АА превосходит её разрешающую способность.

На рис. 8 представлены данные по этому параметру для глубины 10 мм и 20 мм. Волноводная АА диаметром 38 мм имеет максимальный коэффициент эффективности на обеих глубинах (10 и 20 мм).

Обобщенным показателем эффективности АА для выявления температурных аномалий является повышение РЯ-температуры на проекции опухоли. В табл. 5 представлены данные по повышению температуры на проекции опухоли для трех вариантов опухолей. Видно, что не существует одной АА, которая лучше других выявляет различные опухоли. При выявлении опухоли диаметром 10 мм, расположенной на глубине 10 наибольшую эффективность демонстрирует АА диаметром 8 мм. Это можно объяснить её хорошим разрешением (низкое V_x и V_y). Если опухоль расположена глубже, то волноводная АА диаметром 38 мм наиболее эффективна. Это относится как к

большим опухолям ($d = 2$ см), так и небольшим по размеру опухолями ($d = 1$ см). Любопытно, что АА (patch) [21], работающая на центральной частоте 2,65 ГГц имеет высокую глубину измерения и хорошо выявляет крупные, глубоко расположенные опухоли, но при $D=1$ см её эффективность значительно ниже. Это объясняется низкой разрешающей способностью АА вдоль оси X . Результаты расчета показывают, что разрешающая способность АА оказывает не меньшее влияние на РЯ-температуру, чем глубина измерения, а повышение температуры на проекции опухоли является интегральным показателем, обобщающим все отдельные характеристики АА.

Заключение

В результате исследований разработан математический аппарат для численного моделирования собственного излучения человека в микроволновом диапазоне, основанный на численном решении уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями в численном решении уравнений теплопроводности с учетом кровотока; проведено сравнение антенн, применяемых в медицине. Разработана система параметров (табл.4), позволяющая проводить сравнение различных АА. К этим параметрам относятся: глубина измерения РЯ-температуры, область измерения температуры, разрешающая способность антенны, вклад температуры кожных слоев, повышение РЯ-температуры на проекции опухоли и др. Результаты проведенного анализа различных антенн показали, что по большинству параметров волноводная антенна диаметром 38 мм, работающая в диапазоне 3,4...4,2 ГГц, превосходит все остальные антенны. Но нужно иметь в виду, что площадь этой антенны в 22 раза больше, по сравнению с антенной диаметром 8 мм. Во многих случаях размер измеряемого органа не позволяет использовать антенны большого диаметра, и в этом случае необходимо использовать миниатюрные антенны. Важно отметить, что миниатюрные антенны, построенные на базе круглого волновода, на малых глубинах имеют лучшую разрешающую способность по сравнению с антеннами большого диаметра. За счет этого они способны более эффективно выявлять температурные аномалии небольших размеров, расположенные на небольшом расстоянии от кожи. В ча-

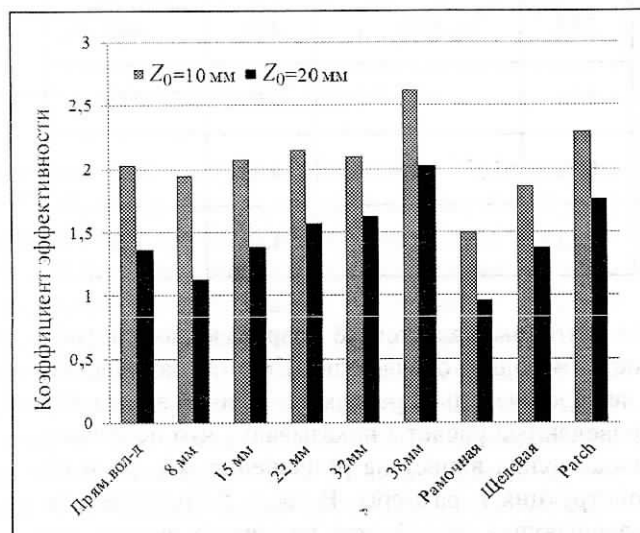


Рис. 8. Коэффициент эффективности различных антенно-аппликаторов

стности, можно рекомендовать использовать эти антенны для диагностики заболеваний щитовид-

ной железы и воспалительных заболеваний уха, горла и носа.



Литература

1. Barrett A.H., Myers Ph. C. Subcutaneous Temperature: A method of Noninvasive Sensing // Science. 1975. V. 190. P. 669–671.
2. Патент № 2407429 (РФ). Антенна аппликатор и устройство для определения температурных изменений внутренних тканей биологического объекта и способы определения температурных изменений и выявления риска рака / С.Г. Веснин.
3. Веснин С. Г., Каплан М. А., Авакян Р. С. Современная микроволновая радиотермометрия молочных желез // Опухоли женской репродуктивной системы. 2008. № 3. С. 28–33.
4. Бурдина Л.М., Хайленко В.А., Кижяев Е.В., Легков А.А., Пинхосевич Е.Г., Мустафин Ч.К., Вайсблат А.В., Веснин С.Г., Тихомирова Н.Н. Применение радиотермометра диагностического компьютеризированного интегральной глубинной температуры ткани для диагностики рака молочной железы // Пособие для врачей. М.: РМАПО. 1999. С. 20.
5. Carr K.L. Microwave Radiometry: its Importance to the Detection of Cancer // IEEE MTT. 1989. V. 37. № 12. P. 1862–1869.
6. Ветшев П.С., Золкин А.В. Радиотермометрия в диагностике заболеваний щитовидной железы // Хирургия. 2006. № 6. С. 54–58
7. Хашукова А.З., Зайцев А.В., Цомаева Е.А. Комплексное применение эндоскопических методов в диагностике синдрома хронических тазовых болей // Материалы VI Междунар. конгресса по репродуктивной медицине. М. 2012. С. 200–201.
8. Капустина Н. Б., Корнаухов А. В., Полякова А. Г., Колесов С. Н., Прилучный М. А. Использование глубинной интегральной радиотермометрии для оценки изменения микроциркуляции при КВЧ-терапии у больных с деформирующим артрозом тазобедренного сустава и болезнью Пертеса. Н. Новгород: Изд-во ННГУ. 2001. С. 46–52.
9. Замечник Т.В., Ларин С.И., Стерн Н.А., Андриянов А.Ю. Возможности комбинированной термометрии в диагностике острого венозного тромбоза нижних конечностей // Материалы V Всерос. научно-практич. конф. «Организационные, медицинские и технические аспекты клинической маммологии»: М. 2007.
10. Кубланов В.С. Многоканальная СВЧ радиотермография в задаче исследования функционального состояния головного мозга // Материалы 10 междунар. научно-технич. конф. «Радиолокация, навигация и связь». Воронеж. 2004. Т. 1. С. 721–734
11. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // Биомедицинская радиоэлектроника 2010. № 9. С. 33–43.
12. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 10. С. 51–54
13. Cheever E., Leonard J.B., Foster K.R. Depth of Penetration of Field from Rectangular Apertures into Lossy Media // IEEE Trans. MTT. 1987. V. 35. P. 865–867.
14. Leroy Y., Bocquet B., Mammouni A. Non-invasive microwave radiometry thermometry // Physiol. Means. 1998. V. 19. № 2. P. 127–148.
15. Jacobsen S., Stauffer P.R. and Rolfsnes H.O. Characteristics of Microstrip Muscle-loaded Single-Arm Archimedean Spiral Antenna as Investigated by FDTD Numerical Computations // IEEE Transaction on Biomedical Engineering. 2005. V. 52. № 2. P. 321–330.
16. Bardati F., Iudicello S. Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 2008. V. 55(1). P. 214 – 221.
17. Sunal A., Vemulapall S., Devine R., Tofighi M.-R. Design of Spiral Antennas for Radiometric Detection of Tumors at Microwave Frequencies. Bioengineering Conference. Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast. 2006. P. 99 – 100.
18. Vanovershelde L., Dubois V., Thomy J.P., Sozanski J.-C., Camart M., Chive J. Pribetich. Miniature sensor for measurement and control of temperatures by microwave radiometry in medical applications. Microwave Symposium Digest // IEEE MTT-S International 2001. № 2. P. 155–158.
19. Рахлин В.Л., Алова С.Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника // Препринт № 253. 1988. Горький. НИРФИ.
20. Lee J.W., Lee S.M., Kim K.S., Han W.T., Yoon G., Pashmanik L.A., Ulyanichev I.A., Troitsky A.V. Experimental investigation of the mammary gland tumour phantom for multifrequency microwave radio-thermometers // Med. Biological Eng. Computing. 2004. V. 42. № 7. P. 581–590.
21. Surowiec A.J., Stuchly S.S., Barr J. R., and Swarup A. Dielectric Properties of Breast Carcinoma and the Surrounding Tissues // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 1988. V. 35. P. 257–263.
22. Fear E., Li X., Hagness S.C., and Stuchly M. Confocal microwave imaging for breast cancer detection: Localization of tumors in three dimensions // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2002. V. 49. № 8. P. 812–822.
23. Pennes H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm // J.Appl. Physiol. 1948. V.1. № 2. P. 93–122.
24. Hong-qin Yang, Shu-sen Xie, Qing-yuan Lin, Zheng Ye, Shu-qiang Chen, Hui Li. Finite element thermal analysis of breast with tumor an its comparison with thermography // Complex Medical Engineering, 2007. Paper of IEEE/ICME International Conference.
25. Osman M.M. and Afify E.M. Thermal modeling of the normal woman's breast // J. Biomech. Eng. 1984. V. 106(2). P. 123–130.



26. *Osman M.M. and Afify E.M.* Thermal modeling of the malignant woman's breast // *J. Biomech. Eng.* 1988. V. 110(4). P. 269–276.

27. *Ng E.Y.-K., Sudharsan N.M.* An improved 3-D direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumor // *International Journal of Engineering in*

Medicine. Proc.Instn Mech Engrs. 2001. V. 215. Part H. P. 25–37

28. *Gautherie M.* Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy // *Prog. Clin. Bid. Res.* 1982. № 07. P. 21–64.

Поступила 28 августа 2012 г.

Comparison of the microwave medical antennas

© Authors, 2012

S.G. Vesnin, M.K. Sedankin

Software for mathematical modeling of human body's own radiation in the microwave range was developed. Software based on the numerical solution of Maxwell's equations in multilayer lossy medium, and the numerical solution of heat equations with blood flow. With the developed tool of mathematical modeling of antennas used in microwave radiometry: the antenna on the basis of circular and rectangular waveguides with different diameters, a rectangular printed circuit antenna, loop antenna and a printed slot antenna.

The model of a biological object consisted of several layers, namely, glandular tissue, adipose tissue, skin, malignant tumor. Each layer is characterized by its thermal emission model, the parameters of blood flow, thermal conductivity, permittivity and electrical conductivity. The solution of the heat conduction equation was conducted using COMSOL Multiphysics 3.5. Based on the numerical solution of heat conduction equation was obtained by a simple approximation formula for the temperature distribution in biological tissue in the presence of a malignant tumor. The resulting analytical temperature distribution was used to calculate the self-radiation of tissues. To calculate the electromagnetic field in the tumor and surrounding tissues of the breast used the program CST Microwave Studio 2010 that allows to solve numerically the Maxwell equation for multilayer structures with losses. The technique is described, which allows to compare different antenna applicators, based on characteristic of new antenna (depth and size of the measurement, resolving power, brightness temperature, etc.). The comparison antenna shown that miniature antenna built on the basis of a circular waveguide filled with dielectric with high dielectric constant, at shallow depths have better resolution compared to the large diameter antennas. In this way, they are able to more effectively detect temperature anomalies of small dimensions, not located a short distance from the skin. In particular, we recommend the use of these antennas for the diagnosis of diseases of the thyroid gland for the diagnosis of inflammatory diseases of ear, nose and throat. Waveguide antennas with diameters 32 and 38 mm is better detect tumors located at greater depths.

Уважаемые читатели!

В Издательстве «САЙНС-ПРЕСС» вышла в свет книга
из серии «ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЕ ИННОВАЦИИ»

ТЕХНОЛОГИИ ТРАНСФУЗИОЛОГИИ

Под редакцией докт. техн. наук А. Г. Гудкова

Книга посвящена технологическим аспектам в трансфузиологии. Рассмотрены вопросы организации Службы крови как производственной составляющей трансфузиологии, вопросы конструкторско-технологического проектирования изделий медицинской техники. Показано, что для полноценного обеспечения и развития технологической составляющей в обеспечении пациентов гемокомпонентами необходима систематизация, всестороннее внедрение новых принципов и инновационных подходов в процессе создания специализированного оборудования. Предложен комплексный подход к решению проблемы взаимосвязи показателей качества, стоимости изделий и эффективности процессов заготовки компонентов крови.

Для специалистов в области трансфузиологии, научных работников, инженеров, занимающихся проектированием и производством медицинской техники. Может быть полезна аспирантам и студентам старших курсов медико-технических специальностей вузов.

Заказать и приобрести книгу можно по адресу:
107031, г.Москва, К-31, Кузнецкий мост, д. 20/6, тел./факс: (495) 625-78-72,
621-48-37, 625-92-41, <http://www.radiotec.ru>, e-mail: info@radiotec.ru