

**Миниатюрные антенны-апликаторы для микроволновых радиотермометров
медицинского назначения**

Miniature antennas for medical microwave radiometers

Веснин С.Г., Седанкин М.К.

Vesnina S.G., Sedankin M.K.

Проведен анализ трех миниатюрных антенн-апликаторов диаметром 8мм, 15мм и 22мм, предназначенных для измерения собственного излучения тканей человека с помощью микроволновых радиотермометров. Математическое моделирование проводилось на основе численного решения уравнения теплопроводности и численного решения уравнения Максвелла для многослойной среды при наличии злокачественной опухоли. Были получены простые аппроксимационные формулы для распределения температуры в молочной железе при наличии злокачественной опухоли. Полученное аналитическое распределение температуры использовалось для расчета собственного излучения тканей. Расчеты показали, что миниатюрная антенна диаметром 8мм имеет существенный выигрыш при выявлении небольших злокачественных опухолей расположенных на глубине менее 15 мм.

Mathematical simulation of three miniature antennas for medical microwave radiometry was held. The diameters of antennas were 8 mm, 15 mm, and 22 mm. Mathematical simulations were based on the numerical solution of 3D bioheat equation and Maxwell's equations for multilayer structure with a malignant tumor. Simple approximation function for temperature distribution in breast tissue with malignant tumor was derived. The resulting analytical temperature distribution was used for the calculation of self-radiation of human tissue. Calculations showed that the miniature antenna with 8 mm diameter has a significant advantage for identifying small malignant tumor located at a depth of less than 15 mm.

Ключевые слова: радиотермометрия, радиотермография, РТМ-диагностика, термография, микроволновая радиотермометрия

Keywords: Cancer simulation; thermo pathology; bioheat equation; thermal simulation; microwave radiometer, microwave thermography, thermography

Реферат

Проведен анализ трех миниатюрных антенн-апликаторов диаметром 8мм, 15мм и 22мм, предназначенных для измерения собственного излучения тканей человека с помощью микроволновых радиотермометров. Математическое моделирование проводилось на основе численного решения уравнения теплопроводности и численного решения уравнения Максвелла для многослойной среды при наличии злокачественной опухоли. Целью математического моделирования являлась оценка влияния размеров антенн, на измеряемую яркостную температуру.

Используемая модель молочной железы состояла из нескольких слоев, железистая ткань, жировая ткань, кожа, злокачественная опухоль. Каждая составляющая модели характеризовалась своим тепловыделением, кровотоком и теплопроводностью. Решение уравнения теплопроводности проводилось с помощью программы COMSOL Multiphysics. На основе численного решения уравнения теплопроводности были получены простые аппроксимационные соотношения для распределения температуры в молочной железе при наличии злокачественной опухоли. Полученное аналитическое распределение температуры использовалось для расчета собственного излучения тканей. Для расчета электромагнитного поля в опухоли и в окружающих тканях молочной железы использовалась программа CST Microwave Studio, позволяющая численно решить уравнение Максвелла для многослойной структуры с учетом реальной конструкции приемной антенны. Проведенные расчеты показали, что антенны малого диаметра имеют несомненные преимущества при выявлении небольших по размеру температурных аномалий, расположенных на глубине 10-15 мм. На большей глубине все антенны показывают примерно одинаковый результат при выявлении опухоли диаметром 10 мм. Для опухолей диаметром 20 мм на глубине свыше 15 мм стандартная антенна имеет незначительный выигрыш по сравнению с миниатюрной антенной. Учитывая небольшие габариты миниатюрных антенн и их хорошее прилегание к телу можно ожидать, что подобные антенны могут с успехом применяться для измерения внутренней температуры различных органов. В особенности их применение целесообразно в тех областях, где использование больших антенн недопустимо, например, в стоматологии, для измерения температуры суставов, щитовидной железы, позвоночника и т.д.

Abstract

Mathematical simulation of three miniature antennas for medical microwave radiometry was held. The diameters of antennas were 8 mm, 15 mm, and 22 mm. Mathematical simulations were based on the numerical solution of 3D bioheat equation and Maxwell's equations for multilayer structure with a malignant tumor. The purpose of mathematical simulation was to assess the impact of the antennas size on the measured temperature. The bioheat equation was solved for the breast tissue with a malignant tumor. The model of the breast was consisted of several layers, glandular tissue, fat tissue, skin and malignant tumor. Each component of the model was characterized by its metabolic heat production, blood perfusion rate and thermal conductivity. The calculations were performed using COMSOL Multiphysics software. Simple approximation function for temperature distribution in breast tissue with malignant tumor was derived. The resulting analytical temperature distribution was used for the calculation of self-radiation of human tissue. CST Microwave Studio was used to calculate the electromagnetic field in tumor and surrounding tissues of the breast. Calculations showed that the miniature antenna with 8 mm diameter had a significant advantage for identifying small malignant tumors located at a depth of less than 15 mm. For the greater depth all the antennas showed approximately the same result for identifying tumor 10 mm. For 20 mm tumors standard antenna had a slight advantage for a depth of more than 15 mm compared to a

miniature antenna. New miniature antennas presented in the article can be used for measuring the internal temperature of the various bodies where the use of larger antennas is unacceptable, for example, in dentistry, for measuring the temperature of the thyroid, joints, spine, etc.

Введение

В настоящее время микроволновая радиотермометрия (далее РТМ), позволяющая неинвазивно выявлять температурные аномалии на глубине нескольких сантиметров, применяется преимущественно для диагностики заболеваний молочных желез (далее МЖ)[1-9]. В течение последних нескольких лет в России было проведено 6 клинических испытаний метода, которые показали его высокую информативность при выявлении рака МЖ[1]. Очевидно, что область применения технологии не ограничивается раком МЖ. Но 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 [6-7]. Нижегородская школа широко использовала вибраторные и рамочные антенны [8]. К сожалению, они не обладают необходимой помехозащищенностью и могут использоваться только в электрогерметичных помещениях. В [2] было предложено использовать помехозащищенную антенну, построенную на основе круглого волновода заполненного диэлектриком. Использование подобных антенн, позволило проводить измерения без специальной экранировки помещения, и открыло возможности использования технологии в практическом здравоохранении. Диаметр этой антенны составляет 30 мм. В процессе измерения внутренней температуры необходимо обеспечить полный контакт поверхности антенны с телом. Для МЖ 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 быть слишком большой и может не обеспечивать необходимого прилегания. В [6-7] было показано, что при уменьшении диаметра антенны происходит снижение глубины измерения, и, таким образом, при использовании миниатюрных антенн может произойти снижение диагностических возможностей метода. Но, в то же время, при уменьшении диаметра антенны, уменьшается область усреднения яркостной температуры. Это может привести к повышению разрешающей способности, и как следствие, к повышению чувствительности метода при выявлении небольших по размеру тепловых аномалий. Поэтому чрезвычайно важно оценить глубину измерения миниатюрных антенн-аппликаторов и сравнить полученные данные с антеннами, которые используются в маммологии.

Материалы и методы

Рассматриваются три миниатюрные антенны-апликатора, построенные на основе круглого волновода, заполненного диэлектриком. Диаметр антенн-апликаторов D составляет 8 мм, 15 мм, и 22 мм. Конструкция антенн представлена на рис. 1

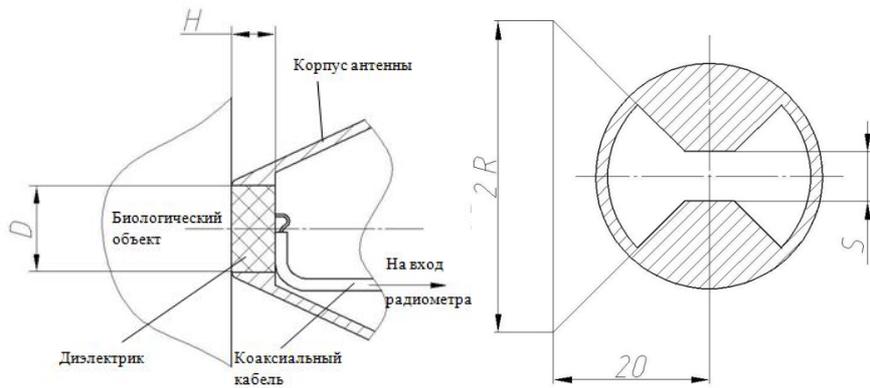


Рис.1 Конструкция антенны (слева) и щелевой вибратор (справа)

Антенна состоит из волновода, заполненного диэлектриком и системы возбуждения электромагнитных волн в виде щелевого вибратора (рис.1 – справа). Система возбуждения соединена с входной частью радиотермометра с помощью коаксиального кабеля. В таблице 1 представлены основные размеры антенн-апликаторов. Целью математического моделирования является оценка влияния размеров антенн, на измеряемую яркостную температуру.

Основные размеры антенн

Таблица 1

Параметр	Антенна №1	Антенна №2	Антенна №3
D , мм	8	15	22
H , мм	3.7	6.2	8
S , мм	1.6	1.6	1.5
R , мм	20	30	20
ϵ	80	80	36

Яркостная температура T_{br} измеряемая микроволновым радиометром, связана с термодинамической температурой $T(r)$ следующим образом[3]:

$$T_{br} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r) * C(r) dV \quad C(r) = \frac{\frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma}{2} |\bar{E}(r)|^2 dV} \quad (1)$$

$C(r)$ – весовая радиометрическая функция, $\bar{E}(r)$ – вектор электрического поля создаваемого антенной в исследуемом объеме, σ – электропроводность тканей. Если температура биологического объекта постоянна и равна T_o , то из (1) следует, что $T_{br} = T_o$, т. е. яркостная температура совпадает с термодинамической температурой. Во всех остальных случаях она представляет собой усредненную, с весом $C(r)$, термодинамическую температуру в объеме под антенной. Из (1) вытекает, что для расчета радиометрической температуры необходимо знать распределение термодинамических температур $T(r)$ и поле антенны $|\bar{E}(r)|^2$ в биологическом объекте. Биологический объект, представляет собой многослойную структуру, включающую, кожу, ткани

МЖ и злокачественную опухоль (рис.2). Каждая ткань характеризуется своими биофизическими и теплофизическими параметрами[4]. Опухоль располагается на глубине Z_0 .

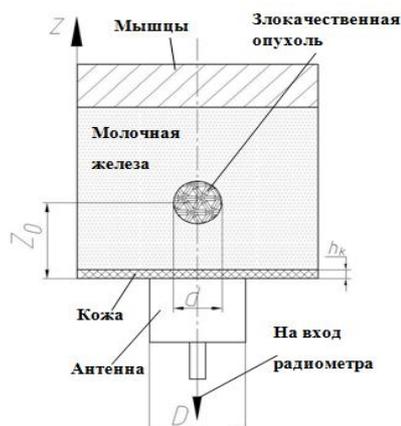


Рис.2 Исследуемая многослойная структура

В таблице 2 представлены параметры биологических тканей исследуемой многослойной структуры. Толщина кожи h_k составляла 2 мм. Для расчета поля антенны $|\bar{E}(r)|^2$ использовалась программа CST Microwave Studio, которая методом конечных элементов решает уравнение Максвелла для многослойной среды с учетом топологии антенны. Для нахождения термодинамической температуры решалось уравнение теплопроводности для живых систем [3]. Уравнение теплопроводности решалось методом конечных элементов с использованием программы COMSOL Multiphysics 3.5. При решении уравнения использовались параметры тканей, представленные в таблице 2. В большинстве случаев специалистов интересует не абсолютное значение температуры, а повышение температуры в результате влияния того или иного источника тепла. Поэтому уравнение (1) решалось дважды: сначала рассчитывалось распределение температур при наличии злокачественной опухоли $T_{оп}$, затем находилось решение уравнения теплопроводности для среды без опухоли $T_{без оп}$. После этого рассчитывалась разница полученных температур, которая характеризовала влияние злокачественной опухоли на распределение температур в МЖ. Это параметр, обычно называют «термоасимметрией»:

$$\Delta T = T_{оп} - T_{без оп} \quad (2)$$

Полученные результаты и обсуждение

На рис 3 представлена термоасимметрия, полученная на основе численного решения уравнения теплопроводности рассчитанная для тканей МЖ при наличие злокачественной опухоли. Результаты (3) при следующих параметрах окружающей среды. Полученное распределение температур можно аппроксимировать, используя соотношение (3) и (4). Значение коэффициентов аппроксимации для опухолей диаметром $d=10$ мм и $d=20$ мм представлены в таблице 3. На рис. 3 сплошной и пунктирной линиями представлены результаты расчета, полученные с помощью уравнений (3-6). Видно, что результаты аппроксимации хорошо совпадают с результатами численного моделирования, полученными с помощью COMSOL Multiphysics.

Параметры биологических тканей	Злокачественная опухоль	Кожа	Молочная железа	Мышцы
Удельное тепловыделение ($Q_{мет}$ [Вт/м ²])	65400	1800	700	700
Параметры кровотока ($\rho_b c_b \omega_b$ [Вт/м ³ *°C])	48000	1800	2400	2400
Теплопроводность (k [Вт/м*°C])	0.511	1.7	0.3	0.85
Диэлектрическая проницаемость, ϵ	50	35.5	10	51.1
Электропроводность (σ , [См/м])	2	2.32	0.4	2.82

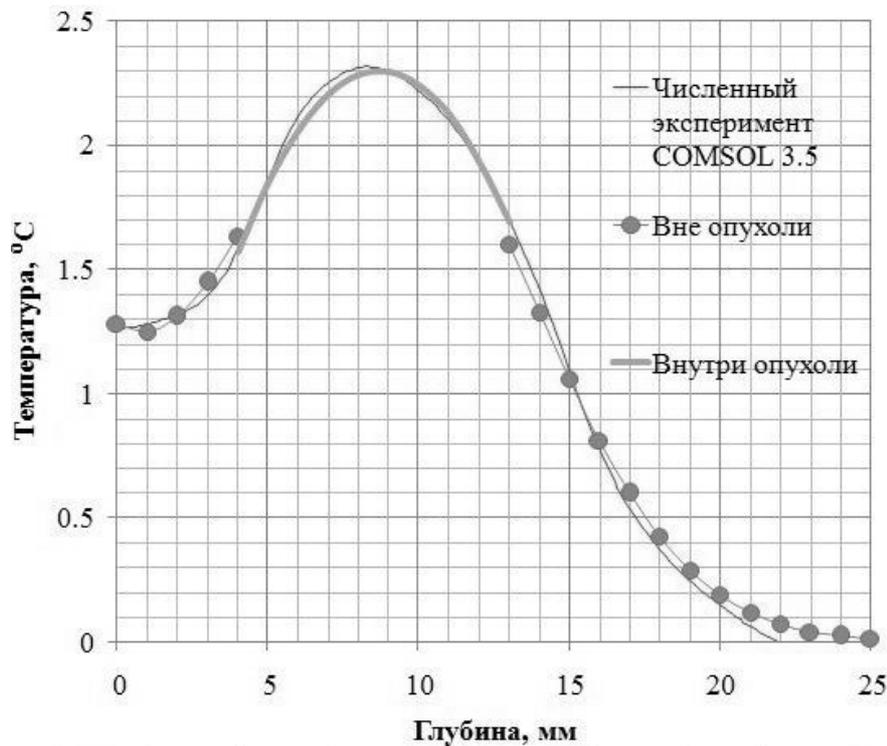


Рис.3 Распределение разности температур ΔT внутри МЖ при наличии злокачественной опухоли ($d=10$ мм $Z_0=10$ мм) $h_a=13.5$ Вт/м²*°C, $T_a=21$ °C, $T_b=37$ °C.

Вне опухоли:
$$T(r) = A \left[e^{\frac{-r^2}{(k \cdot \frac{d}{2})^2}} + L * e^{\frac{-r_1^2}{(k \cdot \frac{d}{2})^2}} \right] + B \quad (3)$$

Внутри опухоли:
$$T(r) = \frac{-r^2}{(u \cdot \frac{d}{2})^2} + C \quad (4)$$

$$r^2 = (x - x_0)^2 + (y - x_0)^2 + (z - z_0)^2 \quad (5)$$

$$r_1^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z + z_0)^2 \quad (6)$$

x, y, z -текущие координаты, x_0, y_0, z_0 - координаты центра расположения опухоли. Получение аналитических выражений для распределения температуры в МЖ при наличии опухоли позволяет воспользоваться уравнением (2) для вычисления яркостной температуры. Полученные результаты

расчета яркостной температуры представлены на рис (4) и (5). На рис.4 представлена зависимость термоасимметрии от глубины расположения опухоли для трех разных антенн. Диаметр опухоли составляет 10мм. Для сравнения на этом же графике представлены результаты расчета, полученные для антенны серийного микроволнового радиотермометраРТМ-01-РЭС диаметром 30 мм

Коэффициенты аппроксимации

Таблица 3

Коэффициенты аппроксимации	d=10мм	d=20 мм
Диаметр опухоли, мм	10	20
Коэффициент <i>A</i>	2.3	2.88
Коэффициент <i>L</i>	1.42	1.4
Коэффициент <i>K</i>	1.43	1
Коэффициент <i>B</i>	0	0.18
Коэффициент <i>C</i>	2.3	3
Коэффициент <i>U</i>	1.1	0.7

Диапазон рабочих частот антенн-аппликаторов – 3,4..4,2 ГГц. Расчеты показывают, что при расположении опухоли ближе 15 мм, антенна диаметром 8 мм имеет существенный выигрыш по сравнению со стандартной антенной диаметром 30 мм и по сравнению с другими миниатюрными антеннами. На глубине больше 15 мм все антенны показывают практически одинаковую температуру.

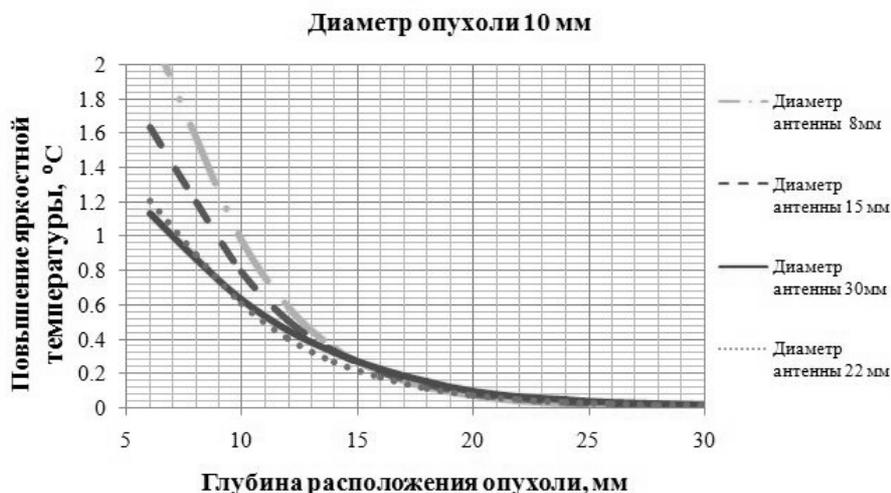


Рис.4 Зависимость повышения яркостной температуры от глубины расположения опухоли

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. 5 представлены результаты расчета яркостной температуры, для опухоли диаметром 20 мм. Для близко расположенных опухолей, расположенных на расстояние менее 15 мм, по прежнему наилучшие результаты имеет миниатюрная антенна диаметром 8 мм. Если опухоль расположена глубже 15 мм, то определенный выигрыш имеет антенна диаметром 30 мм.

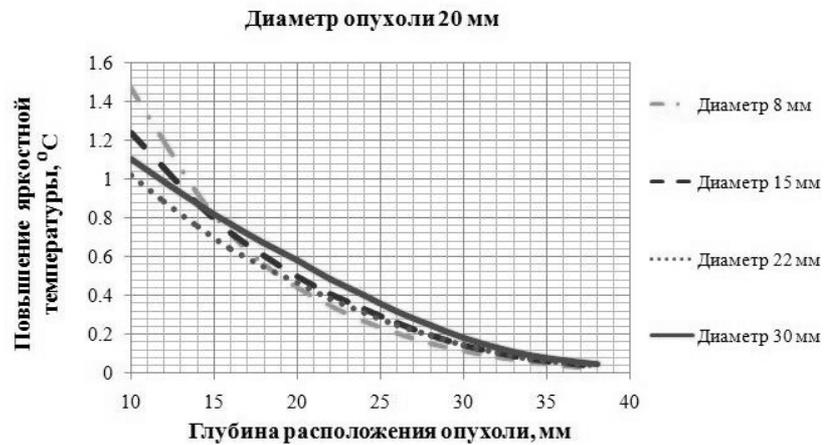


Рис.5 Зависимость повышения яркостной температуры от глубины расположения опухоли

Заключение

Проведенный анализ миниатюрных антенн показал, что антенны малого диаметра имеют несомненные преимущества при выявлении небольших по размеру температурных аномалий, расположенных на глубине 10-15мм. Для опухолей диаметром 20 мм на глубине свыше 15 мм стандартная антенна имеет незначительный выигрыш по сравнению с миниатюрной антенной. Учитывая небольшие габариты миниатюрных антенн и их хорошее прилегание к телу, можно ожидать, что подобные антенны могут с успехом применяться в тех областях, где использование больших антенн недопустимо, например, в стоматологии, для измерения температуры щитовидной железы, суставов, позвоночника и т.д. Работа проводилась 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”.- Маммология/Онкогинекология.№3,2008г
2. Веснин С.Г. Патент № 2306099 от 31 октября 2005 года «Антенна аппликатор для неинвазивного измерения температуры внутренних тканей биологического объекта»
3. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. №8. с.33-43
4. Gautherie M. “Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy -Biomedical Thermology”,1982, p. 21 – 64
5. Barrett A.H., Myers Ph. C., “Subcutaneous Temperature: A method of Noninvasive Sensing”, Science, Nov.14, 1975,vol.190, pp.669-671.
6. Cheever E., Leonard J. B. , Foster K. R., “Depth of Penetration of Field from Rectangular Apertures into Lossy Media”, IEEE Trans. MTT, vol. 35, p 865-867, September
7. Leroy Y., Bocquet B., Mammouni A., “Non-invasive microwave radiometry thermometry” Physiol. Means. 19 (1998) 127-148

8.Рахлин В.Л., Алова С.Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника // Препринт № 253, Горький, НИРФИ, 1988.