



Седанкин Михаил Константинович

**АНТЕННЫ-АППЛИКАТОРЫ ДЛЯ РАДИОТЕРМОМЕТРИЧЕСКОГО
ИССЛЕДОВАНИЯ ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ ВНУТРЕННИХ ТКАНЕЙ
БИОЛОГИЧЕСКОГО ОБЪЕКТА**

**Специальность 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения**

**АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук**

Москва – 2013

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана».

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор Щукин Сергей Игоревич.

Официальные оппоненты: Кубланов Владимир Семёнович – доктор технических наук, доцент, ФГАОУ ВПО «Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б.Н. Ельцина», научно-исследовательский медико-биологический инженерный центр высоких технологий, директор центра;
Леушин Виталий Юрьевич – кандидат технических наук, ООО «Научно-производственная инновационная фирма «Гиперион», технический директор.

Ведущая организация: ОАО «Всероссийский научно-исследовательский институт радиотехники».

Защита состоится «26» июня 2013 г. в 15:30 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.14 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана, в аудитории 319 корпуса по адресу: 105005 г. Москва, 2-я Бауманская улица, д. 5, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана

Автореферат разослан «24» мая 2013 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета



Самородов
Андрей Владимирович



2294

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

В связи с увеличением продолжительности жизни и старением населения в развитых странах, несомненным улучшением ситуации в лечении и профилактике сердечно-сосудистых заболеваний, всесторонним развитием техносферы, смертность от онкологических заболеваний выходит на первое место. Традиционные методы диагностики позволяют выявлять уже сформировавшиеся опухоли на "клинически поздних" стадиях развития. В работах (М. Gautherie, 1980; Л.М. Бурдина, 2006; Н.И. Рожкова, 2007) показано, что изменения температуры тканей биологических объектов (БО) предшествуют появлению опухолей и могут служить ранним диагностическим признаком. Поэтому в настоящее время особое внимание уделяется расширению возможностей технических средств высокочувствительных пассивных неинвазивных методов исследования тепловых полей БО. Сегодня основным средством измерения температуры БО является инфракрасный термограф, который визуализирует тепловое поле кожных покровов. Часто требуется выявлять не только тепловые аномалии кожи, но и внутренних тканей. Информацию о температуре внутренних тканей позволяет получить микроволновая радиотермометрия (МР), основанная на измерении мощности собственного излучения БО в микроволновом диапазоне. Исследования, проводившиеся в течение ряда лет в РФ и за рубежом, показали высокий диагностический потенциал МР (А.Н. Barrett, 1975; Ю.В. Гуляев, 1991; В.С. Троицкий, 1987; С.Н. Колесов, 1993; А.В. Вайсблат, 2001; С.Г. Веснин, 2010; В.С. Кубланов, 2012). В современной медицине МР используется преимущественно для диагностики заболеваний молочных желёз (МЖ). Очевидно, применение МР не должно ограничиваться маммологией. Необходимо создать универсальный прибор, способный неинвазивно выявлять тепловые аномалии. Для этого необходимо разработать гамму антенн-аппликаторов (АА) различных размеров, т.к. используемые в настоящее время АА имеют достаточно большие размеры ($\varnothing > 30$ мм) и не всегда подходят для обследования таких органов как: щитовидная железа, позвоночник, суставы, головной мозг (ГМ).

Цель работы

Разработка и исследование гаммы АА для расширения области применения МР.

Для достижения цели работы были поставлены и решены следующие задачи:

1. Создание математической модели метода МР.
2. Разработка методики проектирования АА медицинского назначения.
3. Исследования эффективности функциональных характеристик разработанных АА.
4. Медико-биологические исследования эффективности разработанных АА.

Методы исследования

Поставленные задачи решались на основе теории биотехнических систем, на основе методов математического моделирования БО, методов проектирования программного обеспечения, метода конечных элементов, методов численной электродинамики, методов СВЧ-электроники и схемотехники.

Научная новизна

1. Разработана математическая модель собственного электромагнитного излучения биологических тканей, основанная на численном решении уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями и уравнения теплопереноса с учётом кровотока и биофизических параметров исследуемого органа.

2. Создана методика проектирования АА медицинского назначения, основанная на численном интегрировании электрического поля (ЭП) антенны в ближней зоне и поля температур БО.

3. На основе теоретических и экспериментальных исследований установлено, что разработанная АА диаметром 32 мм позволяет:

- выявлять острые нарушения мозгового кровообращения (ОНМК) по ишемическому типу;
- оценивать степень поражения ГМ;
- назначать эффективную терапевтическую коррекцию.

4. На основании теоретических и экспериментальных исследований разработана новая конструкция АА, реализованная на основе волновода круглого сечения, находящегося в коническом корпусе и заполненного диэлектриком с высоким значением диэлектрической проницаемости, на основе которой возможно:

- создание АА диаметром в интервале от 5 до 25 мм;
- проведение измерения собственного излучения без специальной экранировки помещения;
- использования метода МР в диагностике заболеваний МЖ, щитовидной железы, суставов, позвоночника, в том числе в педиатрии.

Практическая ценность

Результаты диссертационной работы использованы в материалах двух НИОКР (ГР № 01201064148, 2010; ГР № 01201066503, 2011) и одной НИР (ГР №01201172200, 2011). АА внедрены в серийное производство медицинских радиотермометров «РТМ-01-РЭС» в ООО "Фирма РЭС" и используются в: маммологии – для контроля терапии больных раком МЖ при химиотерапии в Испании (Hospital Universitari Arnau De Vilanova, Lleida); неврологии – ГКБ №64 (г. Москва) для диагностики и лечения ОНМК; в научных исследованиях, связанных с диагностикой заболеваний сонных артерий и прогнозирования риска развития инсульта в Англии (Bolton University) и Греции (First Department of Cardiology, Hippokraton

Hospital, Athens), в НИИ экспериментальной диагностики и терапии опухолей РОНЦ им.Н.Н. Блохина для мониторинга внутренней температуры мышей при воздействии противоопухолевой терапии. Результаты проведённых исследований внедрены в учебный процесс факультета "Биомедицинская техника" МГТУ им. Н.Э.Баумана.

Научные положения, выносимые на защиту

1. Математическая модель собственного излучения БО, основанная на численном решении уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями и уравнения теплопереноса с учётом кровотока и биофизических параметров исследуемого органа, позволяет оценивать влияние теплофизических параметров опухоли и окружающих её тканей на радиояркостную (РЯ) температуру, и для конкретной АА и исследуемого органа определить объём, в котором производится измерение внутренней температуры.
2. Разработанное программно-алгоритмическое обеспечение позволяет рассчитывать, визуализировать и оптимизировать функциональные характеристики АА.
3. Разработанные АА на основе круглого волновода, заполненного диэлектриком с высоким значением диэлектрической проницаемости, позволяют проводить измерение РЯ температуры малоразмерных объектов и по сравнению с плоскими АА имеют большую глубину выявления тепловых аномалий, меньшие размеры, большую разрешающую способность.
4. Разработанная гамма АА позволяет расширить область применения МР и выявлять тепловые аномалии различных органов без экранировки помещения.

Апробация работы

Апробация работы проведена на научном семинаре факультета «Биомедицинская техника» МГТУ им. Н.Э. Баумана. Основные положения диссертации докладывались и обсуждались на научно-технических конференциях: 12-й и 13-й конференциях «Медико-технические технологии на страже здоровья»; 6-й, 7-й Российско-Баварской конференциях по биомедицинской технике (2010, 2011); международной научно-технической конференции «Радиолокационные системы малой и сверхмалой дальности» (2010); 5-й Троицкой конференции «Медицинская физика и инновации в медицине» (2012); 4-ом съезде биофизиков России (2012); 14 сессии московского научного общества анестезиологов-реаниматологов (МНОАР-2013).

Публикации

По теме диссертации опубликовано 12 работ, из них 4 в изданиях, рекомендованных ВАК Министерства образования и науки РФ.

Структура и объём работы

Содержание диссертации соответствует паспорту специальности 05.11.17. Диссертация состоит из введения, пяти глав с выводами, основных выводов, приложения и списка литературы. Основное содержание работы изложено на 190 страницах, содержит 120 рисунков, 15 таблиц. Список литературы включает 199 библиографических источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **введении** обоснована актуальность темы работы, сформулированы цель и задачи, раскрыты научная новизна и практическая ценность, приведены научные положения, выносимые на защиту, результаты апробации, а также представлена структура диссертации.

В **главе 1** рассмотрены физические основы теплового излучения БО, и приведена взаимосвязь тепловых методов исследования и динамики опухолевых процессов. В основе применения МР в онкологии лежит тот факт, что температура злокачественной опухоли на несколько градусов выше температуры окружающих тканей. Отмечено, что тепловые аномалии появляются не когда опухоль достигает нескольких сантиметров, а на стадии, предшествующей злокачественному росту, – на стадии выраженной пролиферации и атипичных изменений. В главе представлены существующие разработки в области радиотермометров и АА медицинского назначения. Отмечено, что различные научные школы (Jacobsen S., 2002; Stauffer P., 2007; Mizushina S., 2000; Bardati F., 2002) проводят теоретические и экспериментальные исследования в области МР, но разработанные технические решения находятся на уровне научных исследований и единичных опытных образцов.

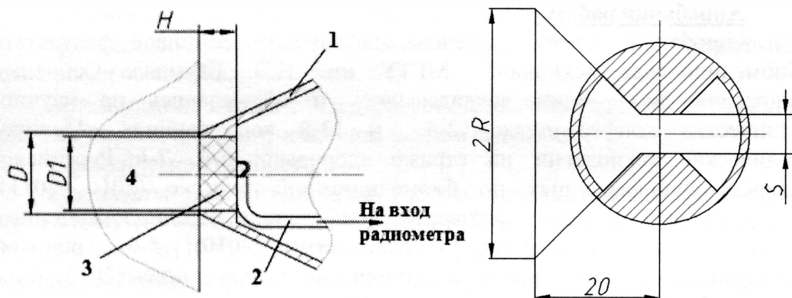


Рис. 1. Конструкция антенны (слева) и щелевой вибратор (справа): 1 – корпус антенны, 2 – коаксиальный кабель, 3 – диэлектрическое заполнение, 4 – БО

Отмечено, что в настоящее время наиболее соответствующим условиям медицинской практики является российский диагностический комплекс «РТМ-01-РЭС», применяемый в диагностике рака МЖ.

Показано, что в МР применяются различные типы АА: плоские или печатные АА, волноводные АА, вибраторные АА. На основании обзора информационных источников и сформулированных критериев оптимальности конструкции АА медицинского назначения, показано, что волноводная АА (рис.1), построенная на основе круглого волновода, заполненного керамическим материалом с высоким значением диэлектрической проницаемости и находящемся в коническом корпусе, позволяет реализовать гамму АА различных размеров.

В главе 2 представлены основные принципы МР, исследованы закономерности ЭП антенны в ближней зоне в приближении плоских волн и на основе численного моделирования. Показано, что для разработки АА для диагностики заболеваний конкретного органа традиционно использовались либо экспериментальные данные, либо математические модели, основывающиеся на представлении ЭП антенны в виде плоской волны. Такой подход является упрощённым и позволяет получить качественную картину собственного излучения БО. ЭП реальной АА в ближней зоне отличается от ЭП плоской волны. Каждая АА имеет своё индивидуальное ЭП. Поэтому для получения достоверных количественных данных об ЭП в ближней зоне необходимо создание математической модели на основе численного решения уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями и уравнений тепломассопереноса с учётом кровотока, биофизических параметров исследуемого органа и конструкции АА. В главе отмечено, что математическая модель собственного излучения БО базируется на следующих соотношениях:

$$T_{\text{rad}} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r)W(r)dr \quad (1)$$

где $T(r)$ – термодинамическая температура БО, $W(r)$ – радиометрическая весовая функция (РВФ) антенны.

$$W(r) = \frac{\frac{\sigma}{2} E(r)^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma}{2} E(r)^2 dr} \quad (2)$$

где $E(r)^2$ – квадрат модуля ЭП, создаваемого АА в объёме БО под АА при работе в режиме передачи, σ – электропроводность ткани БО.

Для расчёта РЯ температуры T_{rad} необходимо рассчитать ЭП антенны в ближней зоне $E^2(r)$ и поле температур БО $T(r)$. Для этого необходимо решить две краевые задачи для дифференциальных уравнений в частных производных и затем произвести расчёт РЯ температуры по (1) и (2). Для расчёта ЭП антенны использовалась программа электродинамического моделирования CST Microwave Studio

2010. Программа методом конечных разностей во временной области численно решает уравнения Максвелла для многослойной среды с потерями. Используемая модель БО (см. рис.2.5) состояла из нескольких слоёв, а именно: кожа, ткань МЖ, злокачественная опухоль, мышцы. Каждый слой модели характеризовался определёнными параметрами электропроводности и диэлектрической проницаемости в выбранном частотном диапазоне. Окончательное интегрирование вектора ЭП производилось с помощью программы Mathcad 14. Результаты численного моделирования показали, что ЭП антенны представляет собой расширяющийся луч, интенсивность которого убывает с глубиной. ЭП реальной АА затухает в 2 раза быстрее по сравнению с плоской волной и помимо поперечных компонент имеет продольные компоненты (E_z), доля которых в апертуре для некоторых АА может достигать 40% и более.

Эти компоненты ЭП обуславливают распространение волны в поперечном направлении и, таким образом, ухудшают разрешающую способность и глубину измерения АА. Математическое моделирование собственного излучения тканей МЖ в микроволновом диапазоне при наличии злокачественной опухоли показало, что РВФ в области злокачественной опухоли в 2.4 раза выше по сравнению с аналогичными участками МЖ, и повышение РЯ происходит не только вследствие её повышенного метаболизма, но и вследствие высокой электропроводности. Показано, что в случае многослойной среды область измерения РЯ температуры имеет сложную форму. На основании установленных с помощью математического моделирования закономерностей ЭП антенны в ближней зоне предложено новое определение глубины измерения РЯ температуры как глубины области, в которой сосредоточено 85% мощности, принимаемой АА. Это определение учитывает особенности ЭП антенны в ближней зоне и справедливо не только для однородной, но и для многослойной структуры БО. Для расчёта РЯ температуры предложен упрощенный алгоритм, базирующийся на методе малых возмущений, позволяющий в несколько раз снизить время вычислений, необходимое для расчёта РЯ температуры при различных размерах и глубинах залегания опухоли. Упрощенный алгоритм основан на том, что опухоль мало искажает ЭП антенны в ближней зоне, и при расчёте РЯ температуры допускается использовать ЭП антенны в БО без опухоли. Также в главе представлено математическое моделирование различных АА, применяемых в маммологии в диапазоне частот 3.8 ГГц и 1.15 ГГц. Показано, что АА $\varnothing 38$ мм, частота 3.8 ГГц, построенная на основе круглого волновода, имеет глубину измерения сопоставимую с глубиной измерения печатной АА в диапазоне частот 1.15 ГГц. При малой толщине жирового слоя разница между АА не велика, при большой толщине – выигрыш имеют объёмные волноводные АА, печатная АА малоэффективна. Достоверность результатов моделирования

подтверждается совпадением экспериментальных значений частотной характеристики коэффициента стоячей волны с их расчётными величинами (рис.2). Учитывая, что инвазивные измерения температуры в МЖ затруднительны, представленная математическая модель собственного излучения, даёт более полную количественную оценку РЯ температуры в тканях МЖ при наличии злокачественной опухоли и позволяет анализировать влияние различных структурных, электрофизических характеристик опухоли и окружающих её тканей.

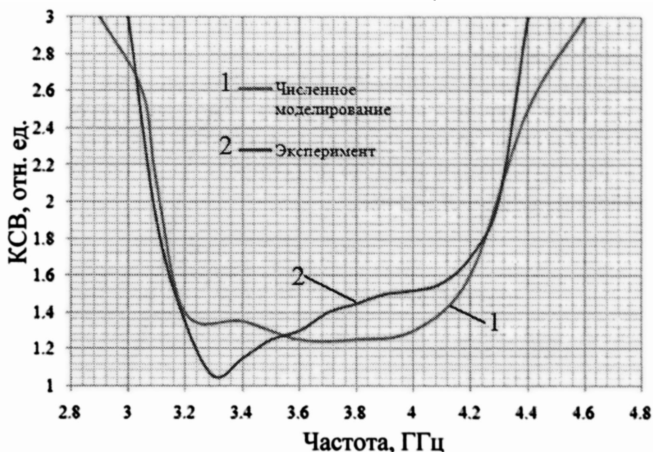


Рис.2. КСВ антенны диаметром 8 мм

В **главе 3** рассмотрены вопросы моделирования тепловых процессов в биологических тканях, и проведены теоретические исследования поля температур БО. Электродинамическое моделирование позволяет понять, где измеряется РЯ температура и какие размеры и форма области измерения, но не отвечает на вопрос какое повышение температуры создаёт злокачественная опухоль в БО. Для расчёта повышения температуры на проекции злокачественной опухоли, необходимо рассчитать поле температур внутри БО при наличии и без опухоли, далее найти их разность. Моделирование тепловых процессов в БО производилось в программе мультифизического моделирования COMSOL 3.5 Multiphysics. Программа численно решает уравнение теплопереноса (3) методом конечных элементов.

$$\nabla \cdot k \nabla T + Q_{\text{met}} - \rho_b c_b \omega_b (T - T_b) + h_b (1 + k_b) (T_b - T) = 0 \quad (3)$$

$$k \nabla T \cdot \vec{r} + h_a (T - T_a) = 0$$

где T – термодинамическая температура [$^{\circ}\text{C}$], k – теплопроводность [$\text{Вт/м} \cdot ^{\circ}\text{C}$], Q_{met} – удельное тепловыделение [Вт/м^2], $\rho_b c_b \omega_b$ – параметры

кровотока [Вт/м³·°C], T_b – температура артериальной крови [°C], h_a– коэффициент теплообмена [Вт/м²·°C], T_a – температура окружающей среды [°C], h_b–коэффициент, характеризующий уровень теплообмена между тканями БО и кровью [Вт/м³·°C], k_b – коэффициент пропорциональности для различных тканей в МЖ. Коэффициент h_b=2.6·10⁻³ [Вт/м³·°C] – для поверхностных тканей; h_b=7·10⁻³[Вт/м³·°C] – для глубоких слоёв; k_b=0.4 – поверхностных тканей; k_b=0.596 – для подповерхностных; k_b=0.697 – для глубоких тканей (Lin Q.-Y., 2007). Модель биологической ткани для тепловой задачи структурирована подобно электродинамической модели. Каждый слой биологической ткани характеризуется определёнными теплофизическими параметрами: тепловыделением, параметрами кровотока, теплопроводностью. В главе также представлено моделирование влияния биофизических характеристик опухоли и факторов внешней среды на распределение температур в тканях БО при наличии опухоли и без нее.

$$T(r) = (A \cdot e^{-Bz} + C) \cdot \left(e^{\frac{-r_1^2}{(k_d)^2}} + L \cdot e^{\frac{-r_2^2}{(k_d)^2}} \right) + F \quad (4)$$

$$r_1^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2 \quad (5)$$

$$r_2^2 = (x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z + z_0)^2 \quad (6)$$

x, y, z – текущие координаты; x₀, y₀, z₀ – координаты центра опухоли.

Таблица 1.

Коэффициенты аппроксимации поля температур						
Коэффициенты	A	B	C	F	L	K
Опухоль ø10 мм	3.85	0.042	0.46	0.1	0	1.65
Опухоль ø20 мм	17.7	0.147	1.7	0.3	-0.5	1.1

Полученные в ходе моделирования результаты расчёта поля температур БО при наличии опухоли аппроксимированы для дальнейших расчётов РЯ температуры простыми зависимостями (4-6) с коэффициентами, представленными в таблице 1. Исследовано влияние размера, теплопроводности, поверхностного слоя МЖ на распределение температур. Показано, что численное решение уравнения теплопроводности позволило оценить размеры тепловых аномалий БО в зависимости от размера опухоли, темпа роста, кровотока и других биофизических параметров. Отмечено совпадение данных расчёта (рис.3) и данных экспериментальных исследований (M. Gautherie, 1980). Таким

образом, было установлено, что представленная математическая тепловая модель позволяет дать более полную количественную оценку распределения температур в БО при наличии и без опухоли, учитывая вариативность теплофизических свойств биологических тканей и условий внешней среды.

В главе 4 на основе теоретических данных и разработанного программно-алгоритмического обеспечения выполнено моделирование и сравнение распространённых вариантов АА медицинского назначения на основе расчёта функциональных характеристик АА.

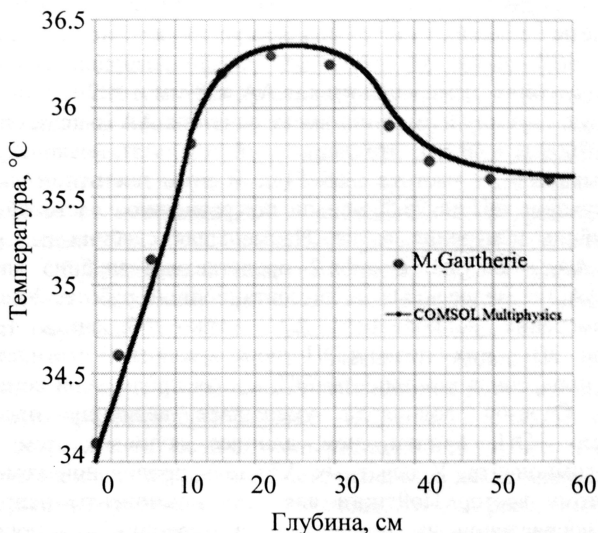


Рис.3. Экспериментальные данные и данные численного моделирования

На рис.4.4 диссертационной работы представлены АА, исследованные в диссертационной работе. Анализ этих данных позволяет выявить достоинства и недостатки проектируемой АА, выбрать оптимальные конструкторские решения в условиях конкретной медицинской задачи. Отмечено, что до настоящего времени анализ АА ограничивался графическим представлением РВФ антенны, но опираясь на эти данные, сложно сопоставлять различные АА. В связи с этим возникла необходимость создания инструмента сравнения различных АА на основе единой системы функциональных характеристик. Для сравнения АА в главе представлены основные характеристики АА: глубина измерения, размеры и форма области измерения, разрешающая способность, повышение РЯ температуры на проекции злокачественной опухоли, вклад слоя кожи в измеряемую РЯ температуру, повышение погонного затухания

в среде БО. Показано, что разрешающая способность АА медицинского назначения есть ширина РВФ антенны по уровню 0.4 на определённой глубине БО.

В соответствии с ранее введённым определением области измерения РЯ температуры, глубиной измерения называется размер указанной области по уровню 85% в направлении приёма излучения БО. Проведено математическое моделирование следующих типов АА: антенны на базе круглого и прямоугольного волноводов; различные печатные спиральные, круглые и прямоугольные АА; вибраторная АА. Также в главе рассмотрены особенности АА, применяемых в маммологии на примере АА $\varnothing 32$ мм. Расчёты показали, что глубина измерения помехозащищенной АА $\varnothing 38$ мм на 66% выше по сравнению с миниатюрной АА $\varnothing 8$ мм. Наибольшую глубину измерения имеют АА $\varnothing 38$ мм и $\varnothing 32$ мм – по 50 мм. Также высокую глубину измерения имеет печатная АА (patch), описанная S.Inducello в 2009 г. – 46 мм. Это ожидаемый результат, поскольку данная АА рассчитывалась на частоте 2.65 ГГц. В этом частотном диапазоне погонное затухание ЭП на 25 % меньше по сравнению с частотой 3.8 ГГц, поэтому глубина измерения выше. Наименьшая глубина измерения у спиральной АА – 26 мм. В табл.2 представлена глубина измерения различных АА, исследованных в диссертационной работе. Увеличение глубины измерения волноводных АА можно объяснить тем, что распределение ЭП у них близко к ЭП плоской волны. В частности у них преобладает поперечная компонента ЭП, а доля продольной компоненты не высока. Отрезок волновода уменьшает величину продольной составляющей ЭП, причем, чем длиннее волновод, тем меньше продольная компонента. У печатных АА доля продольной компоненты высока, поэтому вектор Пойтинга для этой компоненты направлен в поперечном направлении, что приводит к расширению ЭП в поперечном сечении и уменьшению глубины измерения. У печатных АА ширина ЭП в поперечном направлении превосходит глубину измерения, поэтому в печатных АА происходит расширение ЭП в поперечном сечении вместо увеличения глубины измерения. Отношение глубины измерения к размерам ЭП антенны в поперечном сечении характеризуется коэффициентом эллипсоидности. Результаты расчёта показали, что безусловным лидером по этому параметру является волноводная АА $\varnothing 38$ мм. Показано, что у печатной щелевой АА ширина ЭП вдоль оси X в 1.6 раза меньше ширины ЭП антенны вдоль оси Y. Это связано с тем, что щель излучателя располагается вдоль оси Y, поэтому область измерения температуры у щелевой АА имеет веерообразную форму. Использование щелевых излучателей в виде «бабочки» (рис.1) позволяет сделать области измерения вдоль оси X и Y близкими по величине.

Каждый слой БО вносит свой вклад в РЯ температуру в соответствии со своим весовым коэффициентом. Чем выше коэффициент,

характеризующий вклад кожи, тем меньше вклад более глубоких слоёв БО. Наименьший вклад кожи имеет волноводная АА $\varnothing 38$ мм – 26%, близка к ней двухдиапазонная АА $\varnothing 32$ мм – 29.5%. Следует отметить, что толщина кожи составляет всего 2 мм, а её вклад в РЯ температуру для многих АА достигает 40% и более. Это объясняется высокой электропроводностью кожи, в 6 раз превосходящей ткани МЖ. Поэтому у печатной АА $\varnothing 38$ мм, спиральной и рамочной АА, имеющей высокое значение напряженности ЭП в апертуре, вклад кожных слоёв в РЯ температуру очень велик (40-70%).

Важным показателем АА является разрешающая способность (табл.2). Разрешение определяется длиной волны, но проведённые расчёты показали, что не только длина волны влияет на разрешение АА, но и конструкция и размеры. Чем лучше разрешение АА, тем эффективнее АА выявляет тепловые аномалии небольших размеров. Наихудшее разрешение имеют АА печатного типа (patch S.ludicello, щелевая АА, $\varnothing 38$ мм круглая печатная АА (1.15 ГГц)), а также рамочная АА. Наилучшее разрешение обеспечивают волноводные АА с небольшой апертурой ($\varnothing < 30$ мм). В идеале желательно иметь АА с высоким разрешением и большой глубиной измерения. Обобщенным показателем эффективности АА для выявления температурных аномалий является повышение РЯ температуры на проекции опухоли. Результаты расчётов показали, что не существует одной АА, которая лучше других выявляет различные опухоли. При выявлении опухоли $\varnothing 10$ мм, расположенной на глубине 10 мм, наибольшую эффективность показала АА $\varnothing 8$ мм. Это можно объяснить её высоким разрешением. Если опухоль расположена глубже, то волноводная АА $\varnothing 38$ мм наиболее эффективна. Это относится как к большим $\varnothing 2$ см, так и к небольшим опухолям $\varnothing 1$ см. Отмечено, что АА patch S.ludicello имеет высокую глубину измерения и выявляет крупные, глубоко расположенные опухоли, но при $\varnothing 1$ см её эффективность значительно ниже. Это объясняется низкой разрешающей способностью АА вдоль оси X. Результаты расчёта 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. Проведённые расчёты показали, что миниатюрные АА, построенные на базе круглого волновода, заполненного диэлектриком с высоким значением диэлектрической проницаемости, имеют более высокую разрешающую способность и глубину измерения по сравнению с наиболее распространёнными печатными АА. За счёт этого они способны более эффективно выявлять температурные аномалии небольших размеров. Показано, что лучшее разрешение имеет миниатюрная АА $\varnothing 8$ мм, но её глубина измерения несколько ниже, поэтому она хорошо выявляет небольшие опухоли на небольшой глубине, а волноводные АА больших

диаметров (ø15 мм, ø22 мм, ø32 мм) лучше выявляют опухоли, расположенные в более глубоких слоях БО. Таким образом, установлено, что разработанные АА существенно превосходят по совокупности функциональных характеристик распространённые печатные АА.

В результате диссертационной работы разработаны следующие АА: и миниатюрные АА (ø8 мм, ø15 мм, ø22 мм - см. рис.п.59, рис.п.60) и двухдиапазонная АА (ø32 мм - рис.п.60). Отличительной особенностью АА ø32 мм является наличие инфракрасного датчика внутри круглого волновода, что позволяет одновременно измерять собственное излучение в микроволновом и инфракрасном диапазонах.

В главе 5 представлены теоретическое обоснование применения АА в различных областях медицины и медико-биологические исследования эффективности разработанных АА. Проведено моделирование собственного излучения ГМ человека в микроволновом диапазоне и расчёт функциональных характеристик двухдиапазонной АА ø32 мм при наличии ишемического инсульта по методологии, изложенной в главе 2. Показано, что данная АА позволяет выявлять тепловые аномалии ГМ на глубине до 25 мм, вклад температуры подчерепадных тканей составляет 60% измеряемой РЯ температуры. Таким образом, установлено, что данная АА обладает возможностями выявления заболеваний ГМ и контроля их лечения в условиях неэкранированных помещений. Отмечено, что к марту 2013 года в ГКБ №64 в отделении №35 для больных с ОНМК прошли обследование 40 пациентов. Всем 40 пациентам был поставлен диагноз ишемический инфаркт ГМ, подтверждённый данными компьютерной томографии. Измерения РЯ температуры ГМ человека проводились в 18-х точках головы с построением термокарт в процессе лечения и наблюдения за пациентами до и после краниocereбральной гипотермии (возраст 54-81 год). В контрольной группе термокартирование проводили у здоровых лиц (19 человек). У здоровых лиц в возрасте от 24 до 30 лет температура ГМ в среднем составила $36,7 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$. Температура ГМ при ишемическом инфаркте ГМ составляла в среднем $37,2 \pm 0,2^{\circ}\text{C}$. В области очага поражения и полутени температура достигала $39-42^{\circ}\text{C}$ в первые сутки от начала заболевания, с тенденцией к нормотермии в течение 4-5 суток. Диапазон колебаний температуры в поражённом полушарии достигал $7-9^{\circ}\text{C}$. Четырёх часовой сеанс краниocereбральной гипотермии приводил к снижению температуры обоих полушарий при ишемическом инсульте на $2-2,5^{\circ}\text{C}$, включая область первичного очага и полутени. Таким образом, было установлено, что разработанная АА ø32 мм позволяет осуществлять диагностику сосудистой патологии центральной нервной системы, осуществлять неинвазивный вне- и внутриоперационный контроль состояния ГМ, динамический мониторинг состояния ГМ в процессе хирургического и консервативного лечения, контроль эффективности проводимой терапии.

Таблица 2.

Расчёты функциональные характеристики антенн-аппликаторов

Характеристики для сравнения	Антенны- аппликаторы	ø8 мм	ø15 мм	ø22 мм	ø38 мм	ø32 мм	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Разрешение по оси X на глубине 10 мм, мм		14.1	15.6	16.1	17.9	19.45	22.1	26.3	16.5	16.4	17.85	16.21	17.45	17.5	37.45
Разрешение по оси X на глубине 20 мм, мм		24.6	24.2	23.5	25.4	25.8	35.9	30.7	24.0	25.9	26.8	26.6	26.8	26.81	41.14
Разрешение по оси Y на глубине 10 мм, мм		16.8	19.2	23.6	20.4	19.73	20.4	20	25.2	19.1	16.7	17.35	19.25	19.26	37.34
Разрешение по оси Y на глубине 20 мм, мм		28.7	27.9	30.4	24.1	24.11	30.5	31.2	31.9	27.3	26.3	26.74	29.5	29.46	41.44
Глубина измерения по уровню 85% , мм		30	40	42	50	50	32	46	38	36	36	38	38	40	26
Глубина измерения для плоской волны, мм		41.6	41.6	41.6	41.6	41.6	50.4	53.6	41.6	41.6	41.6	41.6	55.4	50.4	41.6
Ширина области измерения температуры вдоль оси X по уровню 85%, мм		43	48.9	56.7	41.0	42.83	48.1	52.2	57.0	44.8	45.6	47.4	65	47.47	52.16
Ширина области измерения температуры вдоль оси Y по уровню 85%, мм		32	44	40	36	44	60	68	36	48	48	52	48	52	48
Коэффициент эллипсоидности, $K_{\text{экс}}$		0.81	0.86	0.88	1.3	1.152	0.59	0.77	0.76	0.77	0.77	0.765	0.68	0.805	0.52
Коэффициент эллиптичности, $K_{\text{эл}}$		0.86	0.95	0.84	0.93	1.014	1.12	1.141	1.04	1.03	1.026	1.047	0.86	1.047	0.958
Объём области измерения РЯ температуры, V [см ³]		32.9	69.2	76.8	73.8	83.51	62.8	95.7	58.7	55.5	52.3	58.73	82.3	60.45	40
Повышение погонного затухания в среде, $\Delta L_{\text{ср}}$ [дБ]		0.8	0.72	0.63	0.44	0.8	0.9	0.65	0.7	0.7	0.84	0.78	0.93	0.75	1.1
Вклад температуры кожи в РЯ температуру, C_1 %		57	39.4	40	26	29.5	57.5	50.4	42.8	48.7	42.5	42.8	44	51.7	68.6
Повышение РЯ температуры T10,10 [°C]		1.14	1.03	0.86	0.9	0.9	0.79	0.44	0.887	1.0	1.05	1.10	0.83	0.9	0.62
Повышение РЯ температуры T10,16 [°C]		0.35	0.42	0.38	0.49	0.46	0.26	0.21	0.34	0.37	0.4	0.36	0.28	0.33	0.20
Повышение РЯ температуры T20,20 [°C]		1.03	1.15	1.06	1.3	1.24	1.13	0.67	1.00	1.05	1.11	1.05	0.85	1.00	0.67

1 – рамочная антенна; 2 – прямоугольная (patch) антенна S. Iudicello; 3 – печатная щелевая антенна; 4 – прямоугольный волновод 12 мм x 10 мм; 5 – прямоугольный волновод X-поляризация; 6 – прямоугольный волновод Z-поляризация; 7 – печатная антенна ø38 мм H=1 мм; 8 – печатная линейная спиральная антенна.

В главе также проведено теоретическое обоснование применения АА для выявления тепловых аномалий в трёх группах биологических тканей с различными электрофизическими свойствами: с преобладанием жирового, железистого, фиброзного компонентов по методологии, представленной в главе 2. Теоретические исследования проведены на основе экспериментальных данных (М. Lazebnik, 2007), полученных на большом количестве пациентов, которым проводилась операция по уменьшению МЖ.

По этим данным половина женщин имеет электрофизические параметры МЖ, совпадающие с параметрами злокачественной опухоли. В связи с этим большой интерес представляет оценка эффективности МР в трёх представленных группах тканей МЖ.

Для этого было выполнено математическое моделирование с использованием следующих АА: антенна $\varnothing 15$ мм, щелевая АА, двухдиапазонная АА $\varnothing 32$ мм и АА $\varnothing 38$ мм. Проведённое математическое моделирование показало, что МР позволяет выявлять тепловые аномалии во всех трёх группах тканей МЖ.

Миниатюрная АА $\varnothing 8$ мм внедрена в медицинскую практику НИИ экспериментальной диагностики и терапии опухолей РОНЦ им. Н.Н. Блохина. Используется в экспериментальных исследованиях опухолевых процессов лабораторных животных в режиме динамического мониторинга. Динамический мониторинг глубинных температур позволяет получить информацию о функциональном состоянии конкретной опухоли, и на основе анализа результатов этих измерений даёт возможность исследования закономерностей развития злокачественных опухолей и назначения эффективной терапевтической коррекции.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ

1. На основании анализа современного состояния проблемы показана актуальность и практическая значимость разработки гаммы АА различных размеров для медицинского радиотермометра.
2. Создана математическая модель собственного излучения БО, основанная на численном решении уравнений Максвелла для многослойной среды с потерями и уравнения тепломассопереноса с учётом кровотока, биофизических параметров исследуемого органа и конструкции АА.
3. Для расширения области применения МР разработана гамма АА различных диаметров: $\varnothing 32$ мм, $\varnothing 22$ мм, $\varnothing 15$ мм и $\varnothing 8$ мм.
4. Разработано программно-алгоритмическое обеспечение, позволяющее рассчитывать и визуализировать функциональные характеристики АА.
5. На основе разработанного программно-алгоритмического обеспечения выполнено сравнение различных АА, применяемых в МР и разработанных в диссертационной работе, и установлено, что по совокупности

функциональных характеристик разработанные АА превосходят АА, представленные в обзоре.

6. Проанализированы закономерности ЭП различных АА и установлено, что ЭП антенны представляет собой расширяющийся луч, интенсивность которого убывает с глубиной в 2 раза быстрее плоской волны, имеет продольные компоненты ЭП, доля которых в апертуре для некоторых АА может достигать 40% и более, что ухудшает разрешающую способность и глубину измерения.

7. Проведено математическое моделирование тепловых процессов в БО при наличии злокачественной опухоли и без неё на основе решения уравнения тепломассопереноса с учётом кровотока и биофизических параметров исследуемого органа, и установлено, что представленная математическая модель даёт более полную количественную оценку распределения температуры в тканях МЖ.

8. Выполнен расчёт РЯ температуры на проекции злокачественной опухоли, на основе упрощенного алгоритма, основанного на методе малых возмущений, позволяющем в несколько раз снизить время, необходимое для расчёта РЯ температуры при различных глубинах залегания и размерах опухоли.

9. Выполнено математическое моделирование собственного излучения ГМ, с учётом двухдиапазонной АА $\varnothing 32$ мм и установлено, что вклад подчерепных тканей в измеряемую РЯ температуру составляет $\approx 60\%$, таким образом, возможно неинвазивно выявлять тепловые аномалии ГМ.

10. Проведены исследования функциональных характеристик АА $\varnothing 32$ мм при работе с биологическими тканями с различными электрофизическими свойствами и установлено, что МР позволяет выявлять тепловые аномалии не только в случае преобладания в тканях жирового слоя, но в МЖ с преобладанием железистого и фиброзного слоёв.

11. С помощью экспериментальных исследований ГМ с помощью АА $\varnothing 32$ мм показана возможность выявления ОНМК по ишемическому типу, оценки степени поражения ГМ и контроля состояния ГМ, назначения эффективной терапии ОНМК.

12. Миниатюрная АА $\varnothing 8$ мм внедрена в медицинскую практику экспериментальной онкологии для измерения РЯ температуры лабораторных животных в режиме динамического мониторинга.

13. Установлено, что АА $\varnothing 8$ мм позволяет оценивать функциональное состояние конкретной опухоли, даёт возможность исследования закономерностей развития опухоли и её реакции на терапевтическую коррекцию посредством анализа флуктуаций РЯ температуры опухоли.

14. Разработанные АА позволяют расширить область применения МР и используются в медицинской практике экспериментальной онкологии, в диагностике заболеваний ГМ, МЖ, сонных артерий и прогноза риска развития инсульта.

ОСНОВНЫЕ РАБОТЫ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. В.9. С.33-43.
2. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения // Биомедицинская Радиоэлектроника. 2011. В.10. С. 51-55.
3. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Сравнение антенн-аппликаторов медицинского назначения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2012. В.10. С.63-74.
4. Веснин С.Г., Седанкин М.К.. Разработка серии антенн-аппликаторов для неинвазивного измерения температуры тканей организма человека при различных патологиях // Вестник МГТУ им. Н.Э.Баумана. Естественные науки. 2012. Спецвыпуск 6. С.43-61.
5. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // «МЕДТЕХ – 2010»: Сб.трудов XII НТК. г. Ларнака (Кипр), 25 сентября - 2 октября 2010 г. М., 2010. С.35-38.
6. Vesnin S.G., Sedankin M.K. Numerical simulation of breast cancer. // 6th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering: Proceedings of the conference. Moscow, 2010. P.37-40.
7. Vesnin S.G., Sedankin M.K. Mathematical simulation heat transfer processes in breast cancer. // 7th Russian-Bavarian Conference on Bio-Medical Engineering: Proceedings of the conference. Erlangen, 2011. P.37-40.
8. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование теплообменных процессов в молочной железе при наличии злокачественной опухоли // «МЕДТЕХ – 2011»: Сб.трудов XIII НТК. о. Майорка (Испания), 25 сентября - 2 октября 2011г. М., 2011.С.36-47.
9. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения // Медицинская физика и инновации в медицине. V Троицкая конференция (ТКМФ-5): Сб. материалов. Троицк. 2012.Том 1.С.144-145.
10. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Математическое моделирование теплообменных процессов в молочной железе при наличии злокачественной опухоли // Медицинская физика и инновации в медицине. V Троицкая конференция (ТКМФ-5): Сб. материалов. Троицк. 2012. Том 2. С.169-170.
11. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Сравнение антенн-аппликаторов медицинского назначения // IV съезд биофизиков России: Материалы докладов. Н. Новгород, 2012.С.24.
12. Термокартирование головного мозга при ишемическом инсульте /Д.В. Чебоксаров [и др.] // Материалы XIV сессии МНОАР. г. Голицыно, 29 марта 2013 г. М., 2013.С.45.