

УДК 616-07

## **Задачи совершенствования медицинских антенн для микроволновой радиотермометрии биологических объектов (обзор)<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Леушин В. Ю., <sup>1</sup> Агасиева С. В., <sup>1,2</sup> Веснин С. Г., <sup>1,3,4</sup> Седанкин М. К.,  
<sup>1,5</sup> Порохов И. О., <sup>1,6</sup> Ветрова Н. А., <sup>6</sup> Горлачева Е. Н., <sup>1</sup> Сидорова М. И.

<sup>1</sup> ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов»  
ул. Миклухо-Маклая, д. 6, Москва, 117198, Российская Федерация  
Ra3bu@yandex.ru

<sup>2</sup> ООО «РТМ Диагностика»  
ул. Б. Почтовая, д. 55/59, стр. 1 оф. 514, Москва, 105082, Российская Федерация

<sup>3</sup> ФГБУ ГНЦ ФМБЦ им. А. И. Бурназяна  
ул. Маршала Новикова, д. 23, Москва, 123098, Российская Федерация

<sup>4</sup> РТУ МИРЭА  
просп. Вернадского, д. 78, Москва, 119571, Российская Федерация

<sup>5</sup> АО «ЦНИРТИ им. академика А. И. Берга»  
ул. Новая Басманная, д. 20, стр. 9, Москва, 107078, Российская Федерация

<sup>6</sup> ФГБОУ ВО МГТУ им. Н. Э. Баумана  
2-я Бауманская ул., д. 5, Москва, 105005, Российская Федерация

Получено: 27 мая 2022 г.

Отрецензировано: 5 июня 2022 г.

Принято к публикации: 5 июня 2022 г.

**Аннотация:** Приведен обзор состояния разработок различных типов антенн, применяемых в медицинских СВЧ радиотермографах. Сформулированы проблемы современной микроволновой радиотермометрии, связанные с разработкой новых антенн. Сформулированы задачи дальнейших исследований, направленных на создание новых конструкций конформных антенн и антенных решеток, направленных на улучшение характеристик и расширение функциональных возможностей и медицинских радиотермографов.

**Ключевые слова:** микроволновая радиотермометрия, радиояркостная температура, антенна-аппликатор.

---

<sup>1</sup> Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-19-00113, <https://rscf.ru/project/22-19-00113/>

*Для цитирования (ГОСТ 7.0.5—2008):* Задачи совершенствования медицинских антенн для микроволновой радиотермометрии биологических объектов / В. Ю. Леушин и др. // Инфокоммуникационные и радиоэлектронные технологии. 2022. Т. 5, № 4. С. 484—514.

*Для цитирования (ГОСТ 7.0.100—2018):* Задачи совершенствования медицинских антенн для микроволновой радиотермометрии биологических объектов / В. Ю. Леушин, С. В. Агасиева, С. Г. Веснин и др. // Инфокоммуникационные и радиоэлектронные технологии. — 2022. — Т. 5, № 4. — С. 484—514.

## 1. Введение

Использование метода микроволновой радиотермометрии (МР) позволяет неинвазивно получать информацию о температуре внутренних тканей биологического объекта (БО) на основе измерения интенсивности их собственного теплового излучения в микроволновом диапазоне. В качестве датчиков микроволнового излучения используются антенны-аппликаторы, располагаемые непосредственно на поверхности БО и подключаемые к входу высокочувствительного радиометрического приемника. Использование многоканальных антенных решеток, работающих в нескольких диапазонах частот, позволяет проводить динамические исследования глубинных температур БО с реконструкцией трехмерных распределений температуры. Целью настоящей работы является проведение анализа современного состояния разработок антенн для микроволновых радиометрических приборов и формулирование задач дальнейших исследований, направленных на создание новых конструкций конформных антенн и антенных решеток, обеспечивающих улучшение характеристик и расширение функциональных возможностей медицинских радиотермографов.

## 2. Обзор современного состояния разработок медицинских антенн для применения в микроволновой радиотермометрии

Принцип действия микроволновых радиотермографов основан на регистрации микроволнового излучения биологических объектов. Посредством измерения интенсивности электромагнитного излучения организма в радиочастотном диапазоне можно определить его внутреннюю температуру. Этот метод называется микроволновой радиотермометрией. Прием микроволнового излучения в медицинских диагностических приборах — радиотермографах обеспечивается специальными датчиками, располагаемыми на поверхности биологического объекта — так называемыми антеннами-аппликаторами. Антенна-аппликатор является ключевым элементом радиотермографа, значимо определяющим его диагностические возмож-

ности. Конструкция антенны-аппликатора должна учитывать особенности исследуемого органа. Ввиду существенного различия органов и тканей по биофизическим свойствам, а также высокой вариативности анатомических особенностей у разных пациентов, невозможно осуществлять диагностику разных заболеваний одной универсальной антенной. Для каждого органа необходима определенная конструкция антенны. Антенна должна без отражений принимать шумовой сигнал, поступающий из биологического объекта, но не принимать излучения внешнее излучение [1]. Известно несколько типов антенн-аппликаторов, применяющихся в медицине, а именно: печатные [2—5, 11], волноводные [6—10], вибраторные или рамочные [11, 12], а также внутриволноводные антенны различных типов [13].

Волноводные антенны для микроволновой радиотермометрии представляют собой отрезок волновода, заполненного диэлектриком и открытого с одной стороны. Наибольшее распространение получили антенны, построенные на основе круглого волновода [6—9], т. к. углы прямоугольного волновода могут травмировать пациента. Многие специалисты использовали и прямоугольные волноводы, представленные в работах [14—18]. Волноводная антенна соединена со входным каскадом радиотермометра с помощью коаксиального кабеля, поэтому на выходе антенны установлен коаксиальный разъем. На ранних этапах развития микроволновой радиотермометрии для приема собственного излучения биологического объекта использовались антенны, построенные на основе прямоугольного волновода. Открытый конец волновода контактирует с биологическим объектом, противоположный конец короткозамкнутый. Для обеспечения согласования с биологическим объектом волноводы заполняют диэлектриком с высоким значением диэлектрической проницаемости ( $\epsilon = 10—25$ ). Возбуждение волновода, как правило, осуществляется с помощью металлического штыря, который устанавливается внутри волновода вдоль силовых линий электрического поля. Штырь является продолжением внутреннего проводника коаксиального кабеля, экран коаксиального кабеля запаивается на металлическую поверхность волновода. При уменьшении высоты волновода происходит расширение поля антенны в  $E$ -плоскости, что не всегда желательно.

Возбуждение волновода круглого сечения можно проводить самыми различными способами, но наибольшее распространение получили щелевые излучатели в форме «бабочки». Для уменьшения размеров можно увеличивать диэлектрическую проницаемость. В частности, в [7] представлена антенна для работы в десятисантиметровом диапазоне, имеющая диаметр 8 мм и длину волновода 3.7 мм. Волновод заполнен диэлектриком с диэлектрической проницаемостью  $\epsilon = 80$ . При такой малой высоте волно-

водная антенна становится похожей на печатную антенну. Для повышения помехозащищенности волноводную антенну помещают в дополнительный экран [19]. Для снижения влияния температуры антенны на температуру кожи в некоторых случаях антенну нагревают. Следует отметить, что, антенны, работающие в серийных приборах, представляют собой достаточно сложные устройства, в ряде случаев в их состав включают ИК-измеритель температуры кожи, т. к. для диагностики необходимо знать не только внутреннюю температуру, но и температуру кожных покровов. Волноводные антенны имеют приемлемое согласование в широкой полосе частот, малые потери и высокую глубину измерения. Недостатками антенн на базе волноводов является их значительный вес, высокая теплоемкость, низкая помехозащищенность, прямые углы рабочей поверхности антенны, вызывающие болезненные ощущения у пациента, а также высокая стоимость и, как правило, большие продольные размеры. В работе [62] приведены расчеты оптимальных параметров волноводной антенны-аппликатора (формы и размеров волновода, типа используемого диэлектрика), предназначенной для измерения глубинной температуры в диапазоне 32—38 °С

В [65] представлена конструкция волноводной антенны, которая позволяет увеличить эффективную глубину измерения радиояркой температуры и улучшить пространственное разрешение за счет фокусировки излучения, принимаемого от участка БО, расположенного на заданном расстоянии от центра излучателя. Антенна-аппликатор содержит закрытый с одного конца отрезок волновода, частично или полностью заполненный диэлектриком. На противоположном открытом конце волновода расположена диэлектрическая пластина, предназначенная для контакта с БО. Устройство возбуждения электромагнитных волн выполнено в виде металлического проводника и делителя мощности.

В работе [66] рассмотрены вопросы повышения разрешающей способности радиотермографов. Описывается антенна, в открытый конец волновода которой установлена фокусирующая диэлектрическая линза, соприкасающаяся с БО. Часть цилиндрического волновода заполнена диэлектриком с диэлектрической проницаемостью, сравнимой с диэлектрической проницаемостью исследуемого участка тела. Диэлектрическая линза обеспечивает фокусировку электрического поля антенны на заданном расстоянии от поверхности. Там же представлена антенна, реализованная в виде фазированной антенной решетки (ФАР), где принимающие элементы расположены в виде квадрата  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$  или  $5 \times 5$ . Сигнал от элементов ФАР поступает в систему суммирования, выполненную в виде симметричной микрополосковой конструкции. Суммирование сигналов производится с учетом фазовой задержки, необходимой для фокусировки луча.

Вопросы фокусировки антенн для микроволновой радиотермометрии были подробно рассмотрены в [69], где приводится сравнительный анализ малогабаритных антенн. Показано, что при использовании фокусировки наблюдаемый контраст радиоярких температур может увеличиваться в несколько раз при исследовании участков, расположенных на большой глубине.

Вибраторные или рамочные антенны широко использовались на ранних этапах развития микроволновой радиотермометрии [11, 12, 20]. Обычно вибраторные антенны изготавливались из тонкой пружинной проволоки, но возможна реализация вибраторной антенны в печатном исполнении [21]. Обычно электрическая длина рамки по периметру составляет  $360^\circ$ . Возбуждают рамку с помощью коаксиально кабеля. Для уменьшения вытекания тока на экран коаксиального кабеля используют запирающий стакан длиной в четверть длины волны в свободном пространстве. Эти антенны имеют хорошее согласование в широком диапазоне частот, компактны, имеют хороший контакт с телом, простую конструкцию и низкую стоимость. Кроме этого, такие антенны практически не оказывают влияния на температуру кожи. [22]. Основной недостаток вибраторных антенн, препятствующий их широкому использованию — низкая помехозащищенность, т. к. они не имеют экрана, и помехи наводятся непосредственно на незащищенный излучатель и поступают в приемный СВЧ-тракт радиометрического приемника. По сравнению с волноводными антеннами, рамочные и вибраторные антенны имеют меньшую глубину измерения и более высокие электрические потери. В [21] предложено для мониторинга температуры в процессе гипертермии использовать замкнутые щелевые антенны, которые можно отнести к печатным антеннам, описанным далее. Прямоугольная антенна предназначена для работы в диапазоне 1.5—2 ГГц, круглая — на частоте 900 МГц. Они напечатаны на диэлектрической подложке из материала *Rogers 4003* ( $\epsilon = 3.55$ ,  $\text{tg}\delta = 0.027$ ) толщиной 1,524 мм.

В [67] приводятся результаты исследования вибраторной антенны-аппликатора радиометра, предназначенного для мониторинга функциональных изменений головного мозга в диапазоне частот 650—850 МГц. Рассматриваемая антенна была оптимизирована по принципу получения максимальной напряженности электрического поля на глубине 50 мм. Рассматриваемая антенна по результатам расчета имеет коэффициент отражения в рабочей полосе частот не выше  $-15$  дБ.

В отличие от волноводных антенн, у которых между излучателем и апертурой антенны расположен отрезок волновода, у печатных антенн из-

лучатель напечатан непосредственно на диэлектрическом основании. Толщина основания обычно не превышает 2 мм. Поэтому печатные антенны легче волноводных, дешевле, имеют небольшую высоту и оказывают меньшее влияние на температуру кожи. В последние годы эти антенны получили широкое распространение [23—44]. Во многих случаях печатные антенны используются совместно с болюсом, который представляет собой тонкий слой диэлектрика, размещаемого между антенной и БО. Болюс позволяет согласовать антенну и увеличить расстояние между излучателем и БО, минимизируя влияние на антенну реактивных электрических полей. Это позволяет увеличить глубину измерения. Размеры болюса, как правило, немного больше или равны размеру апертуры антенны. Можно выделить следующие классы печатных антенн: печатные антенны со спиральным излучателем [31—40]; печатные антенны с эллиптическим излучателем [23]; печатные антенны с прямоугольным излучателем (*patch*-антенны) [24—31]; печатные антенны с щелевым излучателем [41—44, 45, 63]; дипольные или вибраторные печатные антенны [21, 44].

В работе [63] приводятся радиофизические параметры вибраторных антенн-аппликаторов для физических и медико-биологических исследований. Представлены петлевые микрополосковые СВЧ-антенны, способные работать в диапазоне частот от 400 МГц до 1 ГГц с шириной рабочей полосы до 50 МГц. Число петель в такой антенне-аппликаторе может варьироваться, в частности, представлены варианты ее исполнения в виде двух- и трехпетлевой антенн, которые имеют разную чувствительность к поляризации внешних радиоволн.

В работе [64] приведены результаты моделирования двух вариантов печатного широкополосного СВЧ-аппликатора, который может быть применен для диагностики бронхиальной астмы. Представленный аппликатор реализован с применением СВЧ-ламината Флан-10 толщиной 1 мм ( $\epsilon = 10$ ) и способен работать в диапазоне частот 1100—1500 МГц. В работе [68] представлены результаты моделирования спиральной печатной антенны с рабочим диапазоном частот 3—5 ГГц. Предлагаемая конструкция может использоваться при создании прибора для измерения собственного электромагнитного излучения головного мозга. Ширина витков и зазоров спирали равна 0.45 мм, минимальный радиус — 1 мм, максимальный радиус — 5.98 мм. Для расширения полосы рабочих частот при наличии плоского экрана высота подвеса спирали выбрана достаточно большой; это было реализовано с помощью пятислойной подложки. Антенна имеет дополнительный цилиндрический металлический экран и подключается к приемнику с помощью *SMA*-разъема. В качестве диэлектрической подложки был выбран материал *Arlon AD1000* ( $\epsilon = 10.2$ ;  $\text{tg } \delta = 0.0023$ ). Толщина каждого

слоя составляет 0.635 мм. Для уменьшения зависимости характеристик антенны от электрических параметров верхних слоев головы в конструкцию антенны добавлен дополнительный слой диэлектрического материала между плоскостью спирали и поверхностью антенны. По результатам моделирования уровень отраженного сигнала в рабочей полосе частот антенны составляет менее  $-10$  дБ.

В работе [70] представлена печатная спиральная широкополосная антенна для измерения внутренней температуры тела человека. Разработанная антенна выполнена с использованием двух слоев подложки *Rogers RO4003C* ( $\epsilon_r = 3.55$ ,  $\tan \delta = 0.0027$ ) толщиной 0.813 мм с использованием лазерного структурирования. Слои соединены вместе с помощью тонкого слоя поливинилацетатного клея (толщина 50 мкм,  $\epsilon_r = 3.3$ ) без использования промежуточного медного слоя. Витки спирали имеют толщину 0.675 мм при расстоянии между витками в 1.5 мм; внутренний радиус спирали принят равным 1.93 мм для соответствия частотам около 8 ГГц; внешний радиус равен 17.17 мм и соответствует частотам около 0.9 ГГц. Металлические витки антенны защищены тонким слоем пластика ( $h = 0.1$  мм). По результатам моделирования разработанная антенна имеет коэффициент отражения  $S_{11}$  менее  $-15$  дБ в диапазоне частот 1—4 ГГц.

В работе [71] предложена печатная антенна с излучателем в форме логарифмической спирали для пассивного измерения температуры при диагностике пузырно-мочеточникового рефлюкса (ПМР). Антенна работает на частоте 1.375 ГГц с шириной частотной полосы в 550 МГц и имеет погрешность измерений температуры, равную  $0.03$  °С. Антенна имеет диаметр 80 мм и выполнена на подложке *Rogers RO4350B* толщиной 1.524 мм; для защиты от электромагнитных помех антенна помещена в алюминиевый цилиндр. Для уменьшения отражения на границе антенна — биообъект были добавлены тонкие диэлектрические диски толщиной 1 мм с различным коэффициентом пропускания ( $5 \leq \epsilon_r \leq 30$ ). В работе [72] проведено моделирование метода диагностики ПМР, состоящего в неинвазивном нагревании мочи внутри мочевого пузыря с помощью микроволновой антенны и одновременного измерения скорости нагрева. В качестве антенны для нагревания была использована печатная антенна с излучателем в виде двух прямоугольных концентрических областей (DCC). Антенна изготовлена на подложке из материала *RO4035B* толщиной 1.524 мм и диэлектрической проницаемостью  $\epsilon = 3.56$ . Передняя часть антенны состоит из листа медной фольги с квадратным участком со стороной 25 мм в центре, окруженным заземляющей плоскостью через зазор в 2.5 мм. Задняя сторона антенны состоит из микрополосковых питающих линий, подключенных к середине каждой стороны квадратной пластины. Эта конструк-

ция также включает фазовую задержку в  $180^\circ$  на смежных сторонах квадрата, что позволяет повысить проникающую способность по сравнению с другими антеннами *DCC* за счет суммирования фаз электрических полей по центру с противоположных сторон квадрата. Для радиометрии была использована планарная эллиптическая антенна, работающая в полосе частот 3.25—3.75 ГГц. Радиометрическая антенна включает в себя микрополосковую питающую линию, эллиптическую пластину на задней стороне и больший по размеру эллиптический излучатель на передней стороне.

В [73] авторами разработано портативное устройство неинвазивного измерения внутренней температуры тела для применения в различных областях медицины. Устройство состоит из широкополосной микроволновой антенны, многочастотного микроволнового радиометра и блока цифровой обработки. Разработка позволяет проводить *2D*- и *3D*-визуализацию распределения температуры благодаря последовательному измерению температур на разной глубине с использованием разных частотных диапазонов в пределах от 1 до 4 ГГц. Разработанная антенна состоит из медной заземляющей пластины размером 40 мм × 20 мм и толщиной 0.5 мм. Перпендикулярно плоскости заземления без контакта с ней расположен цилиндрический медный подводный кабель радиусом 0.5 мм и высотой 10 мм. В качестве излучателя выбраны две одинаковые треугольные пластины с основанием в 10 мм и высотой в 20 мм, расположенные на верхней части кабеля в форме «бабочки». Наиболее многообещающей оказалась структура, в которой диэлектрическая подложка погружена в жидкость (1,2-пропандиол 68 %, деионизированная вода 34.4 %, *NaCl* 0.79 %), соответствующую диэлектрическим свойствам человеческого тела для наилучшего соответствия импеданса ( $\epsilon = 41.5$ ). Такая структура также включает в себя 16 металлических стержней радиусом 0.25 мм, по 8 с каждой стороны, расположенных симметрично для увеличения общей проводимости и улучшения согласования импеданса антенны. Размеры антенны позволяют использовать ее в составе переносного измерительного устройства.

В [74] выполнено моделирование двухэлементной печатной гибкой антенны для диагностики рака груди с питанием через компланарный волновод (*co-planar waveguide*, *CPW*) с помощью программ численного моделирования. Элементарная часть антенны представляет собой тонкий прямоугольный слой, напечатанный на подложке из полиимида *Kapton* толщиной 0.125 мм. Для сохранения гибкости антенны прямоугольный излучатель с двумя симметричными отверстиями питается через компланарный волновод, обеспечивающий характеристический импеданс в 100 Ом. Т-образный переход используется для передачи мощности элементам антенной решетки, кроме того, линия питания *CPW* с характеристическим



сопротивлением 50 Ом также используется для возбуждения глобальной антенной решетки. Кроме того, в канал *CPW* добавляется настроечный шлейф с оптимизированными размерами и положением для улучшения характеристик антенной решетки. Предлагаемая антенная решетка имеет общий размер около 5,3 см × 5 см, имеет коэффициент усиления 6 дБ и широкую полосу пропускания ( $3.0 \pm 0.48$  ГГц); такие характеристики свидетельствуют о высокой чувствительности радиометра при очень малых плотностях мощности собственного излучения патологической ткани молочных желез.

В работе [75] для обнаружения локальных изменений температуры и проводимости в экспериментах с фантомом мозга использовался прототип системы радиометрии ближнего поля. Разработанный радиометр выполнен с использованием переключателя Дикке и представляет собой чувствительный приемник полной мощности, работающий на частоте ( $1,5 \pm 0,05$ ) ГГц. Приемник имеет четыре входа, по одному на каждую используемую антенну. Радиометрическая система ближнего поля основана на 4-элементной решетке планарных эллиптических антенн (5 см × 4 см). Коэффициент отражения выбранных антенн составляет  $-20$  дБ в диапазоне 1,45—1,55 ГГц при излучении в биологическую ткань. Результаты анализа распределения электрического поля внутри модели головы показывают, что антенны способны эффективно сканировать области мозга на глубине до 3 см.

В статье [76] описывается использование метода конечных разностей во временной области для разработки и моделирования симметричной дипольной антенны с треугольными плечами и спиральной антенны, помещенных в цилиндрический корпус, для использования в микроволновой радиометрии. Новые сенсоры были протестированы и проверены на различных фантомах и биологических тканях. Результаты предполагают достаточные характеристики широкополосных антенн для потенциального использования в функциональной диагностике головного мозга. Для выбора оптимальной конструкции антенн, отвечающей необходимым требованиям для их применения в радиометрии, были смоделированы колебательные и спиральные антенны ближнего поля. Каждая антенна размещена в изоляционном корпусе с толщиной стенки 2 мм. Подложка представляет собой печатную антенну из фторопласта диаметром 26 мм. Заглушки корпусов также изготавливаются из фторопласта и имеют толщину 2 мм. Для анализа вибраторной антенны был выбран симметричный диполь с треугольными плечами. Размер проекции токоведущих элементов антенного модуля на поверхность биологической ткани составляет  $20 \times 10$  мм. В качестве модели спиральной антенны была выбрана двойная спираль с шириной витков в 1.4 мм и зазором между соседними витками в 1 мм. Ис-

следование антенн проводилось в диапазоне частот 3.2—4.4 ГГц. Анализ результатов расчетов антенн показал, что рассмотренные широкополосные антенны-аппликаторы имеют хорошие электрические характеристики и перспективны для использования в радиотермографии для измерения глубинной радиояркостной температуры человеческого организма, в том числе при диагностике функционального состояния головного мозга.

В статье [77] представлена печатная эллиптическая одноплоскостная антенна, которая работает в диапазоне 1,53—3,33 ГГц при размещении напротив фантома молочной железы. Антенна используется как излучающий элемент в круговом массиве вокруг полусферического фантома. Представлены смоделированные и измеренные данные из предложенного массива, которые показывают удовлетворительное согласие и производительность системы. Антенна представляет собой прямоугольную одноплоскостную антенну размером 40 мм × 50 мм и содержит эллиптическую площадку с большой осью 26 мм и малой осью 13 мм. Линия передачи плавно расширяется. Плоскость заземления окружает эллиптический монополь, образуя «окно», предназначенное для расширения рабочей полосы пропускания до более низких частот за счет увеличения пути, пройденного токами земли (поскольку излучаются как элементарные токи, так и токи земли). Подложка имеет диэлектрическую проницаемость  $\epsilon_r = 10,2$  и тангенс угла потерь  $\text{tg}\delta = 0,003$  (материал *Rogers RO3210*), а ее толщина составляет 1,27 мм. Антенная решетка состоит из шести элементов, расположенных перпендикулярно поверхности фантома и параллельно его окружности. Угловое расстояние между соседними элементами составляет  $60^\circ$ . Антенна была разработана с помощью программы численного моделирования. Импеданс порта был принят  $Z_{port} = 50$  Ом. Коэффициент отражения антенны также измерялся при условиях свободного пространства (*FS*) с использованием векторного анализатора цепей (*VNA*), но без использования симметрирующего трансформатора. Результаты моделирования показывают полосу пропускания шириной 1,3 ГГц (1,8—3,1 ГГц) при уровне отражения  $-10$  дБ, и, следовательно, относительной пропускной способности в 53 %. Согласно результатам измерений рабочая полоса пропускания антенны расширяется от 1,50 ГГц до 3,05 ГГц при уровне отражения  $-6$  дБ.

В работах [78, 79] представлено исследование в области радиометрии ближнего поля для измерения внутренней температуры человеческого тела. Разработанный радиометр имеет архитектуру Дикке и работает в полосе частот 1,4 ГГц при сантиметровой глубине проникновения в ткани с минимальными радиочастотными помехами. Показано, что откалиброванный радиометр отслеживает температуру слоя фантомной мышечной ткани под фантомным жиром и слоями кожи с точностью до долей градуса; также по-

казано, что помехи можно уменьшить за счет использования второго зонда и адаптивной обработки [78]. Зонд имеет прямоугольную форму и размеры 4 см × 4 см; для получения более компактного переносного зонда площадь заземляющего слоя может быть уменьшена в 4 раза (2 см × 2 см) при всего лишь небольшом увеличении расчетного уровня радиопомех [78]; печатная антенна, используемая в радиометре, имеет диаметр 1.55 см и подключена к заземляющей пластине. Подложка и согласующий слой выполнены из материала *Rogers 6010* ( $\epsilon_r = 10,2$ ) и имеют толщину 1,27 мм каждый [78, 79].

В рамках разработки нового метода диагностики ПМР [80] было получено устройство для неинвазивного измерения температуры тела, представляющее собой заполненный водой шар, помещаемый внутрь ротовой полости, и радиометр для определения его температуры. Радиометр работает в полосе частот с центром в 3.5 ГГц и измеряет температуру с точностью до 0.03 °C при длительности процедуры измерения 2 секунды. Было протестировано три сценария, включая измерение через водный боллус. Во всех случаях результаты показали хорошее согласие ( $R \sim 0.93$ ) с истинными значениями температуры, полученными с помощью фиброволоконного датчика. Разработанная антенна имеет защиту от электромагнитных помех. Печатная антенна с эллиптической апертурой выполнена на подложке из материала *Rogers RO4350B* толщиной 1.524 мм и запитывается с помощью коаксиального кабеля типа *Radiall R286301072*. Антенна имеет размеры 4 × 4 см с защитным экраном кубической формы глубиной 3.2 см, заполненным воздухом, со стенками, выполненными из меди толщиной 0.7 мм.

В [81] для неинвазивного долговременного мониторинга метаболической активности бурой жировой ткани была разработана печатная логарифмическая спиральная антенна, работающая в диапазоне частот 2.5—3 ГГц. Антенна питается от коаксиального кабеля и экранирована слоем меди. В процессе моделирования были получены оптимальные значения диаметра антенны ( $d = 2.5$  см), числа витков ( $N = 2$ ), диэлектрической проницаемости ( $\epsilon_r = 12.85$ ) и толщины подложки ( $\delta = 3.18$  мм), а также диэлектрической проницаемости ( $\epsilon_r = 30$ ) и толщины ( $\delta = 1$  мм) согласующего слоя. Разработанная антенна позволяет регистрировать изменения температуры менее чем на 0.5 °C для малых объемов (2—6 мл) бурой жировой ткани, находящейся на глубине 4.5—20 мм в надключичной области. Антенна может использоваться и при долговременном мониторинге, что открывает возможности для ее использования при диагностике и лечении ожирения и сахарного диабета.

В работе [82] представлена печатная щелевая антенна для неинвазивного измерения температуры. Антенна выполнена в виде двух перекрещи-

вающихся Н-образных щелей, расположенных под углом  $90^\circ$ , имеет диаметр 2.5 см и с целью лучшего согласования питается через закороченную микрополосковую линию, расположенную под углом в  $45^\circ$  по отношению к каждой из Н-образных щелей. Подобная конфигурация позволяет существенно уменьшить размер антенны для возможности ее свободного ношения при длительном мониторинге. Гибкая подложка толщиной 0.76 мм выполнена из материала *Rogers 3003* ( $\epsilon_r = 3$ ,  $\text{tg}\delta = 0.0013$ ). Разработанная антенна предназначена для выявления подкожных тепловых аномалий, возникающих при сахарном диабете и нарушениях кровотока сонных артерий.

В [83] представлена антенна, способная работать как в режиме излучения (0.9 ГГц), так и в режиме радиометрии (3.7 ГГц). Частота для режима радиометрии выбрана с целью уменьшить влияние радиочастотных помех от большинства бытовых источников; также для уменьшения помех антенна защищена металлическим корпусом. Для питания радиометрическая антенна использует волновод, что позволяет избежать радиочастотного влияния нагревателя. Антенна выполнена подложке из *Rogers 4003C* ( $\epsilon_r = 3.38$ ,  $\text{tg}\delta = 0.0027$ ) толщиной 1.524 мм и имеет квадратную форму со стороной 52 мм; в качестве согласующего слоя используется широкодиапазонный промышленный силиконовый каучук (*GE Silicone II*) толщиной 2 мм. Для нагревания используется квадратный контурный щелевой излучатель размерами  $42 \times 42$  мм и толщиной зазора 2 мм; для радиометрии — круглый щелевой излучатель диаметром 20 мм и толщиной зазора 1.5 мм. В центре антенны также имеется круглое отверстие диаметром 13 мм для уменьшения коэффициента потерь ( $S_{22}$ ) радиометрического порта.

В работе [84] описывается широкополосная радиометрическая печатная антенна для непрерывного измерения температуры мозга. Предложенная антенна имеет диаметр 20 мм, высоту 4.56 мм, и работает в диапазоне частот 2.7—5.0 ГГц при коэффициенте отражения  $S_{11} < 10$  дБ. Антенна имеет квадратное основание  $12 \times 12$  мм с тремя уровнями неполных гексагональных прорезей и защищена металлическим цилиндром. Подложка выполнена из материала *Rogers RO 3010* ( $\epsilon_r = 10.2$ ,  $\text{tg}\delta = 0.0022$ ). Благодаря своим размерам и хорошему согласованию с тканями головы антенна может применяться в составе многокомпонентных систем для мониторинга температуры головного мозга.

В статье [85] приводится описание имплантируемых *PIFA*-антенн, разработанных для измерения внутричерепного давления на частоте 2.45 ГГц. Размеры антенн ( $4 \times 5$  мм) позволяют их размещать в буровых отверстиях черепа диаметром 12 мм. Антенна напечатана на подложке *FR4* ( $\epsilon_r = 4.25$ ,  $\text{tg}\delta = 0.01$ ) толщиной 0.79 мм. Биосовместимый согласующий слой антенны выполнен из силикона ( $\epsilon_r = 3.7$ ,  $\text{tg}\delta = 0.003$ ) и имеет толщину до 0.5

мм. Антенна помещена в цилиндрический корпус диаметром 10—11 мм, который также содержит источник питания 3 В.

Отдельным классом антенн для МР являются внутрисполостные антенны, используемые для выявления тепловых аномалий внутренних органов посредством измерения температуры через биологические полости: трансректальные, служащие для измерения температуры предстательной железы и трансвагинальные для измерения температуры шейки матки. В [46] эти антенны использовались для выявления воспалительных заболеваний органов малого таза. Другие работы по внутрисполостной термометрии, в том числе с помощью МР, представлены в [47—56]. Наиболее совершенной является трехканальная антенна для урологии, представленная в [56] для радиотермографа, позволяющего осуществлять трехмерную визуализацию поля температур.

Основанная проблема практического использования МР связана с необходимостью измерять очень слабый шумовой сигнал, поступающий от биологического объекта, на фоне мощных электромагнитных помех, поступающих от компьютеров, систем мобильной связи и т. д. Долгие годы измерение собственного излучения проводилось только в специальных электрогерметичных помещениях. Очевидно, что необходимость экранировки помещения сдерживала развитие метода, т. к. только медицинские центры федерального уровня имели подобные экранированные комнаты. В 2006 г. в [58] была предложена антенна с повышенной помехозащищенностью, которая позволила проводить измерение собственного излучения БО в микроволновом диапазоне без специальной экранировки помещения. Создание этой антенны дало толчок к практическому применению МР в медицинской практике. Антенна построена на базе круглого волновода, заполненного диэлектриком. Система возбуждения представляет собой щелевой излучатель в виде «бабочки», для повышения помехозащищенности антенна снабжена дополнительным экраном.

Размеры экрана выбираются таким образом, чтобы обеспечить минимальный уровень побочного излучения. Кроме высокой помехозащищенности особенностью антенны является наличие воздушного зазора между диэлектриком, контактирующим с телом, и диэлектриком, заполняющим волновод. Это снижает влияние антенны на температуру кожи. Кроме этого диэлектрик, контактирующий с телом, изготовлен из материала с низкой теплоемкостью (ситалл), имеет малую толщину, и оказывает минимальное влияние на температуру кожи. Круглый волновод заполнен диэлектриком с диэлектрической проницаемостью равной 10. Длина волновода составляет 14 мм. Такая значительная длина обеспечивает хорошую фильтрацию всех высших типов волн, возникающих в излучателе и в

электрическое поле антенны близко к волне  $H_{11}$ , что обеспечивает высокую глубину измерения. Данная антенна имеет высокий потенциал к использованию в урологии [57].

В [59] была предложена конструкция СВЧ антенны с ИК датчиком, которая одновременно измеряет как температуру внутренних тканей, так и температуру кожи. Антенна построена базе круглого волновода, заполненного диэлектриком. Возбуждение осуществляется с помощью щелевого излучателя в форме «бабочки».

Для увеличения глубины измерения внутренних температур БО желательно увеличить размеры апертуры антенны, но в некоторых случаях использовать аппликаторы большого диаметра невозможно. Например, в стоматологии для измерения температуры суставов, щитовидной железы, позвоночника, измерения температуры у детей и т. д. Для подобных измерений необходимо использовать миниатюрные антенны. Следует также иметь в виду, что при уменьшении апертуры наряду со снижением глубины измерения, повышается разрешающая способность и уменьшается область усреднения температуры. Это, в конечном счете, должно привести к повышению чувствительности МР при выявлении больших по размеру тепловых аномалий.

Очевидно, что снижение размеров антенны не может быть достигнуто путем повышения диэлектрической проницаемости керамики, заполняющей волновод. В работе [60] представлена конструкция миниатюрной антенны для сантиметрового диапазона длин волн ( $\lambda = 7.9$  см), построенная на базе круглого волновода диаметром 8 мм. В этой антенне использован диэлектрик, имеющий диэлектрическую проницаемость, равную 80. Возбуждение волновода осуществляется с помощью щелевого излучателя в форме «бабочки». Эта антенна использовалась в экспериментальной онкологии для измерения температуры внутренних тканей мышей. Другие миниатюрные антенны представлены в [7, 61].

Отдельным направлением, затрагивающим область антенных систем, является применение в конструкциях антенн метаматериалов — искусственно сформированных и особым образом структурированных сред, обладающих электромагнитными свойствами, не достижимыми в природе. По данным работы [86] метаматериалы в технике антенн применяются в основном для изготовления подложек и излучателей в печатных антеннах для достижения широкополосности и уменьшения размеров антенных элементов. Преимуществом антенн на основе метаматериалов являются: существенное уменьшение антенных элементов; компенсация реактивности электрически малых антенн в широкой полосе частот; достижение узкой пространственной направленности элементарных излучателей, погру-

женных в метасферу; уменьшение взаимного влияния между элементами антенных решеток.

В работе [87] приведены результаты исследований по использованию микроволновой радиотермометрии для ранней диагностики легочных осложнений *COVID-19* в перекрестном контролируемом исследовании. При этом с помощью одноканального радиотермометра измерялась температура кожи и внутренних тканей в 30 точках тела для обоих легких у больных, у которых повреждение легких были диагностированы как с помощью компьютерной томографии, так и с помощью диагнозов врачей. Исследования показали наличие температурных аномалий в зонах, в которых были диагностированы поражения легочной ткани с помощью компьютерной томографии.

В работе [88] описана конформная антенная система, которая представляет собой совокупность гибких антенн, прилегающих к голове человека и подключенных к миниатюрному радиометрическому приемнику, соединенному с компьютером. Антенная система в виде шлема осуществляет многоканальный прием СВЧ-сигналов в восьми зонах головы человека и передачу этой информации для дальнейшей обработки в миниатюрный радиометрический приемник. 8-канальное исполнение позволяет измерять температуру в различных зонах головного мозга, соответствующих основным функциональным областям, в которых наиболее возможна локализация сосудистой патологии. Состав антенной системы шлема: 8 отдельных антенн, СВЧ-разъемы и кабели, текстильный каркас и металлизированная текстильная «шапочка» для экранировки. С целью оптимизации и повышения технологичности текстильного шлема коммутатор антенн и радиометрический приемник объединены в единый модуль.

Статья [89] посвящена проблеме помехоустойчивости медицинских радиотермографов, в ней рассмотрены возможности повышения помехоустойчивости радиотермографов за счет оптимизации конструкции антенн-аппликаторов. Методами компьютерного моделирования определены электрические параметры оптимальной конструкции щелевой печатной антенны-аппликатора типа «бабочка» при использовании имитатора головы человека. Предложена методика оценки уровня помехозащищенности антенны-аппликатора, размещенной на поверхности имитатора БО. Проведенные расчеты подтвердили возможность обеспечения помехозащищенности антенн-аппликаторов за счет размещения поглощающего материала на внешней поверхности экранирующего корпуса антенны. Экспериментально подтверждена возможность проведения функциональных исследований головного мозга человека с помощью медицинских радиотермогра-

фов, оснащенных помехозащищенными антеннами-аппликаторами вне дорогостоящих экранированных помещений.

Таким образом, изучив современное состояние научных исследований данного направления, можно констатировать, что, несмотря на то, что разработкой антенн-аппликаторов для микроволновых радиометрических приборов ранней диагностики онкологических заболеваний занимается широкий круг ученых и специалистов, ряд проблем остается нерешенным, а именно:

— не решена проблема влияния антенн-аппликаторов на температуру расположенных под ними биологических тканей, что требует принятия мер по уменьшению теплопередачи на границе «антенна — биологическая ткань»;

— не решена проблема обеспечения необходимой степени помехозащищенности антенн-аппликаторов для обеспечения проведения радиометрической диагностики вне экранированных помещений;

— не решена проблема создания сверхтонких печатных антенн-аппликаторов на основе современных композиционных материалов, в том числе метаматериалов, обеспечивающих их применение в конформных медицинских антеннах, в том числе в текстильных многоканальных антенных решетках, адаптированных к различным исследуемым органам;

— не решена проблема создания активных антенн-аппликаторов с высокими энергетическими характеристиками, обеспечивающих оптимальное согласование на границе раздела сред «антенна — биологический объект» и реализацию требуемой чувствительности радиометрического диагностического прибора;

— не решена проблема обеспечения функционирования антенных решеток, состоящих из малогабаритных антенн-аппликаторов с высокими энергетическими характеристиками, в нескольких частотных диапазонах для их применения в диагностических радиотермометрических приборах, предназначенных для нахождения 3D распределения и динамики радиояростной температуры в глубине тела человека.

### 3. Заключение

На основании вышеизложенного можно сделать вывод о необходимости проведения комплекса исследований, направленных на создание нового класса конформных антенн-аппликаторов и антенных решеток на основе новых материалов и технологий. При этом важнейшими задачами дальнейших исследований в данном направлении являются:



— разработка новых типов малогабаритных конформных антенн и антенных решеток на основе современных композиционных материалов, метаматериалов и текстильных материалов;

— разработка тепловых моделей и проведение теплофизического моделирования конформных медицинских антенн с целью уменьшения их влияния на температуру БО;

— разработка новых подходов и технических решений повышения помехозащищенности антенн для возможности использования радиотермографов вне экранированных помещений;

— исследование возможности повышения чувствительности и помехоустойчивости микроволновых радиотермографов за счет применения активных антенн;

— создание антенных решеток, обеспечивающих работу в нескольких частотных диапазонах для их применения в диагностических радиотермометрических приборах с функцией 3D-визуализации распределения и динамики изменения радиояростной температуры в БО.

Результаты этих исследований будут способствовать улучшению характеристик и расширению функциональных возможностей медицинских радиометрических приборов ранней диагностики патологических изменений в организме человека.

### Список литературы

1. Седанкин М. К. Антенны-аппликаторы для радиотермометрического исследования тепловых полей внутренних тканей биологического объекта: дисс. ... канд. техн. наук. М. : 2013. 190 с.
2. Jacobsen S., Stauffer P. Multi-frequency radiometric determination of temperature profiles in a lossy homogenous phantom using a dual-mode antenna with integral water bolus // *IEEE Trans. Micr. Theory .Tech.* 2002. № 50. P. 1737—1746.
3. Klemetsen O., Jacobsen S. Improved radiometric performance attained by an elliptical microwave antenna with suction // *IEEE Trans. Bomed. Engineering.* 2012. Vol. 59(1). P. 263—271.
4. Bardati F., Iudicello S. Modeling the visibility of breast malignancy by a microwave radiometer // *IEEE Trans. Biomed. Engineering.* 2008. Vol. 55, no. 1. P. 214—221.
5. Beaucamp-Ricard C. et al. Temperature measurement by microwave radiometry // *IEEE Trans. Instrument. Measurement.* 2009. Vol. 58, no. 5. P. 1712—1719.
6. Веснин С. Г., Седанкин М. К. Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2010. № 9. С. 33—43.
7. Веснин С. Г., Седанкин М. К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2011. № 10. С. 51—55.
8. Веснин С. Г., Седанкин М. К. Сравнение антенн-аппликаторов медицинского назначения // *Биомедицинская радиоэлектроника.* 2012. № 10. С. 63—74.

9. 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.
10. Hand J. et al. Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modeling // Physics in medicine and biology. 2001. No. 46. P. 1885—1903.
11. Антенны-аппликаторы для медицинских микроволновых радиотермографов / М. К. Седанкин и др. // Медицинская техника. 2018. № 4 (310). С. 13—15.
12. Троицкий В. С. К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел // Изв. вузов. Радиофизика. 1981. Т. 24, № 9. С. 1054—1061.
13. Vesnin S. G., Sedankin M. K., Chupina D. N. Application of modern technologies of mathematical simulation for the development of medical equipment // 11<sup>th</sup> IEEE Inter. Conference on AICT. Sep. 20—22, 2017. Moscow, Russia. P. 425—429.
14. Barrett A. H., Myers P. C. Subcutaneous temperature : a method of noninvasive sensing // Science. 1975. V. 90. P. 669—671.
15. Barrett A. H., Myers Ph. C., Sadovsky N. L. Microwave thermography in the detection of breast cancer // AJR. 1980. No. 134. P. 365—368.
16. Myers P. C., Sadovsky N. L., Barrett A. H. Microwave thermography : principles, methods and clinical applications // Journal of Microwave Power. 1979. Vol. 14, no. 2. P. 105—113.
17. Cheever E. A., Foster K. R. Microwave radiometry in living tissue : what does it measure? // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 1992. Vol. 39. P. 563—568.
18. ► Carr K. Patent (USA) 5779635. Microwave detection apparatus for locating cancerous tumors particularly breast tumors. 14 July 1998.  
► Веснин С. Г. Пат. № 2407429 (РФ). Антенна-аппликатор и устройство для определения температурных изменений внутренних тканей биологического объекта и способы определения температурных изменений и выявления риска рака. Оpubл. в Б. И., 2008. № 36.
19. Lee J. W. et al. Experimental investigation of the mammary gland tumour phantom for multifrequency microwave radio-thermometers // Medical and Biological Engineering and Computing. 2004. Vol. 42, no. 5. P. 581—590.
20. Tofghi M. Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications // 12<sup>th</sup> Wireless and Microwave Technology Conference (WAMICONP). Clearwater Beach, 2011. P. 1—6.
21. Кубланов В. С. и др. Пат. № 2049424 (РФ). Устройство для приема собственного радиотеплового излучения тела человека. Оpubл. в Б. И., 1995. № 34.
22. Klemetsen Ø., Jacobsen S. Improved radiometric performance attained by an elliptical microwave antenna with suction // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2012. Vol. 59(1). P. 263—271.
23. Iudicello S. Microwave radiometry for breast cancer detection : PhD thesis. Universita' degli studi tor vergata Roma, dipartimento di informatica, sistemi e produzione geoinformation research doctorate. Rome. 2009. 111 p.
24. Bardati F. et al. Improved antennas for microwave radiometry. URL: <http://www.ursi.org> (20.01.2020).
25. Bardati F. et al. A three-band antenna for microwave radiometry of breast. URL: <http://www.ursi.org> (20.01.2020).
26. Oikonomou I., Karanasiou S., Uzunoglu N. K. Phased-array near field radiometry for brain intracranial applications // Progress in Electromagnetics Research. 2010. Vol. 109. P. 345—360.
27. Asimakis N. P., Karanasiou I. S., Uzunoglu N. K. Non-invasive microwave radiometric system for intracranial applications: a study using the conformal l-notch microstrip patch antenna // Progress in Electromagnetics Research. 2011. Vol. 117. P. 83—101.

28. Asimakis N. P., Karanasiou I. S., Uzunoglu N. K. Conformal L-notch patch antennas for human brain monitoring using the SAM head model // *Electromagnetics in Advanced Applications*, Torino, 2009. P. 214—217.
29. Asimakis N. P., Karanasiou I. S., Uzunoglu N. K. Multiband conformal patch antennas for diagnosis in human brain using near field radiometry // 6<sup>th</sup> European Symposium on Biomedical Engineering, 2008. P. 1—4.
30. Oikonomou I., Karanasiou S., Uzunoglu N. K. Potential brain imaging using near field radiometry // *Journal of Instrumentation*. 2009. Vol. 4, no. 05. P. P05017—P05017.
31. Jacobsen S. Microwave radiometry as a non-invasive temperature monitoring modality during superficial hyperthermia. URL: [http://cdn.intechopen.com/pdfs/17007/InTech-Non\\_invasive\\_temperature\\_monitoring\\_during\\_microwave\\_heating\\_applying\\_a\\_miniaturized\\_radiometer.pdf](http://cdn.intechopen.com/pdfs/17007/InTech-Non_invasive_temperature_monitoring_during_microwave_heating_applying_a_miniaturized_radiometer.pdf) (02.02.2013).
32. Jacobsen S., Stauffer P. R., 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. Vol. 52, no. 2. P. 321—330.
33. Jacobsen S., Murberg A., Stauffer P. Characterization of a tranceiving antenna concept for microwave heating and thermometry of superficial tumors // *Progress in Electromagnetics Research*. 1998. Vol. 18. P. 105—125.
34. Jacobsen S, Stauffer P. Can we settle with single-band radiometric temperature monitoring during hyperthermia treatment of chestwall recurrence of breast cancer using a dual-mode tranceivingapplicator? // *Phys. Med. Biol.* 2007. No. 52. P. 911—928.
35. Sunal A. et al. Design of spiral antennas for radiometric detection of tumors at microwave frequencies // *Bioengineering Conference*. Proceedings of the IEEE 32<sup>nd</sup> Annual Northeast. Easton (Pennsylvania), 2006. P. 99—100.
36. Stauffer P. R. et al. Stable microwave radiometry system for long term monitoring of deep tissue temperature // *Energy based Treatment of Tissue and Assessment VII. – International Society for Optics and Photonics*. 2013. Vol. 8584. P. 85840R.
37. Modeling the detectability of vesicoureteral reflux using microwave radiometry / K. Arunachalam et al. // *Phys. Med. Biol.* 2010. Vol. 55(18). P. 5417—5435.
38. Microwave radiometry for non-invasive detection of vesicoureteral reflux (VUR) following bladder warming / P. Stauffer et al. // *Proc SPIE*. 2011. Vol. 7901. P. 79010V.
39. Non-Invasive Measurement of Brain Temperature with Microwave Radiometry : Demonstration in a Head Phantom and Clinical Case / P. R. Stauffer et al. // *The Neuroradiology Journal*. 2014. Vol. 27, no. 1. P. 3—12.
40. Miniature sensor for measurement and control of temperatures by microwave radiometry in medical applications / C. Vanovershelde et al. // *Microwave Symposium Digest, IEEE MTT-S International*. Phoenix (Arizona), 2001. Vol. 1. P. 155—158.
41. Contact-less sensors for temperature measurement by microwave radiometry in medical or industrial applications / L. Dubois et al. // *Proceedings of ISAP*. Niigata (Japan), 2007. P. 1262—1265.
42. Temperature measurement by microwave radiometry / C. Beaucamp-Ricard et al. // *IEEE transactions on instrumentation and measurement*. 2009. Vol. 58, no. 5. P. 1712—1719.
43. Temperature measurement by microwave radiometry / P.-Y. Cresson et. al. // *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*. Victoria (Vancouver Island, Canada). 2008. P. 1344—1349.
44. Tofighi M. R. Dual-mode planar applicator for simultaneous microwave heating and radiometric sensing // *Electronics letters*. 2012. Vol. 48, no 20. P. 1252—1253.
45. Цомаева Е. А. Клиническое значение радиотермометрии в диагностике и дифференциальной диагностике заболеваний органов малого таза : автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2012. 27 с.

46. Rodrigues J., Caldeira J., Vaidya B. A novel intra-body sensor for vaginal temperature monitoring // *Sensors*. 2009. Vol. 9, no. 4. P. 2797—2808.
47. Intra-body temperature monitoring using a biofeedback solution / J. M. L. P. Caldeira et al. // 2010 Second International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine. IEEE, 2010. P. 119—124.
48. A new wireless biosensor for intra-vaginal temperature monitoring / J. M. L. P. Caldeira et al. // *Sensors*. 2010. Vol. 10, no. 11. P. 10314—10327.
49. Pereira O. R. E., Caldeira J. M. L. P., Rodrigues J. J. P. C. A Symbian-based mobile solution for intra-body temperature monitoring // The 12<sup>th</sup> IEEE International Conference on e-Health Networking, Applications and Services. IEEE, 2010. P. 316—321.
50. Рахлин В. Л., Алова С. Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника. Горький : НИРФИ, 1988. 46 с.
51. Хашукоева А. З., Цомаева Е. А., Водяник Н. Д. Применение трансабдоминальной и вагинальной радиотермометрии в комплексной диагностике воспалительных заболеваний придатков матки // *Лечение и профилактика*. 2012. № 1. С. 26—30.
52. Седанкин М. К., Мартынова М. В. Внутриполостные антенны для диагностики заболеваний организма человека с помощью радиотермометрии // В сб. : Российская научно-техническая конференция с международным участием. Информатика и технологии. Инновационные технологии в промышленности и информатике. Москва, 2019. С. 442—445.
53. Microwave Radiometry of the Pelvic Organs / Sedankin M. K. et al. // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53, no. 4. P. 288—292.
54. Математическое моделирование радиотеплового излучения органов малого таза / М. К. Седанкин и др. // *Научно-технический вестник Поволжья*. 2018. № 10. С. 148—151.
55. Седанкин М. К., Новов А. А., Абидулин Э. Р. Трехканальная микроволновая антенна для урологии // В сб. : Международная научно-техническая конференция «Информатика и технологии. Инновационные технологии в промышленности и информатике» (МНТК ФТИ-2017). Под ред. М. Ф. Булатова. 2017. С. 289—291.
56. Modelling of Thermal Radiation by Kidney in Microwave Range / Sedankin M. K. et al. // *Biomedical Engineering*. 2019, Vol. 53(1), P. 60—65.
57. ► Antenna Applicators for Medical Microwave Radiometers / A. G. Gudkov et al. // *Biomedical Engineering*. 2018. Vol. 52, no. 4. P. 235—238.  
► Печатная антенна со встроенным инфракрасным датчиком температуры для медицинского многоканального микроволнового радиотермографа / С. Г. Веснин и др. // *Медицинская техника*. 2020. № 4. С. 4—7.
58. A Printed Antenna with an Infrared Temperature Sensor for a Medical Multichannel Microwave Radiometer / S. G. Vesnin et al. // *Biomedical Engineering*. 2020. Vol. 54, no. 4. P. 235—239.
59. Веснин С. Г., Зиновьев С. В. Метод микроволновой динамической топографии первичного очага злокачественных новообразований // *Сибирский онкологический журнал*. 2009. Прил. № 2. С. 80.
60. System of rational parameters of antennas for designing a multi-channel multi-frequency medical radiometer / M. K. Sedankin et al. // 2020 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE). IEEE, 2020. P. 154—159.
61. Use of Multichannel Microwave Radiometry for Functional Diagnostics of the Brain / A. G. Gudkov et al. // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53, iss. 2. P. 108—111.
62. ► Тархов Н. С., Трохина И. В. Антенны-апликаторы для радиотермометрии // *Известия Тульского государственного университета. Технические науки*. 2012. № 11. С. 30—40.

- Microwave Radiometry in the Diagnosis of Various Urological Diseases / A. D. Kaprin et al. // *Biomedical Engineering*. 2019. Vol. 53, iss. 2. P. 87—91.
63. Аппликаторные СВЧ антенны для функциональных биомедицинских и физических исследований / В. А. Елкин и др. В сб. : Матер. межд. конф. «Современные проблемы электроники и радиофизики СВЧ». Саратов, 20—24 марта 2001 г. С. 55—57.
  64. Семерник И. В., Демьяненко А. В., Невструев Я. В. Разработка широкополосного СВЧ-аппликатора для устройства диагностики бронхолегочных заболеваний // 28-я Международная Крымская конференция «СВЧ-техника и телекоммуникационные технологии» (КрыМиКо'2018). 2018. С. 1487—1493.
  65. Седельников Ю. Е., Никишина Д. В., Халикова К. Н. Пат. №2562025 (РФ). Антенна-аппликатор для неинвазивного измерения температуры внутренних тканей биологического объекта. Оpubл. в Б. И., 2015. № 14.
  66. Патент (РФ) №2737017 С1. Антенна-аппликатор для радиотермометрии повышенного разрешения / О. А. Морозов и др. Оpubл. 24.11.2020, Бюл. № 33.
  67. Анализ свойств вибраторной антенны-аппликатора в задаче радиометрии головного мозга / И. А. Банников и др. // 2-я Международная конференция студентов, аспирантов и молодых ученых «Информационные технологии, телекоммуникации и системы управления». Екатеринбург, 2016. С. 172—179.
  68. Шабашов Е. П., Шабунин С. Н., Мрдакович Б. Моделирование и анализ свойств спиральной антенны для исследования излучения головного мозга в микроволновом диапазоне // *Ural Radio Engineering Journal*. 2020. Т. 4. №. 1. С. 84—99.
  69. Седельников Ю. Е., Кубланов В. С., Потапова О. В. Сфокусированные антенны-аппликаторы в задачах диагностической радиотермометрии // *Журнал радиоэлектроники*. 2018. № 7. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/jul18/4/text.pdf>.
  70. New approach for design and verification of a wideband Archimedean spiral antenna for radiometric measurement in biomedical applications / H. Abufanas et al. In. : 2015 German Microwave Conference. IEEE, 2015. P. 127—130.
  71. Detection of vesicoureteral reflux using microwave radiometry – system characterization with tissue phantoms / K. Arunachalam et al. // *IEEE Transactions on biomedical engineering*. 2011. Vol. 58, no. 6. P. 1629—1636.
  72. Vesicoureteral reflux in children: a phantom study of microwave heating and radiometric thermometry of pediatric bladder / Y. Birkelund et al. // *IEEE transactions on biomedical engineering*. 2011. Vol. 58, no. 11. P. 3269—3278.
  73. Design and interdisciplinary simulations of a hand-held device for internal-body temperature sensing using microwave radiometry / N. A. Livanos et al. // *IEEE Sensors Journal*. 2018. Vol. 18, no. 6. P. 2421—2433.
  74. Flexible antenna array for early breast cancer detection using radiometric technique / A. Afyf et al. // *Int. J. Biol. Biomed. Eng.* 2016. Vol. 10. P. 10—17.
  75. Sensing local temperature and conductivity changes in a brain phantom using near-field microwave radiometry / E. Groumpas et al. // 2017 International Workshop on Antenna Technology : Small Antennas, Innovative Structures, and Applications (iWAT). IEEE, 2017. P. 293—295.
  76. Numerical simulation of miniature antennas applicators of microwave radiometry for diagnostics of the functional state of the brain / V. Leushin et al. // *ITM Web of Conferences*. EDP Sciences, 2019. V. 30. P. 13005.
  77. A microwave breast imaging system using elliptical uniplanar antennas in a circular-array setup / M. Koutsoupidou et al. // 2015 IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST). IEEE, 2015. P. 1—4.

78. Noninvasive internal body temperature tracking with near-field microwave radiometry / P. Momenroodaki et al. // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2017. Vol. 66, no. 5. P. 2535—2545.
79. Momenroodaki P., Haines W., Popović Z. Non-invasive microwave thermometry of multilayer human tissues // 2017 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS). IEEE, 2017. P. 1387—1390.
80. Klemetsen Ø., Jacobsen S., Birkelund Y. Radiometric temperature reading of a hot ellipsoidal object inside the oral cavity by a shielded microwave antenna put flush to the cheek // *Physics in Medicine & Biology*. 2012. Vol. 57, no. 9. P. 2633—2652.
81. Rodrigues D. B., Stauffer P. R., Maccarini P. F. Monitoring brown fat metabolic activity using microwave radiometry : antenna design and frequency selection // 2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems for Radar, Telecommunications, and Biomedical Applications (BenMAS). IEEE, 2014. P. 1—3.
82. Wideband epidermal antenna for medical radiometry / G. León et al. // *Sensors*. 2020. Vol. 20, no. 7. P. 1987.
83. Tofighi M. R., Pardeshi J. R. Interference enhanced biomedical antenna for combined heating and radiometry application // *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*. 2017. Vol. 16. P. 1895—1898.
84. A Wearable Radiometric Antenna for Non-Invasive Brain Temperature Monitoring / H. Ullah et al. In : 2018 18<sup>th</sup> International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics (ANTEM). IEEE, 2018. P. 1—2.
85. Characterization of implantable antennas for intracranial pressure monitoring : Reflection by and transmission through a scalp phantom / R. Warty et al. // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2008. Vol. 56, no. 10. P. 2366—2376.
86. Слюсар В. Метаматериалы в антенной технике: основные принципы и результаты // *Первая миля*. 2010. № 3-4. С. 44—60.
87. Passive Microwave Radiometry for the Diagnosis of Coronavirus Disease 2019 Lung Complications in Kyrgyzstan / B. Osmonov et al. // *Diagnostics*. 2021. Vol. 11. P. 259.
88. Диагностическая конформная система для нейровизуализации головного мозга с использованием многоканального радиотермометра на основе монолитных интегральных схем / С. Г. Веснин и др. // *Нанотехнологии : разработка, применение*. 2020. Т. 12. № 1. С. 5—12.
89. Possibilities of increasing the noise immunity of radiothermograph antenna applicators for brain diagnostics / V. Yu. Leushin et al. // *Sensors and actuators a: physical*. 2022. Vol. 337. P. 113439.

### Информация об авторах

**Леушин В. Ю.**, к. т. н., технический директор ООО НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН», старший научный сотрудник ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». ORCID 0000-0001-7092-360X.

**Агасиева С. В.**, к. т. н., доцент ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». ORCID 0000-0002-9089-1411.

**Веснин С. Г.**, к. т. н., генеральный директор ООО «РТМ Диагностика», старший научный сотрудник ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». ORCID 0000-0003-4353-8962.

**Седанкин М. К.**, к. т. н., старший научный сотрудник ФГБУ ГНЦ РФ ФМБЦ А. И. Бурназяна ФМБА России, доцент РГУ-МИРЭА, старший научный сотрудник ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». ORCID 0000-0001-9875-6313.

**Порохов И. О.**, к. т. н., инженер 1-й категории, АО «ЦНИРТИ им. академика А. И. Берга», старший научный сотрудник ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов».

**Ветрова Н. А.**, к. т. н., доцент ФГБОУ ВО МГТУ им. Н. Э. Баумана, доцент ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов». ORCID 0000-0002-6218-4111.

**Горлачева Е. Н.**, д. э. н., доцент ФГБОУ ВО МГТУ им. Н. Э. Баумана. ORCID 0000-0001-6290-8557.

**Сидорова М. И.**, лаборант-исследователь ФГАОУ ВО «Российский университет дружбы народов», студент МФТИ.

# Tasks of Improving Medical Antennas for Microwave Radiothermometry of Biological Objects (review)<sup>2</sup>

V. Yu. Leushin<sup>1</sup>, S. V. Agasieva<sup>1</sup>, S. G. Vesnin<sup>1,2</sup>, M. K. Sedankin<sup>1,3,4</sup>,  
I. O. Porokhov<sup>1,5</sup>, N. A. Vetrova<sup>1,6</sup>, E. N. Gorlacheva<sup>6</sup>, and M. I. Sidorova<sup>1</sup>

<sup>1</sup> RUDN University

6, Miklukho-Maklaya st., Moscow, 117198, Russian Federation

Ra3bu@yandex.ru

<sup>2</sup> RTM Diagnostic, LLC

55/59 b.1, B. Pochtovaya st., Moscow, 105082, Russian Federation

<sup>3</sup> SRC-FMBC

23, Marshala Novikova st., Moscow, 123098, Russian Federation

<sup>4</sup> RTU MIREA

78, Vernadsky Avenue, Moscow 119571, Russian Federation

<sup>5</sup> CNIRTI

20/9, Novaya Basmannaya str., Moscow, 107078, Russian Federation

<sup>6</sup> Bauman Moscow State Technical University

5, 2<sup>nd</sup> Baumanskaya st., Moscow, 105005, Russian Federation

**Abstract:** An overview of the state of antennas development of various types used in medical microwave radiothermographs is given. The problems of modern microwave radiothermometry associated with the development of new antennas are formulated. The tasks of further research aimed at creating new designs of conformal antennas and antenna arrays aimed at improving the characteristics and expanding the functionality of medical radiothermographs are formulated.

**Keywords:** microwave radiometry, radiobrightness temperature, applicator antenna.

**For citation (IEEE):** V. Yu. Leushin et al., “Tasks of Improving Medical Antennas for Microwave Radiothermometry of Biological Objects (review),” *Infocommunications and Radio Technologies*, vol. 5, no. 4, pp. 484–514, 2022, doi: 10.29039/2587-9936.2022.05.4.36. (In Russ.).

## References

- [1] M. K. Sedankin, *Antenna-applicators for radiothermometric study of thermal fields of internal tissues of a biological object*: diss. ... cand. tech. sci. Moscow: 2013. (In Russ.).
- [2] S. Jacobsen and P. R. Stauffer, “Multifrequency radiometric determination of temperature profiles in a lossy homogeneous phantom using a dual-mode antenna with integral water

---

<sup>2</sup> The research was carried out at the expense of the grant of the Russian Science Foundation No. 22-19-00113, <https://rscf.ru/project/22-19-00113/>



- bolus," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 50, no. 7, pp. 1737–1746, Jul. 2002, doi: 10.1109/tmtt.2002.800424.
- [3] O. Klemetsen and S. Jacobsen, "Improved Radiometric Performance Attained by an Elliptical Microwave Antenna With Suction," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 263–271, Jan. 2012, doi: 10.1109/tbme.2011.2172441.
- [4] F. Bardati and S. Iudicello, "Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 55, no. 1, pp. 214–221, Jan. 2008, doi: 10.1109/tbme.2007.899354.
- [5] C. Beaucamp-Ricard, L. Dubois, S. Vaucher, P.-Y. . Cresson, T. Lasri, and J. Pribetich, "Temperature Measurement by Microwave Radiometry: Application to Microwave Sintering," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 58, no. 5, pp. 1712–1719, May 2009, doi: 10.1109/tim.2008.2009189.
- [6] S. G. Vesnin and M. K. Sedankin, "Mathematical modeling of self-radiation of human tissues in the microwave range," *Biomeditsinskaya radioelektronika*, no. 9, pp. 33–43, 2010. (In Russ.).
- [7] S. G. Vesnin and M. K. Sedankin, "Miniature applicator antennas for medical microwave radiothermometers," *Biomeditsinskaya radioelektronika*, no. 10, pp. 51–55, 2011. (In Russ.).
- [8] S. G. Vesnin and M. K. Sedankin, "Comparison of antenna-applicators for medical purposes," *Biomeditsinskaya radioelektronika*, no. 10, pp. 63–74, 2012. (In Russ.).
- [9] S. G. Vesnin and M. K. Sedankin, "Development of a series of antenna-applicators for non-invasive measurement of the temperature of human tissues in various pathologies," *Vestnik MGTU n. a. N. E. Bauman. Yestestvennyye nauki*, special iss. 6, pp. 43–61, 2012. (In Russ.).
- [10] J. W. Hand et al., "Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modelling," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 46, no. 7, pp. 1885–1903, Jun. 2001, doi: 10.1088/0031-9155/46/7/311.
- [11] M. K. Sedankin et al., "Antennas-applicators for medical microwave radiothermographs," *Meditsinskaya tekhnika*, no. 4 (310), pp. 13–15, 2018. (In Russ.).
- [12] V. S. Troitskii, "Theory of contact radiometric measurement of internal temperatures of bodies," *Radiophysics and Quantum Electronics*, vol. 24, no. 9, pp. 717–722, Sep. 1981, doi: 10.1007/bf01035924.
- [13] S. G. Vesnin, M. K. Sedankin, and D. N. Chupina, "Application of modern technologies of mathematical simulation for the development of medical equipment," *11<sup>th</sup> IEEE Inter. Conference on AICT*, Sept. 20–22, Moscow, Russia, pp. 425–429, 2017.
- [14] A. H. Barrett and P. C. Myers, "Subcutaneous Temperatures: A Method of Noninvasive Sensing," *Science*, vol. 190, no. 4215, pp. 669–671, Nov. 1975, doi: 10.1126/science.1188361.
- [15] A. Barrett, P. Myers, and N. Sadowsky, "Microwave thermography in the detection of breast cancer," *American Journal of Roentgenology*, vol. 134, no. 2, pp. 365–368, Feb. 1980, doi: 10.2214/ajr.134.2.365.
- [16] P. C. Myers, N. L. Sadowsky, and A. H. Barrett, "Microwave Thermography: Principles, Methods and Clinical Applications\*," *Journal of Microwave Power*, vol. 14, no. 2, pp. 105–115, Jan. 1979, doi: 10.1080/16070658.1979.11689136.
- [17] E. A. Cheever and K. R. Foster, "Microwave radiometry in living tissue: what does it measure?," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 39, no. 6, pp. 563–568, Jun. 1992, doi: 10.1109/10.141194.
- [18] ►K. Carr, Patent (USA) 5779635. Microwave detection apparatus for locating cancerous tumors particularly breast tumors. 14 July 1998.

- S. G. Vesnin, Pat. No. 2407429 (RF). Antenna-applicator and a device for determining temperature changes in the internal tissues of a biological object and methods for determining temperature changes and identifying the risk of cancer. Published in *Bulletin of Inventions*, no. 36, 2008. (In Russ.).
- [19] J. W. Lee et al., “Experimental investigation of the mammary gland tumour phantom for multifrequency microwave radio-thermometers,” *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 42, no. 5, pp. 581–590, Sep. 2004, doi: 10.1007/bf02347538.
- [20] M. Tofighi, “Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications,” *12<sup>th</sup> Wireless and Microwave Technology Conference (WAMICONP)*, Clearwater Beach, pp. 1–6, 2011.
- [21] V. S. Kublanov et al. Pat. no. 2049424 (RF). Device for receiving own radio-thermal radiation of the human body. Published in *Bulletin of Inventions*, no. 34, 1995. (In Russ.).
- [22] O. Klemetsen and S. Jacobsen, “Improved Radiometric Performance Attained by an Elliptical Microwave Antenna With Suction,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 59, no. 1, pp. 263–271, Jan. 2012, doi: 10.1109/tbme.2011.2172441.
- [23] S. Iudicello, *Microwave radiometry for breast cancer detection: PhD thesis*, Università degli studi tor vergata Roma, dipartimento di informatica, sistemi e produzione geoinformazione research doctorate, Rome. 2009.
- [24] F. Bardati et al., *Improved antennas for microwave radiometry*, URL: <http://www.ursi.org> (20.01.2020).
- [25] F. Bardati et al., *A three-band antenna for microwave radiometry of breast*, URL: <http://www.ursi.org> (20.01.2020).
- [26] A. Oikonomou, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Phased-Array Near Field Radiometry for brain intracranial applications,” *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 109, pp. 345–360, 2010, doi: 10.2528/pier10073004.
- [27] N. P. Asimakis, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Non-Invasive Microwave Radiometric System for Intracranial Applications: a Study Using the Conformal L-Notch Microstrip Patch Antenna,” *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 117, pp. 83–101, 2011, doi: 10.2528/pier10122208.
- [28] N. P. Asimakis, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Conformal L-notch patch antennas for human brain monitoring using the SAM head model,” *Electromagnetics in Advanced Applications*, Torino, pp. 214–217, 2009.
- [29] N. P. Asimakis, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Multiband conformal patch antennas for diagnosis in human brain using near field radiometry,” *6<sup>th</sup> European Symposium on Biomedical Engineering*, pp. 1–4, 2008.
- [30] A. Oikonomou, I. S. Karanasiou, and N. K. Uzunoglu, “Potential brain imaging using near field radiometry,” *Journal of Instrumentation*, vol. 4, no. 05, pp. P05017–P05017, May 2009, doi: 10.1088/1748-0221/4/05/p05017.
- [31] S. Jacobsen, “Microwave radiometry as a non-invasive temperature monitoring modality during superficial hyperthermia,” URL: [http://cdn.intechopen.com/pdfs/17007/InTech-Non\\_invasive\\_temperature\\_monitoring\\_during\\_microwave\\_heating\\_applying\\_a\\_miniaturized\\_radiometer.pdf](http://cdn.intechopen.com/pdfs/17007/InTech-Non_invasive_temperature_monitoring_during_microwave_heating_applying_a_miniaturized_radiometer.pdf) (02.02.2013).
- [32] S. Jacobsen, H. O. Rolfsnes, and P. R. Stauffer, “Characteristics of Microstrip Muscle-Loaded Single-Arm Archimedean Spiral Antennas as Investigated by FDTD Numerical Computations,” *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 2, pp. 321–330, Feb. 2005, doi: 10.1109/tbme.2004.840502.
- [33] S. Jacobsen and A. M. P. R. Stauffer, “Characterization of a Tranceiving Antenna Concept for Microwave Heating and Thermometry of Superficial Tumors,” *Progress In Electromagnetics Research*, vol. 18, pp. 105–125, 1998, doi: 10.2528/pier97050600.

- [34] S. Jacobsen and P. R. Stauffer, "Can we settle with single-band radiometric temperature monitoring during hyperthermia treatment of chestwall recurrence of breast cancer using a dual-mode transeiving applicator?," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 4, pp. 911–928, Jan. 2007, doi: 10.1088/0031-9155/52/4/004.
- [35] A. Sunal et al., "Design of spiral antennas for radiometric detection of tumors at microwave frequencies," *Bioengineering Conference. Proceedings of the IEEE 32<sup>nd</sup> Annual Northeast. Easton (Pennsylvania)*, pp. 99–100, 2006.
- [36] P. R. Stauffer et al., "Stable microwave radiometry system for long term monitoring of deep tissue temperature," *Energy based Treatment of Tissue and Assessment VII. – International Society for Optics and Photonics*, vol. 8584, p. 85840R, 2013.
- [37] K. Arunachalam, P. F. Maccarini, V. De Luca, F. Bardati, B. W. Snow, and P. R. Stauffer, "Modeling the detectability of vesicoureteral reflux using microwave radiometry," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 55, no. 18, pp. 5417–5435, Aug. 2010, doi: 10.1088/0031-9155/55/18/010.
- [38] P. Stauffer et al., "Microwave radiometry for non-invasive detection of vesicoureteral reflux (VUR) following bladder warming," *Proc. SPIE*, vol. 7901, p. 79010V, 2011.
- [39] P. R. Stauffer et al., "Non-Invasive Measurement of Brain Temperature with Microwave Radiometry: Demonstration in a Head Phantom and Clinical Case," *The Neuroradiology Journal*, vol. 27, no. 1, pp. 3–12, Feb. 2014, doi: 10.15274/nrj-2014-10001.
- [40] C. Vanoverschelde et al., "Miniature sensor for measurement and control of temperatures by microwave radiometry in medical applications," *Microwave Symposium Digest, IEEE MTT-S International*. Phoenix (Arizona), vol. 1, pp. 155–158, 2001.
- [41] L. Dubois et al., "Contact-less sensors for temperature measurement by microwave radiometry in medical or industrial applications," *Proceedings of ISAP. Niigata (Japan)*, pp. 1262–1265, 2007.
- [42] C. Beaucamp-Ricard, L. Dubois, S. Vaucher, P.-Y. . Cresson, T. Lasri, and J. Pribetich, "Temperature Measurement by Microwave Radiometry: Application to Microwave Sintering," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 58, no. 5, pp. 1712–1719, May 2009, doi: 10.1109/tim.2008.2009189.
- [43] P.-Y. Cresson et. al., "Temperature measurement by microwave radiometry," *IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference. Victoria (Vancouver Island, Canada)*, pp. 1344–1349, 2008.
- [44] M. R. Tofighi, "Dual-mode planar applicator for simultaneous microwave heating and radiometric sensing," *Electronics Letters*, vol. 48, no. 20, p. 1252, 2012, doi: 10.1049/el.2012.2711.
- [45] E. A. Tsomaeva, *Clinical significance of radiothermometry in the diagnosis and differential diagnosis of diseases of the pelvic organs*: authoref. diss. ... cand. med. nauk. Moscow, 2012. (In Russ.).
- [46] J. Rodrigues, J. Caldeira, and B. Vaidya, "A Novel Intra-body Sensor for Vaginal Temperature Monitoring," *Sensors*, vol. 9, no. 4, pp. 2797–2808, Apr. 2009, doi: 10.3390/s90402797.
- [47] J. M. L. P. Caldeira et al., "Intra-body temperature monitoring using a biofeedback solution," *2010 Second International Conference on eHealth, Telemedicine, and Social Medicine*, IEEE, pp. 119–124, 2010.
- [48] J. M. L. P. Caldeira, J. J. P. C. Rodrigues, J. F. R. Garcia, and I. de la Torre, "A New Wireless Biosensor for Intra-Vaginal Temperature Monitoring," *Sensors*, vol. 10, no. 11, pp. 10314–10327, Nov. 2010, doi: 10.3390/s101110314.

- [49] O. R. E. Pereira, J. M. L. P. Caldeira, and J. J. P. C. Rodrigues, "A Symbian-based mobile solution for intra-body temperature monitoring," *The 12<sup>th</sup> IEEE International Conference on e-Health Networking, Applications and Services*, IEEE, pp. 316–321, 2010.
- [50] V. L. Rakhlin and S. E. Alova, *Radiothermometry in the diagnosis of pathology of the mammary glands, genitals, prostate and spine*. Gorky: NIRFI, 1988. (In Russ.).
- [51] A. Z. Khashukoeva, E. A. Tsomaeva, and N. D. Vodyanik, "The use of transabdominal and vaginal radiothermometry in the complex diagnosis of inflammatory diseases of the uterine appendages," *Lecheniye i profilaktika*, no. 1, pp. 26–30, 2012. (In Russ.).
- [52] M. K. Sedankin and M. V. Martyanova, "Intracavitary antennas for diagnosing diseases of the human body using radiothermometry," *Russian Scientific and Technical Conference with International Participation. Informatics and technology. Innovative technologies in industry and informatics*. Moscow, pp. 442–445, 2019. (In Russ.).
- [53] M. K. Sedankin et al., "Microwave Radiometry of the Pelvic Organs," *Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 4, pp. 288–292, Nov. 2019, doi: 10.1007/s10527-019-09928-7.
- [54] M. K. Sedankin et al., "Mathematical modeling of radiothermal radiation of the pelvic organs," *Scientific and technical bulletin of the Volga region*, no. 10, pp. 148–151, 2018. (In Russ.).
- [55] M. K. Sedankin, A. A. Novov, and E. R. Abidulin, "Three-channel microwave antenna for urology," *International Scientific and Technical Conference "Information and Technology. Innovative technologies in industry and informatics" (MNTK FTI-2017)*, ed. M. F. Bulatova, pp. 289–291, 2017. (In Russ.).
- [56] M. K. Sedankin et al., "Modeling of Thermal Radiation by the Kidney in the Microwave Range," *Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 1, pp. 60–65, May 2019, doi: 10.1007/s10527-019-09878-0.
- [57] ► M. K. Sedankin et al., "Antenna Applicators for Medical Microwave Radiometers," *Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 4, pp. 235–238, Nov. 2018, doi: 10.1007/s10527-018-9820-1.  
► S. G. Vesnin et al., "Printed antenna with a built-in infrared temperature sensor for a medical multichannel microwave radiothermograph," *Meditinskaya tekhnika*, no. 4, pp. 4–7, 2020. (In Russ.).
- [58] S. G. Vesnin et al., "A Printed Antenna with an Infrared Temperature Sensor for a Medical Multichannel Microwave Radiometer," *Biomedical Engineering*, vol. 54, no. 4, pp. 235–239, Nov. 2020, doi: 10.1007/s10527-020-10011-9.
- [59] S. G. Vesnin and S. V. Zinoviev, "Method of microwave dynamic topometry of the primary focus of malignant neoplasms," *Sibirskiy onkologicheskii zhurnal*, app. no. 2, pp. 80, 2009. (In Russ.).
- [60] M. K. Sedankin et al., "System of rational parameters of antennas for designing a multi-channel multi-frequency medical radiometer," *2020 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE)*. IEEE, pp. 154–159, 2020.
- [61] A. G. Gudkov et al., "Use of Multichannel Microwave Radiometry for Functional Diagnostics of the Brain," *Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 2, pp. 108–111, Jul. 2019, doi: 10.1007/s10527-019-09887-z.
- [62] ► N. S. Tarkhov and I. V. Trokhina, "Antenna-applicators for radiothermometry," *Bulletin of the Tula State University. Technical science*, no. 11, pp. 30–40, 2012. (In Russ.).  
► A. D. Kaprin et al., "Microwave Radiometry in the Diagnosis of Various Urological Diseases," *Biomedical Engineering*, vol. 53, no. 2, pp. 87–91, Jul. 2019, doi: 10.1007/s10527-019-09883-3.
- [63] V. A. Elkin et al., "Applicator microwave antennas for functional biomedical and physical research," *Int. conf. "Modern problems of electronics and microwave radiophysics"*, Saratov, pp. 55–57, March 20–24, 2001. (In Russ.).

- [64] I. V. Semernik, A. V. Demyanenko, and Y. V. Nevstruev, "Development of a broadband microwave applicator for a device for diagnosing bronchopulmonary diseases," 28<sup>th</sup> *International Crimean Conference "Microwave and Telecommunication Technology" (CriMiCo'2018)*, pp. 1487–1493, 2018. (In Russ.).
- [65] Yu. E. Sedelnikov, D. V. Nikishina, and K. N. Khalikova, Pat. No. 2562025 (RF). Antenna-applicator for non-invasive temperature measurement of the internal tissues of a biological object. Published in *Bulletin of Inventions*, no. 14, 2015. (In Russ.).
- [66] O. A. Morozov et al. Patent (RF) No. 2737017 C1. Antenna-applicator for high-resolution radiothermometry. Published in *Bulletin of Inventions*, no. 33, 2020. (In Russ.).
- [67] I. A. Bannikov et al., "Analysis of the properties of a vibrator antenna-applicator in the problem of brain radiometry," 2<sup>nd</sup> *International Conference of Students, Postgraduates and Young Scientists "Information Technologies, Telecommunications and Control Systems,"* Ekaterinburg, pp. 172–179, 2016. (In Russ.).
- [68] E. P. Shabashov, S. N. Shabunin, and B. Mrdakovich, "Modeling and analysis of the properties of a helical antenna for studying brain radiation in the microwave range," *Ural Radio Engineering Journal*, vol. 4, no 1, pp. 84–99, 2020. (In Russ.).
- [69] Yu. E. Sedelnikov, V. S. Kublanov, and O. V. Potapova, "Focused applicator antennas in problems of diagnostic radiothermometry," *Zhurnal radioelektroniki*, no. 7, 2018. URL: <http://jre.cplire.ru/jre/jul18/4/text.pdf>. (In Russ.).
- [70] H. Abufanas et al., "New approach for design and verification of a wideband Archimedean spiral antenna for radiometric measurement in biomedical applications," 2015 *German Microwave Conference*. IEEE, pp. 127–130, 2015.
- [71] K. Arunachalam et al., "Detection of Vesicoureteral Reflux Using Microwave Radiometry—System Characterization With Tissue Phantoms," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 6, pp. 1629–1636, Jun. 2011, doi: 10.1109/tbme.2011.2107515.
- [72] Y. Birkelund, O. Klemetsen, S. K. Jacobsen, K. Arunachalam, P. Maccarini, and P. R. Stauffer, "Vesicoureteral Reflux in Children: A Phantom Study of Microwave Heating and Radiometric Thermometry of Pediatric Bladder," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 11, pp. 3269–3278, Nov. 2011, doi: 10.1109/tbme.2011.2167148.
- [73] N.-A. Livanos et al., "Design and Interdisciplinary Simulations of a Hand-Held Device for Internal-Body Temperature Sensing Using Microwave Radiometry," *IEEE Sensors Journal*, vol. 18, no. 6, pp. 2421–2433, Mar. 2018, doi: 10.1109/jsen.2018.2791443.
- [74] A. Afyf et al., "Flexible antenna array for early breast cancer detection using radiometric technique," *Int. J. Biol. Biomed. Eng.*, vol. 10, pp. 10–17, 2016.
- [75] E. Groupas et al., "Sensing local temperature and conductivity changes in a brain phantom using near-field microwave radiometry," 2017 *International Workshop on Antenna Technology: Small Antennas, Innovative Structures, and Applications (iWAT)*. IEEE, pp. 293–295, 2017.
- [76] V. Leushin et al., "Numerical simulation of miniature antennas applicators of microwave radiometry for diagnostics of the functional state of the brain," *ITM Web of Conferences*. EDP Sciences, vol. 30, p. 13005, 2019.
- [77] M. Koutsoupidou et al., "A microwave breast imaging system using elliptical uniplanar antennas in a circular-array setup," 2015 *IEEE International Conference on Imaging Systems and Techniques (IST)*, IEEE, pp. 1–4, 2015.
- [78] P. Momenroodaki, W. Haines, M. Fromandi, and Z. Popovic, "Noninvasive Internal Body Temperature Tracking With Near-Field Microwave Radiometry," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 66, no. 5, pp. 2535–2545, May 2018, doi: 10.1109/tmtt.2017.2776952.

- [79] P. Momenroodaki, W. Haines, and Z. Popović, “Non-invasive microwave thermometry of multilayer human tissues,” *2017 IEEE MTT-S International Microwave Symposium (IMS)*, IEEE, pp. 1387–1390, 2017.
- [80] Ø. Klemetsen, S. Jacobsen, and Y. Birkelund, “Radiometric temperature reading of a hot ellipsoidal object inside the oral cavity by a shielded microwave antenna put flush to the cheek,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 57, no. 9, pp. 2633–2652, 2012.
- [81] D. B. Rodrigues, P. R. Stauffer, and P. F. Maccarini, “Monitoring brown fat metabolic activity using microwave radiometry: antenna design and frequency selection,” *2014 IEEE Benjamin Franklin Symposium on Microwave and Antenna Sub-systems for Radar, Telecommunications, and Biomedical Applications (BenMAS)*, IEEE, pp. 1–3, 2014.
- [82] G. León, L. F. Herrán, I. Mateos, E. Villa, and J. B. Ruiz-Alzola, “Wideband Epidermal Antenna for Medical Radiometry,” *Sensors*, vol. 20, no. 7, p. 1987, Apr. 2020, doi: 10.3390/s20071987.
- [83] M.-R. Tofighi and J. R. Pardeshi, “Interference Enhanced Biomedical Antenna for Combined Heating and Radiometry Application,” *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 16, pp. 1895–1898, 2017, doi: 10.1109/lawp.2017.2685503.
- [84] H. Ullah et al., “A Wearable Radiometric Antenna for Non-Invasive Brain Temperature Monitoring,” *2018 18<sup>th</sup> International Symposium on Antenna Technology and Applied Electromagnetics (ANTEM)*, IEEE, pp. 1–2, 2018.
- [85] R. Warty, M.-R. Tofighi, U. Kawoos, and A. Rosen, “Characterization of Implantable Antennas for Intracranial Pressure Monitoring: Reflection by and Transmission Through a Scalp Phantom,” *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 56, no. 10, pp. 2366–2376, Oct. 2008, doi: 10.1109/tmtt.2008.2004254.
- [86] V. Slyusar, “Metamaterials in antenna technology: basic principles and results,” *Pervaya Milya*, no. 3-4, pp. 44–60, 2010. (In Russ.).
- [87] B. Osmonov et al., “Passive Microwave Radiometry for the Diagnosis of Coronavirus Disease 2019 Lung Complications in Kyrgyzstan,” *Diagnostics*, vol. 11, no. 2, p. 259, Feb. 2021, doi: 10.3390/diagnostics11020259.
- [88] S. G. Vesnin et al., “Diagnostic conformal system for neuroimaging of the brain using a multichannel radiothermometer based on monolithic integrated circuits,” *Nanotekhnologii: razrabotka, primeneniye*, vol. 12, no. 1, pp. 5–12, 2020. (In Russ.).
- [89] V. Yu. Leushin et al., “Possibilities of increasing the interference immunity of radiothermograph applicator antennas for brain diagnostics,” *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 337, p. 113439, Apr. 2022, doi: 10.1016/j.sna.2022.113439.

### Information about the authors

**V. Yu. Leushin**, Ph.D., technical director of “HYPERION” Ltd., senior researcher of Peoples’ Friendship University of Russia (Moscow, Russia). ORCID 0000-0001-7092-360X.

**S. V. Agasieva**, Ph.D., Associate Professor, Peoples’ Friendship University of Russia (Moscow, Russia). ORCID 0000-0002-9089-1411.

**S. G. Vesnin**, Ph.D., General Director of RTM Diagnostics Ltd., senior researcher of Peoples’ Friendship University of Russia (Moscow, Russia). ORCID 0000-0003-4353-8962.

**M. K. Sedankin**, Ph.D., Senior Researcher of FMBA Burnazyana of Russia, Associate Professor of RTU-MIREA, senior researcher of Peoples’ Friendship University of Russia (Moscow, Russia). ORCID 0000-0001-9875-6313.

**I. O. Porokhov**, Ph.D., engineer of the 1<sup>st</sup> category, JSC “CNIRTI n. a. Acad. A. I. Berg, senior researcher of Peoples’ Friendship University of Russia (Moscow, Russia).

**N. A. Vetrova**, Ph.D., Associate Professor, Bauman Moscow State Technical University, Associate Professor, Peoples' Friendship University of Russia (Moscow, Russia). ORCID 0000-0002-6218-4111.

**E. N. Gorlacheva**, Doctor of Economics, Associate Professor, Bauman Moscow State Technical University, Associate Professor, ORCID 0000-0001-6290-8557.

**M. I. Sidorova**, laboratory researcher, Peoples' Friendship University of Russia, student of Moscow Institute of Physics and Technology.