

DOI: 10.17725/rensit.2020.12.305

Обнаружение локального источника тепла в глубине тела человека методом объемной радиотермографии

¹Новичихин Е.П., ²Сидоров И.А., ³Леушин В.Ю., ⁴Агасиева С.В., ⁵Чижииков С.В.

¹Институт радиотехники и электроники им.В.А.Котельникова РАН, Фрязинский филиал, <http://fire.relarn.ru/>
Фрязино 141190, Московская область, Российская Федерация

²Концерн радиостроения «Вега», <http://www.vega.su/>
Москва 121170, Российская Федерация

³НПИ фирма «ГИПЕРИОН», <http://giperion-msk.ru/>
Москва 115201, Российская Федерация

⁴Российский университет дружбы народов, <http://www.rudn.ru/>
Москва 117198, Российская Федерация

⁵Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, <https://bmstu.ru/>
Москва 105005, Российская Федерация

E-mail: epnov@mail.ru, mail@vega.su, ra3bi@yandex.ru, s.agasieva@mail.ru, chigikov95@mail.ru

Поступила 02.08.2019, рецензирована 22.08.2019, принята 10.09. 2019

Представлена действительным членом РАЕН В.В. Колесовым

Аннотация. Рассматривается возможность неинвазивного одновременного определения глубины расположения и температуры раковой опухоли в глубине человеческого тела методом многочастотной объемной радиотермографии. Приводятся модели для описания процессов приема собственного радиотеплового поля тела человека. Производится анализ возможности вычисления искомых параметров по результатам измерения антенных температур одновременно в двух различных частотных диапазонах. Выявляются условия нахождения решений как аналитическими, так и численными методами. Определяется максимально возможная глубина обнаружения опухоли в зависимости от параметров радиотермографа и теплового контраста в источнике. Обосновывается необходимость многочастотности радиотермографа. Приводятся аналитические решения для глубины залегания и температуры опухоли в рамках рассматриваемой модели.

Ключевые слова: СВЧ-радиотермограф, неинвазивное измерение температуры, злокачественное новообразование, 3D-визуализация, антенна-аппликатор

УДК 612.087

Благодарности. Исследование выполнено за счет гранта Российского Научного фонда (проект №19-19-00349).

Для цитирования: Новичихин Е.П., Сидоров И.А., Леушин В.Ю., Агасиева С.В., Чижииков С.В. Обнаружение локального источника тепла в глубине тела человека методом объемной радиотермографии. *РЭНСИТ*, 2020, 12(2):305-312. DOI: 10.17725/rensit.2020.12.305.

Local heat source detection inside of the human body by means of microwave radiothermography

Evgeny P. Novichikhin

Kotelnikov Institute of Radioengineering and Electronics of RAS, Fryazino Branch, <http://fire.relarn.ru/>
Fryazino 141190, Moscow Region, Russian Federation
info@cplire.ru

Igor A. Sidorov

Radioengineering Concern "VEGA", <http://www.vega.su/>
Moscow 121170, Russian Federation
mail@vega.su

Vitaly Yu. Leushin

Scientific and Production Company «HIPERION», <http://giperion-msk.ru/>

Moscow 115201, Russian Federation

ra3bu@yandex.ru

Svetlana V. Agasieva

RUDN University, <http://www.rudn.ru/>

Moscow 117198, Russian Federation

s.agasieva@mail.ru

Sergey V. Chizhikov

Bauman Moscow State Technical University, <https://bmstu.ru/>

Moscow 105005, Russian Federation

chigikov95@mail.ru

Received August 02, 2019, reviewed August 22, 2019, accepted September 10, 2019

Abstract. The possibility of non-invasive simultaneous detection of the depth and the temperature of a cancerous tumor inside the human body by means of multifrequency microwave 3D-radiothermography is regarding. The models for the description of the reception processes of the own human radio-thermal field are resulted. The possibility of calculating the required parameters by measuring antenna temperatures simultaneously in two different frequency ranges is analyzed. The conditions for solutions finding by both analytical and numerical methods are revealed. The possible maximum depth for tumors detection depending on the parameters of radiothermograph and thermal contrast in the source is determined. The necessity of multi frequency receiving is approving. Analytical solutions for tumor depth and temperature for the current model are presented.

Keywords: microwave radiothermography, non-invasive temperature measurement, malignant tumor, 3D-visualization, antenna-applicator

UDC 612.087

Acknowledgments. The study was carried out with a grant from the Russian Science Foundation (project No. 19-19-00349).

For citation: Evgeny P. Novichikhin, Igor A. Sidorov, Vitaly Yu. Leushin, Svetlana V. Agasieva, Sergey V. Chizhikov. Detection of a local source of heat in the depths of the human body by volumetric radiothermography. *RENSIT*, 2020, 12(2):305-312. DOI: 10.17725/rensit.2020.12.305.

СОДЕРЖАНИЕ

1. ВВЕДЕНИЕ (306)
2. МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ
3D-РАДИОТЕРМОГРАФИИ (308)
3. МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССОВ ПРИЕМА
ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА (308)
4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ (311)

ЛИТЕРАТУРА (311)

1. ВВЕДЕНИЕ

Патологические процессы внутри тела человека, как правило, сопровождаются искажением естественного теплового поля внутри тела и на его поверхности. Знание распределения теплового поля в теле человека и реакции теплового поля на различные физиологические тесты позволяет

достоверно диагностировать различные заболевания. Наружную температуру тела человека измеряют обычными медицинскими термометрами или инфракрасными пирометрами и тепловизорами. Измерить температуру внутри тела такими методами невозможно, а введение термодатчика под кожу приводит к нарушению естественного теплового поля.

Поэтому актуальной является задача совершенствования неинвазивных методов измерения внутренних температур в теле человека с целью ранней диагностики и мониторинга злокачественных новообразований и других патологий методом радиотермографии, который активно развивается специалистами и учеными многих стран мира [1].

Рядом ученых выдвинута гипотеза о том, что длительный воспалительный процесс в конечном счете может привести к злокачественному новообразованию. Традиционные методы диагностики (магниторезонансная томография (МРТ), компьютерная томография (КТ) и др.) дают врачу информацию о структурных изменениях тканей: размере опухоли, ее локализации, наличии микрокальцинатов, плотности, и позволяют выявлять, в основном, уже сформировавшиеся опухоли на «клинически поздних» стадиях развития. Температура же является первым маркером патологических изменений в организме человека. Например, температура злокачественной опухоли в силу повышенного метаболизма на 2-3 градуса выше температуры интактных тканей. Причем, тепловые изменения появляются не только тогда, когда имеется высокая вероятность малигнизации. Получить информацию о температуре внутренних тканей можно с помощью МРТ, но такой подход требует доступа к сложному медицинскому оборудованию. МРТ-оборудование имеет высокую стоимость и не подходит для измерений, которые необходимо часто повторять в течение длительного периода времени. Это открывает огромные возможности применения метода радиометрии в практической медицине [7-9].

Однако развитие данного метода затрудняется наличием ряда научно-технических барьеров, которые необходимо преодолеть. Объединение в одном радиометрическом комплексе принципов многоканальности, многочастотности и микроминиатюрности приведет к существенному уменьшению размеров радиометрического приемника и к необходимости разработки принципиально новых конструктивных и технологических решений, а именно выполнение его в виде одного модуля, что подразумевает использование монолитного интегрального исполнения. Результаты работ в данном направлении отображены в работах [10-16].

Другая важнейшая проблема, на решение которой направлено исследование, описанное в настоящей статье, заключается в том, что построение 3D изображений радиоярких температур на основе электромагнитного излучения, регистрируемого построенным на

новых принципах цифровым модулем обработки радиометрических сигналов, требует разработки принципиально нового комплекса алгоритмов и программ, адекватных исследуемому биологическому объекту.

Метод радиотермографии основан на приеме и измерении характеристик собственного радиотеплового излучения тела человека при помощи специализированного высокочувствительного приемника в диапазоне сантиметровых или дециметровых волн – СВЧ-радиометра со специальными антеннами-аппликаторами [2], устанавливаемыми на поверхности тела человека. При этом, для обеспечения приемлемой точности измерений температуры, порядка 0.1 градуса, необходимо учитывать степень согласования антенн-аппликаторов с телом человека в местах установки, что достигается благодаря специальному режиму приема – скатерометрическому приему.

Особенно эффективным оказалось применение радиотермографа для обнаружения злокачественных новообразований (раковых опухолей) на ранних стадиях развития патологии даже тогда, когда они еще не обнаруживаются рентгеновским методом. Метод радиотермографии применим и при глюкозном тесте, когда пациенту дают выпить натоцак 30 грамм водного раствора глюкозы. Глюкоза, как высококалорийное вещество, всасывается и разносится кровотоком по всему организму, питая клетки [3]. При этом, температура тела кратковременно равномерно повышается на одну-две десятых градуса. Если же где-то имеется злокачественное образование, то в месте его локализации температура повышается значительно сильнее, на один-два градуса. Обнаружение места локальной температурной аномалии показывает, где расположена раковая опухоль.

Многоканальный радиотермограф способен принимать, обрабатывать и визуализировать данные от нескольких антенн-аппликаторов одновременно. При этом отображается двумерное изображение распределения температур, изменяющаяся с течением времени во время проведения анализа [4]. Однако, этот метод не позволяет определить глубину расположения опухоли под кожей.

Цель настоящей статьи – показать возможность определения не только места положения, но и глубины расположения раковой опухоли методом объемной радиотермографии.

2. МЕТОДОЛОГИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ 3D-РАДИОТЕРМОГРАФИИ

Метод объемной радиотермографии основан на использовании естественного электромагнитного излучения различных объектов (в том числе и тканей живых существ), температура которых отлична от абсолютного нуля [16-17]. Любой элемент тела человека является источником теплового электромагнитного излучения в широком диапазоне частот. Излучение, возникшее в глубине человеческого тела, распространяясь до поверхности, частично затухает вследствие поглощения в тканях человека. Величина затухания волны зависит от типа ткани (мышечная ткань, жировая клетчатка, костная ткань, черепная коробка, мозг) и от длины волны. Численно затухание характеризуется величиной скин-слоя или глубиной, на которой мощность электромагнитной волны уменьшается в e раз (2.7282). Величина скин-слоя зависит от длины волны излучения. Так для волны 43 см величина скин-слоя для тканей молочной железы составляет примерно 7 см, а для волны 21 см около 3.5 см. Таким образом, измеряя мощность собственного теплового излучения тела в одной точке, но в разных частотных диапазонах, можно дифференцировать местоположение источника повышенного теплового излучения по глубине. В этом заключается методологическая основа 3-D радиотермографии.

С целью уточнения алгоритмов обработки сигналов, принимаемых многоканальным многочастотным радиотермографом, и вычисления распределения температур внутри человеческого тела по глубине, необходимо математическое моделирование процессов теплопередачи и тепловых полей для вычисления получаемых радиотермографом значений радиоярких температур в каждом частотном диапазоне [5]. На практике же необходимо решить обратную задачу, а именно, по измеренным значениям радиоярких температур на разных частотных диапазонах

и по измеренным значениям поверхностных температур вычислить распределение термодинамической температуры по глубине для каждой антенны-аппликатора. Полученные значения необходимо проинтерполировать по всей исследуемой поверхности тела и по глубине для восстановления 3D структуры теплового поля. Анализ динамической картины 3D структуры теплового поля позволяет определить три координаты локального источника аномального разогрева при его наличии, что позволит более точно локализовать положение злокачественной опухоли.

Использование нескольких антенн и многоканальных радиометрических приемников, работающих в СВЧ-диапазоне, позволяет проводить динамические исследования глубинных температур тела человека с компьютерной обработкой и представлением результатов в виде температурных карт и динамических графиков. Обеспечение требуемых разрешающей способности и чувствительности в реальном масштабе времени чрезвычайно сложная задача. Появление доступного и недорогого прибора для ранней диагностики большого количества патологий даст возможность использовать его для персональной медицины. Следует особо отметить, что в дополнение к ранней диагностике различных патологий он может быть использован для неинвазивного мониторинга процесса лечения заболеваний [19-20].

Обычный радиотермограф [6] измеряет усредненную температуру по диаграмме направленности антенны-аппликатора внутри тела человека. Новизна рассматриваемого подхода заключается в попытке более точной локализации точечного теплового источника в зоне главного луча диаграммы направленности антенны-аппликатора и вычислении его температуры.

3. МОДЕЛИРОВАНИЕ ТЕПЛОВЫХ ПОЛЕЙ И ПРОЦЕССОВ ТЕПЛОПЕРЕДАЧИ В ТЕЛЕ ЧЕЛОВЕКА

Полная модель тела человека, учитывающая все процессы (тепловыделения, теплопереноса, излучения теплового электромагнитного поля, его распространение и прием), чрезвычайно

громоздка и сложна. Для решения поставленной задачи рассматривается несколько моделей, построенных по принципу «от простого к сложному».

В качестве простейшей модели рассматривается участок тела человека как однородная среда распространения электромагнитных волн с постоянным коэффициентом поглощения и без теплопроводности. Антенна-аппликатор идеально согласована с телом в месте установки, имеет карандашную диаграмму направленности внутри тела человека и не имеет боковых лепестков и заднего рассеяния. Раковая опухоль представляет точечный источник тепла с повышенной температурой по сравнению с температурой тела. Без ограничения общности, можно считать участок с опухолью абсолютно черным телом, тогда его радиояркость температура равна термодинамической. На практике опухоль является «серым» телом, так как до сих пор не выявлены различия диэлектрических свойств обычных тканей и тканей, пораженных опухолью. Рассмотрение опухоли как «серого» тела не ограничивает общность рассмотрения модели, а лишь приводит к уменьшению яркостного контраста. Расположение элементов модели показано на **рис. 1**. Модель рассматривается в системе координат с началом в точке установки антенны-аппликатора, осями X и Y в плоскости поверхности кожи, ось Z направлена от поверхности в глубину тела человека. Все дальнейшие выкладки будут

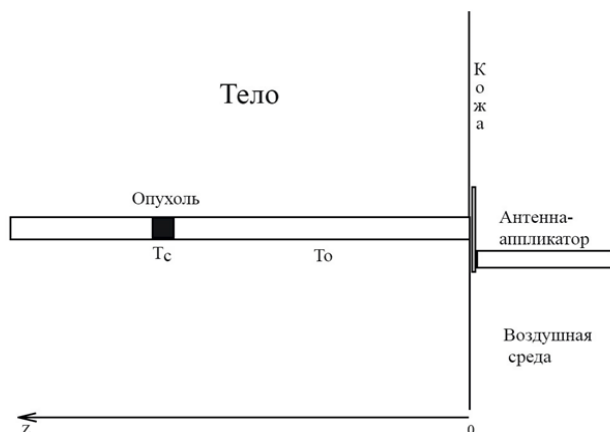


Рис. 1. Модель определения локализации теплового источника в теле человека.

рассмотрены в одномерном пространстве вдоль оси Z.

В общем случае яркостная температура определяется следующим образом (1):

$$T_b = \int_0^{\infty} w(z)T(z)dz, \tag{1}$$

где $T(x)$ - термодинамическая температура, а $w(x)$ - весовая функция, определяемая поглощением, при этом

$$\int_0^{\infty} w(z)dz = 1.$$

Поскольку поглощение подчинено экспоненциальному закону, то

$$w(z) = ke^{-kz},$$

где k - коэффициент поглощения для данной длины волны. Величина, обратная k , есть величина скин-слоя z_s , т.е. толщина слоя, при которой излучение уменьшается в e раз.

$$z_s = \frac{1}{k}.$$

Пусть опухоль с температурой T_c находится на глубине z_c , а T_0 - температура тела. Учитывая, что опухоль по предположению - это абсолютно черное тело, распределение температуры в теле можно записать в виде функции:

$$T(z) = \begin{cases} T_0, & \text{if } z < z_c, \\ T_c, & \text{if } z \geq z_c. \end{cases} \tag{2}$$

Тогда, подставляя это выражение в уравнение (1) получим яркостную температуру, измеряемую СВЧ-радиометром, подключенным к антенне-аппликатору:

$$T_b = T_0\rho + T_c(1 - \rho), \tag{3}$$

где

$$\rho = 1 - e^{-kz_c} = 1 - e^{-\frac{z_c}{z_s}}. \tag{4}$$

Подставляя формулу (4) в формулу (3) получим:

$$T_b(z_c) = (T_c - T_0)e^{-\frac{z_c}{z_s}} + T_0. \tag{5}$$

Формула (5) справедлива для всех частотных каналов дециметрового диапазона, только величина скин-слоя z_s зависит от частотного диапазона. График зависимости антенной температуры, вычисленной по формуле (5),

представлен на **рис. 2** сплошной линией.

Формула (5) позволяет оценить максимальную глубину, с которой источник с температурой T_c может быть обнаружен радиометром с чувствительностью δT :

$$z_{\max} = z_s \cdot \ln\left(\frac{T_c - T_0}{\delta T}\right). \quad (6)$$

Анализ формулы (6) показывает, что максимальная глубина обнаружения источника тепла напрямую зависит от величины скин-слоя (затухания в среде, чем меньше затухание, тем больше глубина обнаружения), зависит от величины теплового контраста (разницы температуры источника и температуры тела) и чувствительности радиометра (чем выше чувствительность, тем больше глубина обнаружения).

В формуле (5) известными величинами являются $T_b(z_c)$ (измеряется радиометром), температура тела T_0 измеряется термодатчиком на поверхности тела, величина скин-слоя для данного частотного диапазона z_s , может быть определена при специальной калибровке. Неизвестными являются температура источника T_c и глубина его залегания z_c . Одно уравнение с двумя неизвестными не имеет однозначного решения, следовательно, одночастотный (однодиапазонный) радиотермограф не способен измерять одновременно температуру и глубину залегания опухоли.

Для однозначного определения температуры опухоли и глубины ее залегания необходимо проводить измерения одновременно, как

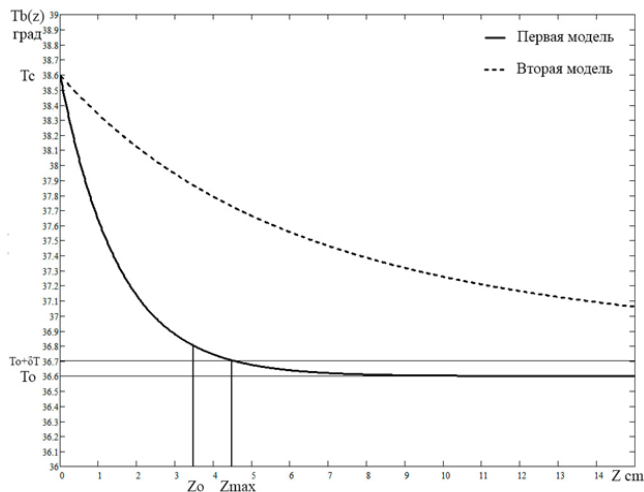


Рис. 2. Значения яркостной температуры для двух моделей, рассчитанных по формулам (3) и (11). По оси x отложена глубина залегания опухоли в см. для скин-слоя – 3.5 см.

минимум, в двух различных частотных диапазонах с частотами λ_1 и λ_2 . Тогда применяя формулу (5) к каждому частотному диапазону, получим систему из двух уравнений с двумя неизвестными:

$$\begin{cases} T_{b\lambda_1}(z_c) = (T_c - T_0)e^{\frac{z_c}{z_{s\lambda_1}}} + T_0 \\ T_{b\lambda_2}(z_c) = (T_c - T_0)e^{\frac{z_c}{z_{s\lambda_2}}} + T_0 \end{cases}. \quad (7)$$

Следует отметить, что решения системы уравнений (7) имеет смысл искать только при условии, что источник T_c обнаружен обоими частотными каналами, точнее, обнаружен коротковолновым каналом, так как если источник обнаружен коротковолновым каналом, то он точно обнаружен и длинноволновым. При выполнении данного условия система уравнений (7) имеет однозначное аналитическое решение:

$$z_c = \frac{z_{s\lambda_1} z_{s\lambda_2}}{z_{s\lambda_1} - z_{s\lambda_2}} \ln\left(\frac{T_{b\lambda_1} - T_0}{T_{b\lambda_2} - T_0}\right) \quad (8)$$

$$T_c = T_0 + \frac{T_{b\lambda_2} - T_{b\lambda_1}}{\alpha^{\frac{z_{s\lambda_1}}{z_{s\lambda_2}}} - \alpha^{\frac{z_{s\lambda_2}}{z_{s\lambda_1}}}},$$

где

$$\alpha = \left(\frac{T_{b\lambda_1} - T_0}{T_{b\lambda_2} - T_0}\right)^{\frac{1}{z_{s\lambda_1} - z_{s\lambda_2}}}.$$

Анализ формул (8) показывает, что выражения имеют смысл, если $z_{s\lambda_1} \neq z_{s\lambda_2}$, что всегда выполняется при условии $\lambda_1 \neq \lambda_2$. А также должны выполняться условия $T_{b\lambda_1} \neq T_0$ и $T_{b\lambda_2} \neq T_0$, что означает возможность обнаружения источника T_c в обоих частотных каналах, как отмечалось выше.

Более точная модель должна учитывать распределение тепла и, следовательно, температуры внутри тела. Классический метод состоит в решении уравнения теплопроводности, но учитывая сложность и неоднородность объекта, наличие переноса тепла кровью и пр., это возможно осуществить только численными методами.

Поэтому в качестве следующего шага рассматривается одномерное стационарное уравнение теплопроводности в однородной среде. В этом случае решение представляется линейным уравнением на участке от 0 до z_c (от поверхности до опухоли). С учетом предыдущих

предположений функцию температуры можно представить в виде:

$$T(z) = \begin{cases} az + b, & z < z_c, \\ T_c, & z \geq z_c. \end{cases} \quad (9)$$

Значения параметров a и b определяются граничными условиями для участка $(0, z_c)$, а именно:

$$\begin{cases} T_0 = a \cdot 0 + b = b \\ T_c = az_c + b \end{cases} \Rightarrow \begin{cases} a = \frac{T_c - T_0}{z_c} \\ b = T_0 \end{cases}. \quad (10)$$

В общем случае граничное условие для $z = 0$ задается условиями третьего рода, т.е. потоком тепла между поверхностью и внешней средой, но учитывая тот факт, что температура на поверхности задана, т.е. всегда измеряема, выбран более простой вариант.

Подставляя функцию температуры в выражение для яркостной температуры и учитывая граничные условия, получаем:

$$T_b = T_0 \rho' + T_c (1 - \rho'), \quad (11)$$

где

$$\rho' = 1 - \frac{z_s}{z_c} (1 - e^{-\frac{z_c}{z_s}}).$$

Видно, что уравнение (11) идентично уравнению (3) для более простой модели. Отличие в том, система уравнений для двух частот в этом случае не имеет аналитического решения.

На рис. 2 приведены расчеты яркостной температуры T_b для двух моделей. Температура тела T_0 при этом равна 36.6 градусам, а температура опухоли T_c 38.6 градусам. Видно, что в случае модели 2 влияние опухоли на измеряемое значение яркостной температуры ожидаемо больше, чем в модели 1, поскольку в ней учтено распределение тепла в теле.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных исследований и моделирования в рамках построенных моделей получены следующие новые результаты:

- показано, что при помощи одночастотного радиотермографа невозможно одновременно определить температуру локальной тепловой аномалии и глубину ее залегания. Дано обоснование необходимости проводить измерения как минимум в двух различных

частотных диапазонах и использовать данные поверхностных термодатчиков для определения температуры локальной тепловой аномалии и глубину ее залегания;

- предложены 2 модели формирования яркостной температуры на поверхности тела;
- определена максимальная глубина обнаружения тепловой аномалии в теле человека в зависимости от величины скин-слоя для данной длины волны, теплового контраста и чувствительности радиометра;
- получена система уравнений, описывающих зависимости измеряемых и искомым физических величин;
- показано, что решение системы уравнений возможно лишь при условии залегания тепловой аномалии на глубине, не превышающей максимальную глубину обнаружения тепловой аномалии для более коротковолнового частотного канала радиотермографа;
- для одной из моделей получены аналитические решения для температуры тепловой аномалии и глубины ее залегания.

ЛИТЕРАТУРА

- Гуляев ЮВ, Верба ВС, Гандурин ВА, Гудков АГ, Леушин ВЮ, Цыганов ДИ. Пассивные и активные радиолокационные методы исследований и диагностики живых тканей человека. *Биомедицинские технологии и радиоэлектроника*, 2006, №11:14-20.
- Веснин СГ, Седанкин МК. Миниатюрные антенны-апликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения. *Биомедицинская радиоэлектроника*, 2011, №10:51-56.
- Gautherie M. Temperature and blood flow patterns in breast cancer during natural evolution and following radiotherapy. *Progress in Clinical and Biological Research*, 1982, №107:21-64.
- Гуляев ЮВ, Леушин ВЮ, Гудков АГ, Щукин СИ, Веснин СГ, Кубланов ВС, Порохов ИО, Седанкин МК, Сидоров ИА. Приборы для диагностики патологических изменений в организме человека методами микроволновой радиометрии. *Нанотехнологии: разработка, применение – XXI век*. 2017, 9(2):27-45.
- Sedankin MK, Leushin VYu, Gudkov AG, Vesnin SG, Sidorov IA, Agasieva SV, Markin AV. Mathematical Simulation of Heat Transfer Processes in a Breast with a Malignant Tumor. *Biomedical Engineering*, 2018, 52(3):190-194. DOI: 10.1007/s10527-018-9811-2
- Бирюков ЕД, Верба ВС, Гудков АГ, Леушин ВЮ,

- Плющев ВА, Сидоров ИА. Многочастотный радиотермограф. Патент РФ RU2328751. Приоритет от 20.02.2008. Класс МПК G01R29/08.
7. Verba VS, Gandurin VA, Gudkov AG, Leushin VY, Plushev VA. Application of radiolocation methods in radio frequency and optical bands to detect human living tissue pathologies. *Proc. 16th Intern. Crimean Conf Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2006)*, № 4023532:903-904.
 8. Gudkov AG, Leushin VY, Mikheev VA, Kolpakov NS, Porokhov IO, Silkin AT. The set of wideband directional antennas for systems of electromagnetic radiation locating. *Proc. 21st Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2011)*, № 6069055:561-562.
 9. Agasieva SV, Gudkov AG, Korolev AV, Leushin VY, Plushchev VA, Sidorov IA Development results of the unified receiving module for multichannel medical radio thermographs. *Proc. 24th Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2014)*, № 6959752:1045-1046.
 10. Gudkov AG. Complex technological optimization of microwave devices. *Proc. 17th Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2007)*, № 4368833:521-522.
 11. Gudkov AG, Leushin VY, Meshkov SA. Ensuring of microwave circuit quality performance using the method of probabilistic modeling. *Proc. 17th Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2007)*, № 4368834:523-524.
 12. Gudkov AG, Leushin VY, Meshkov SA, Popov VV. Application of complex technological optimization for monolithic microwave circuits designing. *Proc. 18th Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo-2008)*, № 4676491:535-536.
 13. Tikhomirov VG, Gudkov AG, Agasieva SV, Gorchacheva EN, Shashurin VD, Zybin AA, Evseenkov AS, Parnes YM. The sensitivity research of multiparameter biosensors based on HEMT by the mathematic modeling method. *Journal of Physics: Conference Series*, 2017, 917(4):042016.
 14. Parnes YM, Tikhomirov VG, Petrov VA, Gudkov AG, Marzhanovskiy IN, Kukhareva ES, Vyuginov VN, Volkov VV, Zybin AA. Evaluation of the influence mode on the CVC GaN HEMT using numerical modeling. *Journal of Physics: Conference Series*, 2016, 741 (1):012024.
 15. Sister VG, Ivannikova EM, Gudkov AG, Leushin VY, Sidorov IA, Plyushchev VA, Soldatenko AP. Detection of forest and peat-bog fire centers by means of microwave radiometer sounding. *Chemical and petroleum engineering*, 2016, 52(1-2):123-125.
 16. Gudkov AG, Sister VG, Ivannikova EM, Sidorov IA, Chetyrkin DY. On the Possibility of Detecting Oil Films on a Water Surface by Methods of Microwave Radiometry. *Chemical and Petroleum Engineering*, 2019, 55(1-2):57-62.
 17. Sedankin MK, Leushin VY, Gudkov AG, Agasieva SV, Markin AV etc. Mathematical Simulation of Heat Transfer Processes in a Breast with a Malignant Tumor. *Biomedical Engineering*, 2018, 52(3):190-194.
 18. Sedankin MK, Leushin VY, Gudkov AG, Agasieva SV, Gorchacheva EN. Modeling of Thermal Radiation by the Kidney in the Microwave Range. *Biomedical Engineering*, 2019, 53(1):60-65.
 19. Sedankin MK, Leushin VY, Gudkov AG, Ovchinnikov LM, Vetrova NA. etc. Antenna Applicators for Medical Microwave Radiometers. *Biomedical Engineering*, 2018, 52(4):235-238.
 20. Bobrikhin AF, Gudkov AG, Leushin VY, Los' VF, Porokhov IO, Sidorov IA. Modeling of the dipole, helical and cavity-slot antennas applicators for multichannel medical radiothermographs. *Proc. 24th Intern. Crimean Conf. Microwave and Telecommunication Technology (CriMiCo 2014)*, № 6959753:1047-1048.

Новичихин Евгений Павлович

к.ф.-м.н., с.н.с.

ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН, Фрязинский филиал
1, Введенского пл., Фрязино 141190, Моск.обл., Россия
ernov@mail.ru

Сидоров Игорь Александрович

к.т.н., доцент

Концерн радиостроения «Вега»
34, Кутузовский просп., Москва 121170, Россия
mail@vega.su

Леушин Виталий Юрьевич

к.т.н.

НПИ фирма «ГИПЕРИОН»
13, Каширский проезд, Москва 115201, Россия
ra3bu@yandex.ru

Агасиева Светлана Викторовна

к.т.н., доцент

Российский университет дружбы народов
6, Миклухо-Маклая ул., Москва 117198, Россия
s.agasieva@mail.ru

Чижиков Сергей Владимирович

аспирант

Моск. гос. техн. университет им. Н.Э. Баумана
5, 2-я Бауманская ул., Москва 105005, Россия
chigikov95@mail.ru.