

Математическое моделирование собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне

Веснин С.Г, Седанкин М.К.

Введение

Известно, что любое тело, температура которого отлична от абсолютного нуля излучает электромагнитные колебания в широком диапазоне частот. Исследования электромагнитных полей человека в микроволновом диапазоне в нашей стране начались в 70^х годах прошлого века. В институте радиотехники и электроники РАН у истоков работ стояли Ю.В. Гуляев и Э.Э. Годик [8]. В Нижнем Новгороде была создана знаменитая научная школа под руководством Троицкого В.С [6]. В эти же годы американский радиоастроном А. Барретт опубликовал статью в журнале «Science» [1], в которой представил результаты измерений 1000 тысяч женщин в диапазоне 9 см и 23 см. Результаты наглядно демонстрировали возможность использования полученной информации для выявления рака молочной железы [1]. Эти исследования дали толчок к созданию научных школ, изучающих собственное излучение человека в различных частотных диапазонах [5,9-29].

В отличие от инфракрасной (ИК) термографии, которая выявляет температурные изменения на коже, измерения собственного излучения человека в микроволновом диапазоне, позволяют выявлять температурные аномалии на глубине нескольких сантиметров. Это открывает возможность использования метода в маммологии для выявления пациентов группы риска рака молочной железы (РМЖ). Тепловые методы абсолютно безвредны, безболезненны, измерения можно проводить многократно, в том числе молодым и беременным женщинам. Кроме этого тепловые изменения наступают на самой ранней стадии развития опухолевого процесса, поэтому эти технологии интересны для проведения скрининговых исследований. Многолетние наблюдения, проводимые французскими учеными за 1247 женщинами, у которых не было структурных изменений, но уже были тепловые изменения на коже, показали, что у 38% пациентов из этой группы в течение 8 лет был выявлен рак молочной железы [4]. Это колоссальный процент, учитывая, что, при маммографическом скрининге рак молочной железы в течение 10 лет выявляется только у 3.6% женщин. Таким образом, наличие температурных аномалий в молочной железе является фактором высокого риска развития рака.

Вторым важным фактором, объясняющим интерес специалистов к тепловым методам, является тот факт, что температура опухоли определяется ее темпом роста [3], поэтому наиболее опасные агрессивные опухоли, имеют высокую температуру и в первую очередь выявляются в процессе обследования. Это принципиально важно, поскольку

именно быстрорастущие опухоли в значительной мере определяют смертность от РМЖ, и, к сожалению, рентген-маммографический скрининг, который в большинстве стран проводится один раз в два года, пропускает большую долю быстрорастущих опухолей [57].

В 80х годах прошлого века во многих странах мира интенсивно развивалась ИК-термография, позволяющая выявлять тепловые аномалии на коже, и многие специалисты связывали надежды, что тепловидение сможет занять достойное место в скрининге РМЖ. К сожалению, этого не произошло, более того, в те годы у многих онкологов сформировалось настороженное отношение к тепловым методам. Что касается микроволновой радиотермометрии, то наряду с очевидными достоинствами, имели место и серьезные недостатки, которые сдерживали развитие метода, как в России, так и за рубежом. Основным недостатком метода являлась необходимость экранировки помещения для измерения собственного излучения пациента. Уровень собственного излучения тканей пациента в микроволновом диапазоне составляет 10^{-16} Вт, в тоже время, мощность электромагнитного излучения сотовых телефонов, компьютеров и т.д. гораздо выше этого уровня. Поэтому все измерения в микроволновом диапазоне проводились в специальных экранированных помещениях. Очевидно, что большинство небольших медицинских центров не располагали такими возможностями, поэтому технология применялась только для научных исследований и не использовалась в практической медицине. Любопытно, что большинство специалистов разрабатывающих микроволновые радиометры, считали, что низкая помехозащищенность это «врожденный дефект метода» и дискуссий по устранению этого недостатка практически не было.

Вместе с тем, оказалось, что, по крайней мере, в десяти сантиметровом диапазоне частот, можно создать помехозащищенные приборы, способные работать без специальной экранировки помещения. Для этого необходимо экранировать не помещение, в котором проводится измерение, а антенну, принимающую собственное излучение человека[36]. Ниже будут продемонстрированы некоторые конструктивные реализации этого принципа. Надо отметить, что решение проблемы помехозащищенности дало огромный импульс в развитие технологии в практическом здравоохранении. Были проведено 7 клинических испытаний метода в России и США более чем на 1000 пациентов, продемонстрировавших очень высокую чувствительность метода при выявлении пациентов группы риска РМЖ [38-39]. В настоящее время технология включена в стандарт медицинской помощи онкологических больных в РФ, в Национальное руководство по маммологии [47], сейчас технология используется более чем в 170 центрах в 25 странах мира. Таким образом, идеи, которые были сформулированы в конце прошлого века пионерами этого направления сейчас начинают продвигаться в практическую медицину.

В процессе многолетней работы мы использовали радиометры, работающие в трех частотных диапазонах 26 см, 8.5 см, 6см. Проведенные исследования показали, что для диагностики заболеваний молочных желез, помимо информации о внутренней температуре, необходимо иметь информацию о температуре кожи. Соотношение между внутренней и кожной температурой является важным диагностическим признаком. Поэтому медицинская технология включает в себя обязательное измерение как внутренней температуры в микроволновом диапазоне, так и измерение температуры кожи. Сокращенно эта технология называется РТМ диагностика. Последние годы в России РТМ метод применительно к обследованию молочных желез называют «микроволновая маммография», а за рубежом BreastScan Technology. На первом этапе развития метода измерения внутренней и кожной температуры проводились разными датчиками, но в последней версии прибора используется датчик, который одновременно измеряет собственное излучение, как в микроволновом диапазоне, и так и в ИК диапазоне. Это позволило существенно сократить время обследования и повысить точность диагностики.

Было бы неправильно, ограничивать область применения РТМ метода только маммологией. Есть большое число интересных работ, посвященных использованию метода в неврологии [45-46], гинекологии [53], хирургии [50], эндокринологии [51], урологии [52] и т.д. Программное обеспечение в настоящее время позволяет проводить обследование более 20 органов.

За десять лет использования технологии в медицинской литературе было опубликовано десятки статей, методических рекомендаций и результатов клинических испытаний, посвященных медицинским аспектам РТМ метода [38-52]. Вместе с тем, технических публикаций посвященных РТМ методу было крайне мало. В настоящей работе сделана попытка познакомить читателей именно с техническими возможностями РТМ метода, в частности, разработанными нами принципами математического моделирования собственного излучения тканей человека микроволновом диапазоне.

Основные принципы микроволновой радиотермометрии

Микроволновый радиометр измеряет собственное электромагнитное излучение тканей в микроволновом диапазоне. Если прислонить микроволновую антенну к телу, то мощность электромагнитного излучения на выходе антенны будет пропорциональна радиометрической (яркостной) температуре тканей под антенной T_{rad}

$$P = kT_{rad}\Delta f(1 - R) \quad (1)$$

P - мощность шумового сигнала на выходе антенны, Вт;

$$k = 1.38 * 10^{-23} \frac{Дж}{К} ;$$

Δf - полоса частот радиометра, ГГц;

R - коэффициент отражения антенны.

В большинстве радиометров используются специальные схемы, которые компенсируют влияния коэффициента отражения на результаты измерения, поэтому обычно в расчетах принимают $R=0$. Таким образом, в соответствии с (1), измеряя мощность собственного излучения в микроволновом диапазоне, можно получать информацию о яркостной температуре T_{rad} .

T_{rad} - яркостная температура, измеряемая с помощью радиотермометра, связана с «обычной» термодинамической температурой $T(r)$ соотношением (2):

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

где $T(r)$ - термодинамическая температура,

r - текущая координата

$C(r)$ - весовая радиометрическая функция

$\overline{E}(r)$ - вектор электрического поля создаваемого антенной в исследуемом объеме, σ - электропроводность тканей

Если температура биообъекта постоянна и равна T_0 , то из (2) следует, что $T_{rad} = T_0$, т. е. яркостная температура совпадает с термодинамической. Во всех остальных случаях она представляет собой усредненную, с весом $C(r)$, термодинамическую температуру в объеме под антенной.

Если температура $T(r)$ изменяется только по глубине, то для слоистой структуры, состоящей из N слоев, каждый из которых имеет собственные диэлектрические параметры, уравнение (2) можно записать в следующем виде:

$$T_{rad} = \sum_{i=1}^N T_i * C_i \quad C_i = \frac{\frac{\sigma_i}{2} \int_{V_i} |\overline{E}(r)|^2 dV}{\sum_{i=1}^N \frac{\sigma_i}{2} \int_{V_i} |\overline{E}(r)|^2 dV} \quad (3)$$

C_i - Весовые коэффициенты для слоистой структуры, характеризующие вклад каждого слоя в измеряемую температуру.

Очевидно, что

$$\sum_{i=1}^N C_i = 1 \quad (4)$$

Полезно также ввести понятие интегральной радиометрической функции для многослойной структуры - $D(z)$, функция, которая характеризует распределение энергии в объеме.

$$D(z) = \sum_{i=1}^{N_z} C_i \quad z = \sum_{i=1}^{N_z} h_i \quad (5)$$

Антенны для измерения собственного излучения в микроволновом диапазоне

Большинство специалистов для измерения собственного излучения в микроволновом диапазоне использовали разомкнутый с одного конца прямоугольного волновод, заполненный диэлектриком [1,11-12,25]. Для изготовления таких антенн применяются традиционные волноводные технологии. Они достаточно просты при проектировании и имеют хорошее согласование в широкой полосе частот. К недостаткам следует отнести значительный вес и высокую теплоемкость антенны, что приводит к влиянию температуры волновода на измеряемую температуру. Кроме этого, прямые углы волновода в некоторых случаях вызывают болезненные ощущения у пациента.

Кроме волноводных антенн, в России очень широкое распространение получили вибраторные и рамочные антенны аппликаторы [7] (рис.2).

Эти антенны весьма просты в изготовлении, компактны, хорошо прилегают к телу и не оказывают влияния на измеряемую температуру. Основным недостатком подобных антенн является их очень низкая помехозащищенность.



Рис. 1 Вибраторная антенна аппликатор

Электромагнитные волны, создаваемые внешними источниками помех наводятся непосредственно на незащищенный излучатель, поэтому для проведения измерений требуются специальное экранированное помещение. Антенна в виде отрезка прямоугольного волновода имеет более высокую помехозащищенность, но зачастую недостаточную, чтобы работать без специальной экранировки.

Предложенная в [36] помехозащищенная антенна, способна работать в десяти сантиметровом диапазоне без специальной экранировки, что позволило использовать технологию в медицинской практике. Оказалось, что для того чтобы защититься от внешних электромагнитных помех не требуется экранировать помещение, а достаточно защитить

антенну. В простейшем случае, экранированную антенну необходимо поместить в дополнительный экран и подобрать его размеры таким образом, чтобы внешние помехи не попадали в апертуру антенны. На рис.3 и на рис. 4 в представлен пример такой конструкции антенны.

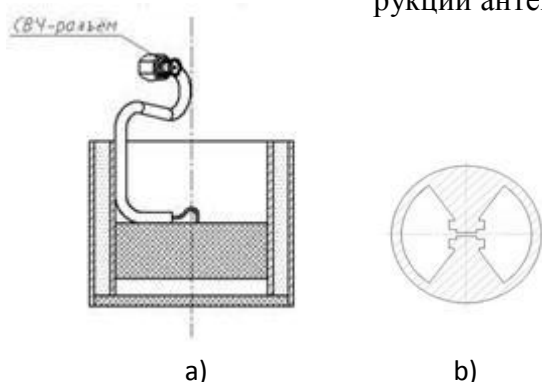


Рис. 2 Помехозащищенная антенна

- a) конструкция
- b) излучатель

Мы не использовали антенны, построенные на базе прямоугольных волноводов, опасаясь создать женщине дискомфорт при проведении исследования. Очевидно, что цилиндрические антенны, представленные на рис. 3 лучше прилегают к телу пациентки.

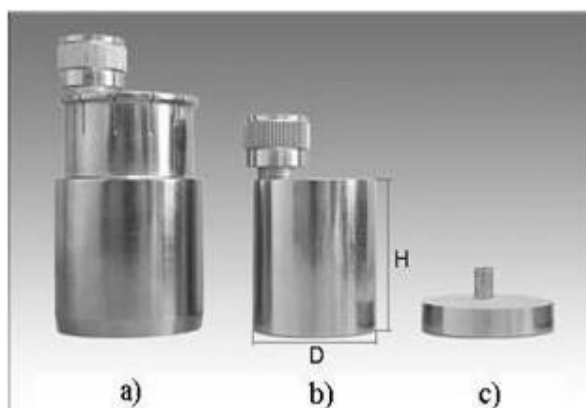


Рис. 3 Антенны-аппликаторы для разных частотных диапазонов

- a) $F=1.15$ ГГц, $H=67$ мм, $D=44$ мм
- b) $F=3.8$ ГГц, $H=45$ мм, $D=38$ мм
- c) $F=1.15$ ГГц, $H=7$ мм, $D=38$ мм

Как отмечалось выше, для диагностики заболеваний молочных желез наряду с измерением внутренней температуры, необходимо измерять и температуру кожи. В настоящее время на рынке имеются малогабаритные ИК датчики диаметром меньше 10 мм. Используя математическое моделирование можно добиться, чтобы ИК датчик не влиял на параметры микроволновой антенны, и совместить в одной апертуре и микроволновый и ИК канал. Внешний вид двухдиапазонной помехозащищенной антенны представлен на рис.8. Дополнительно в этой антенне установлены датчики касания, которые срабатывают, когда антенна плотно прилегает к исследуемому объекту. Только после этого начинается измерение собственного излучения.



Рис.4 Помехозащищенная двухдиапазонная антенна
 $F=3.8$ ГГц $D=40$ мм

Математическое моделирование собственного излучения тканей человека

Долгое время микроволновая радиотермометрия была преимущественно экспериментальной областью. Представление о глубине измерения основывались либо на экспериментальных данных, либо на упрощенных уравнениях. В первых работах по радиотермометрии [1,2] глубину, в которой производится измерение яркостной температуры, связывали с глубиной проникновения плоской волн в биологические ткани, которая в первую очередь зависит от влагосодержания ткани и от частоты. В частности, для тканей с низким влагосодержанием (жир, кости молочная железа) на частоте 1 ГГц, глубина проникновения составляет 8 см. В [12-13] справедливо отмечалось, что поле реальной антенны отличается от плоской волны, кроме этого, тело человека представляет многослойную структуру, и каждый слой имеет свое собственное значение диэлектрической проницаемости и электропроводности. Поэтому материалы, представленные в [1], дают лишь качественную картину глубины измерения. Для оценки глубины измерения, в особенности для тканей с низким влагосодержанием, требуется построение полных математических моделей, основанных численное решение уравнений теплопроводности и уравнении Максвелла и для многослойной среды с потерями. Следует отметить, что глубина измерения зависит не только от выбранного диапазона рабочих частот радиометра, но и от конструкции антенны, в частности, от ее диаметра и высоты. Еще в самых первых работах предпринимались попытки численного решения уравнения Максвелла и расчета яркостной температуры [26-27]. При этом, поле антенны рассматривалось не в виде плоской волны, а как электромагнитное поле открытого волновода в ближней зоне. Это был существенный шаг вперед по сравнению с моделью плоской волны, но все же, результаты, полученные на основе подобных моделей хорошо работали только для тканей с высоким влагосодержанием. Для тканей с низким влагосодержанием, требуется построение полных математических моделей, основанных численное решение уравнений теплопроводности и уравнении Максвелла и для многослойной среды с потерями (2-4).

Очевидно, что традиционное определение глубины измерения как глубины, на которой поле плоской волны убывает в «е» раз для многослойной структуры является некорректным. Необходимо другое определение глубины измерения. Мы предлагаем определить глубину измерения как длину области, в которой сосредоточено 85% всей мощности, излучаемой антенной в режиме передачи. Согласно теореме взаимности, это соответствует области, в которой сосредоточено 85 % мощности, принимаемой антенной. Для оценки глубины измерения антенн, работающих в различных частотных диапазонах, был разработан математический аппарат, основанный на численном решении уравнений Максвелла для реальной антенны и интегрировании уравнения (2). Среда, для ко-

торой проводились моделирование, состояла из трех слоев кожа – жировая ткань – мышечная ткань. Толщина слоя кожи во всех расчетах принималась равной 2 мм. Диэлектрические проницаемости и проводимости различных слоев, используемых в расчетах, представлены в таблице 2.

Таблица 2

Диэлектрические параметры тканей [59]

F=1.15 ГГц				F=3.8 ГГц		
	Кожа	Жир	Мышцы	Кожа	Жир	Мышцы
Диэлектрическая проницаемость ϵ	55.4	5.5	46	41.1	5.16	10
Электропроводность σ (s/m)	1.08	0.055	2.55	2.32	0.31	2.82

Математическое моделирование проводилось для двух антенн, работающих в диапазоне 1.15 ГГц и для помехозащищенной антенны в диапазоне 3.8 ГГц (рис.4б)

На частоте 1.15 ГГц исследовалась печатная микрополосковая антенна диаметром $D=38\text{мм}$ и высотой $H=7\text{мм}$ (рис.4с), и антенна, построенная на базе круглого волновода, заполненного диэлектриком, диаметром $D=44\text{мм}$ и высотой $H=67\text{мм}$ (рис.4а)

Электродинамическое моделирование проводилось с помощью программы Microwave Studio CST. На частоте 1.15 ГГц расчет электрического поля осуществлялся в объеме $100\text{мм} \times 100\text{мм} \times (100\text{мм} + H_a)$, где H_a - высота антенны. На частоте 3.8 ГГц расчет электрического поля осуществлялся в объеме $100\text{мм} \times 100\text{мм} \times (100\text{мм} + H_a)$. На рис.9-11 представлены весовые коэффициенты $C(z)$, рассчитанные по формуле (6), определяющие вклад каждого из слоев в яркостную температуру. Толщина жира в данном расчете была равна 28мм.

На рис. 9 представлены весовые коэффициенты для антенны, представленных на рис.3. Важно отметить, что вклад кожи, в яркостную температуру для всех антенн, весьма велик. Поэтому, при проведении расчетов, ее обязательно нужно учитывать.

Особенно заметен вклад кожи для печатной антенны (рис. 4с). Сравнение весовых коэффициентов печатной антенны и объемной антенны в одном и том же частотном диапазоне наглядно показывает, что свойства антенны определяются не только ее апертурой, но и конструкцией.

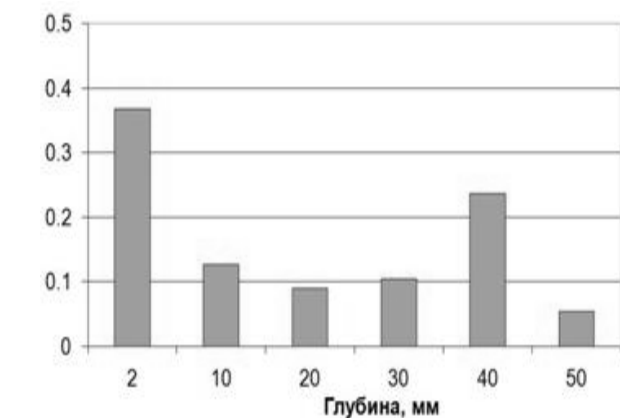


Рис.5 Весовые коэффициенты для антенны $F=1.15$ ГГц, $D=44$ мм, $H=67$ мм

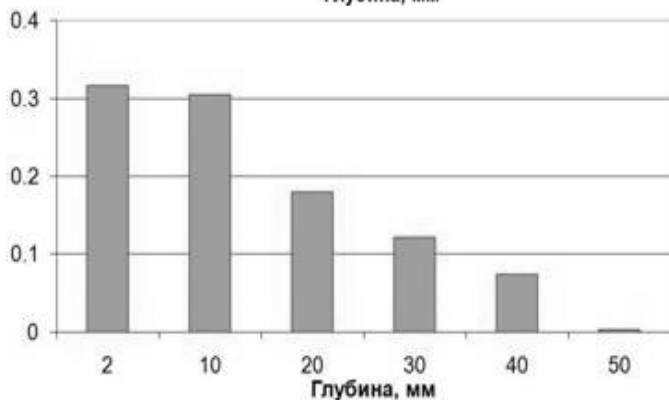


Рис. 6 Весовые коэффициенты для помехозащищенной антенны $F=3.8$ ГГц, $D=38$ мм, $H=45$ мм

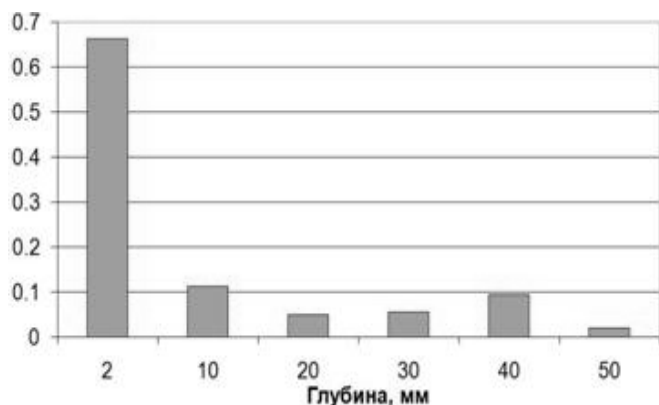


Рис.7 Весовые коэффициенты для печатной антенны $F=1.15$ ГГц, $D=38$ мм, $H=7$ мм

Более того, для помехозащищенной антенна на частоте 3.8 ГГц вклад слоев 20-30 мм, (где обычно располагается температурная аномалия) существенно выше, чем у печатной антенны. На первый взгляд это кажется парадоксальным, поскольку погонное затухание на частоте 3.8 ГГц существенно выше, чем на частоте 1.15 ГГц. Однако численное моделирование убедительно показывает, что и в десятисантиметровом диапазоне, при грамотном построении антенны можно выявлять тепловые аномалии на глубине до 4 см для тканей с низким влагосодержанием. Надо сказать, что клинические испытания по выявлению рака молочной железы, проведенные с разными антеннами, показали, что чувствительность прибора на частоте 3.8 ГГц с помехозащищенной антенной сопоставима с чувствительностью полученной на частоте 1.15 ГГц с использованием печатной антенны [39]. Повышение весовых коэффициентов на глубине 40 мм рассмотренном примере объясняется высокой электропроводность мышечной ткани.

Для анализа глубины измерения нами было введено понятие «Интегральной весовой функция», определяемой соотношением (5). Ее анализ позволяет оценить глубину измерения. Очевидно, что при увеличении глубины интегральная весовая функция стремится к единице. На рис.8-10 представлено распределение интегральной весовой функции для разных антенн, и для разных слоев жира.

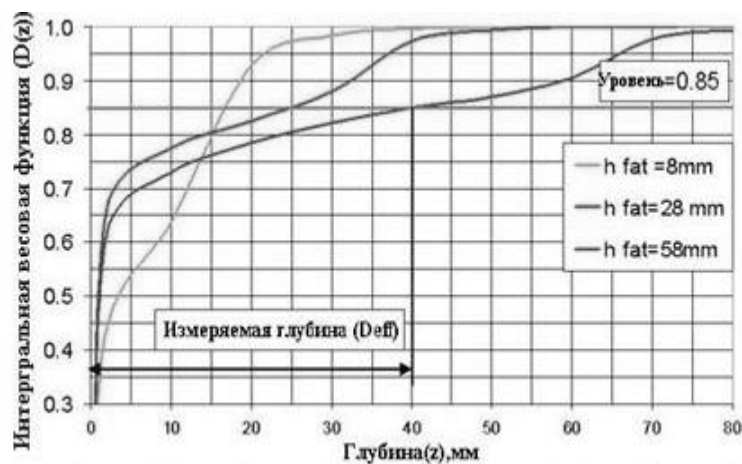


Рис.8 Интегральная весовая функция для антенны $F=1.15$ ГГц, $D=44$ мм, $H=67$ мм

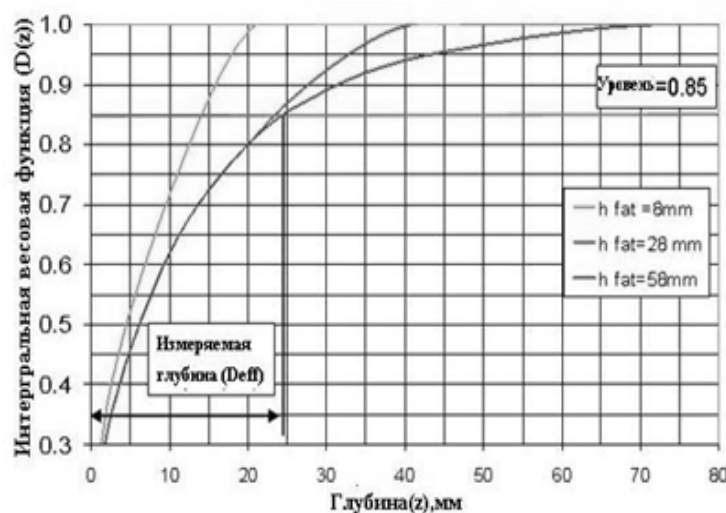


Рис.9 Распределение интегральных весовых функций для помехозащищенной антенны $F=3.8$ ГГц, $D=38$ мм, $H=45$ мм

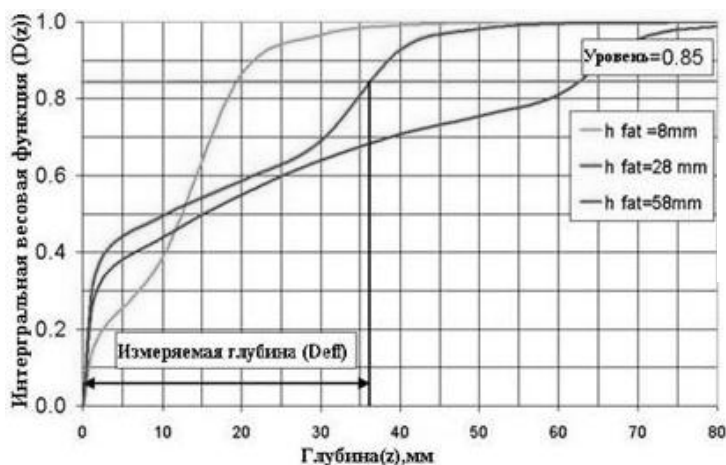


Рис.10 Интегральная весовая функций для печатной антенны $F=1.15$ ГГц, $D=38$ мм, $H=7$ мм

Пользуясь графиками, представленным на рис.8-10, можно легко вычислить глубину измерения в соответствии с ранее введенным ее определением, как длины облас-

ти, в которой сосредоточено 85% всей мощности, излучаемой антенной в режиме передачи. Учитывая, что интегральная радиометрическая функция характеризует область, в которой распределена энергия, излученная антенной, глубину измерения можно определить, как глубину, при которой интегральная весовая функция равна 0.85.

$$D(Dp) = 0.85 \quad (6)$$

Введение понятия «глубины измерения» позволяет сравнивать по этому параметру различные антенны в различных частотных диапазонах. На рис.11 представлена глубина измерения различных антенн.

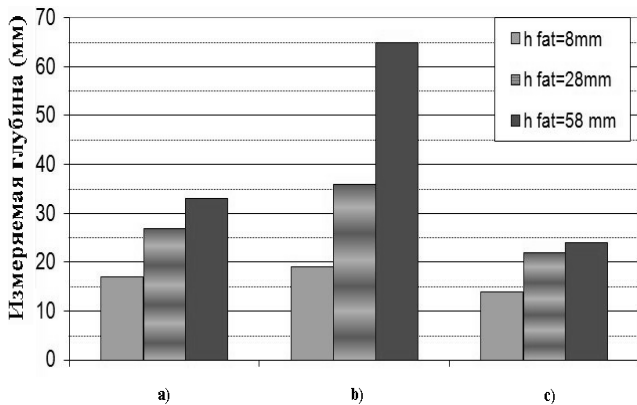


Рис.11 Глубина измерения различных антенн

a) F=1.15 ГГц, D=38 мм, H=7мм

b) F=1.15 ГГц, D=44мм, H=67мм

c) F=3.8 ГГц, D=38мм, H=45мм

Из гистограммы видно, что печатная антенна при высокой толщине жира почти в два раза проигрывает по глубине измерения «объемной» антенне. При малой толщине жира разница между антеннами невелика. На рис. 12 представлена область, в которой сосредоточено 85% излученной мощности в режиме передачи (85% измеряемой температуры)

Расчеты проводились при толщине жира 8 мм и 28 мм для трех антенн.

Доля мощности сосредоточенной в объеме V рассчитывалось по формуле (16)

$$L(V) = \frac{\int_V \frac{\sigma}{2} \bar{E}(r)^2 dV}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma}{2} \bar{E}(r)^2 dV} \quad (7)$$

Внутри исследуемого объема весовая радиометрическая функция $S(r)$ меньше определенного уровня. От значения этого уровня зависит величина L.

Значение уровня подбиралось таким образом, чтобы

$$L(V) = 0.85 \quad (8)$$

В первом приближении область, в которой происходит измерение внутренней температуры, ассоциируют с шаром или эллипсом. Приведенные на рис. 12 данные убедительно показывают, что для многослойной среды эта область существенно сложнее.

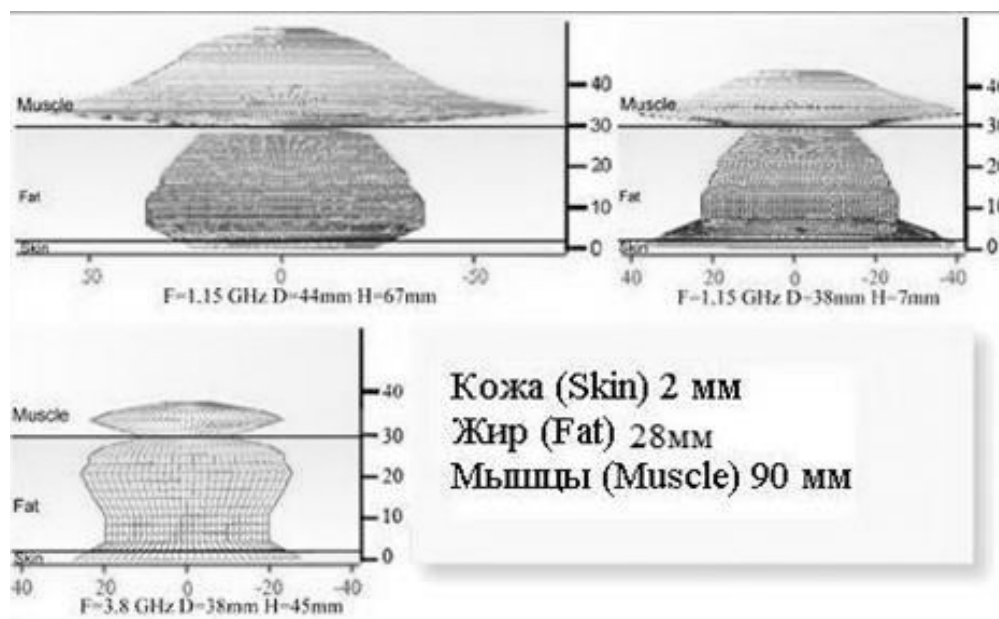


Рис.12 Область, в которой производится измерения температуры при толщине жира 28 мм

Моделирование тепловых процессов в молочной железе при наличии злокачественной опухоли

Проведенный анализ весовых коэффициентов для многослойной структуры позволяет понять где измеряется внутренняя температура, но не отвечает на вопрос насколько повысится яркостная температура при наличии злокачественной опухоли. Для ответа на этот вопрос этого необходимо знать распределение термодинамической температуры, рассчитать весовую функцию и произвести численное интегрирование уравнения (2).

Одним из важных областей использования РТМ метода является диагностика заболеваний молочных желез, поэтому мы рассмотрим расчет яркостной температуры на примере тканей молочной железы. Надо сказать, что выявления тепловых аномалий в молочной железе имеет свои особенности. Задача упрощается тем, что расстояние от поверхности кожи до опухоли, как правило, небольшое и составляет 10-30мм. Следует иметь в виду, что во время измерения антенна прижимается к молочной железе, при этом расстоянии дополнительно сокращается. Сложность состоит в том, что необходимо выявлять очень маленькие опухоли, на ранней стадии развития. Крупные опухоли выявляются при клиническом осмотре, и наибольший интерес вызывает выявление непальпируемых образований. Поэтому в расчете мы выбрали размер опухоли 10 мм.

Для расчета термодинамической температуры внутри молочной железы при наличии злокачественной опухоли необходимо решить уравнение теплопроводности.

$$\nabla * k \nabla T + Q_m - \rho_b c_b \omega_b (T - T_b) = 0 \quad (18)$$

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

В [53] и в [56] было показано, что результаты численного решения уравнения теплопроводности при наличии злокачественной опухоли хорошо согласуются с результатами инвазивных измерений температуры, представленных в [3]. Модель молочной железы представлена на рис. 13

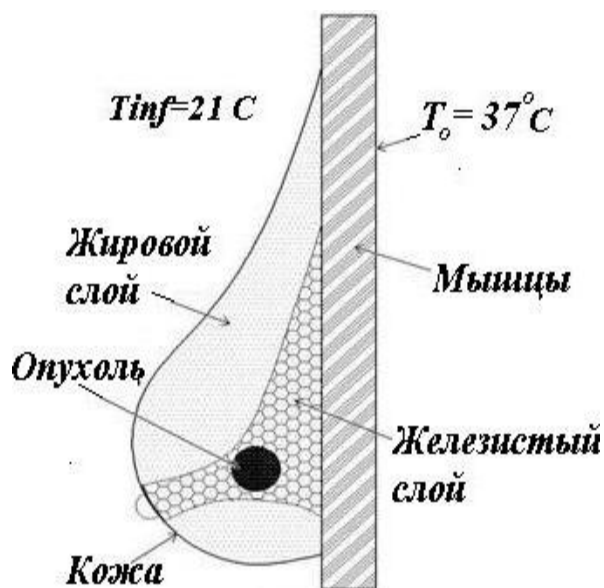


Рис.13 Модель молочной железы

В отличие от [54,15], в используемой нами модели помимо железистой и жировой ткани учитывается влияние кожных покровов (также как и в электродинамической модели). Теплофизические параметры слоев представлены в []

Известно, что тепловыделение опухоли определяется ее скоростью роста. Для агрессивных быстрорастущих опухолей, которые представляют наибольшую опасность тепловыделение во много раз выше тепловыделения железистой ткани. За счет этого опухоль имеет более высокую температуру по сравнению с окружающими тканями.

Решение уравнений (18) производилось с использованием программы COMSOL.

Результаты расчета температуры при диаметре опухоли 10 мм, расположенной на глубине 10 мм, представлены на рис.19. Температура окружающей среды принималась равной 21.7 C, температура ядра 37 C.

На рис.20 представлено распределение температуры по глубине, для различных локализаций опухоли. Следует отметить, что полученные результаты хорошо совпадают

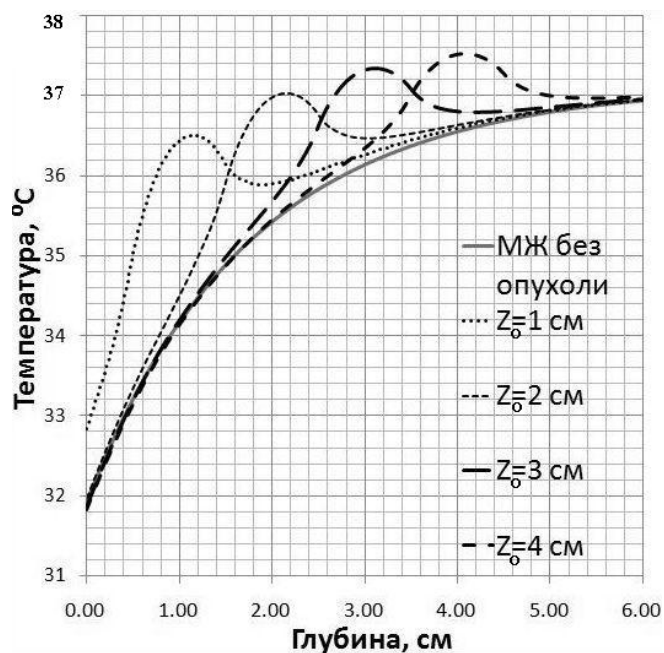


Рис.14 Распределение температуры по глубине для различных локализаций опухоли

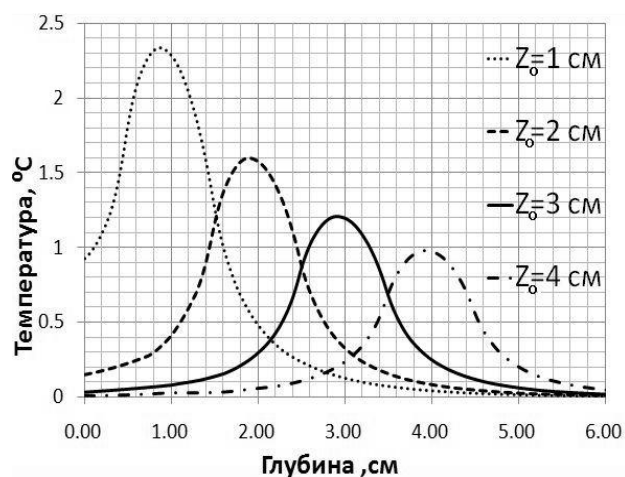


Рис. 15 Термоасимметрия для опухолей с различной локализацией

с данными [15], если исключить влияние кожи. При учете параметров кожи, температура на поверхности молочной железы несколько снижается. Один из важных параметров, характеризующие тепловые изменения является «термоасимметрия» - разница температур в норме и при патологии. На рис.21 представлены результаты расчета термоасимметрии для злокачественной опухоли диаметром 10 мм. Любопытно, что при увеличении глубины расположения опухоли термоасимметрия падает. Впервые эта закономерность была отмечена в [15].

Следует отметить, что специалистам, имеющим опыт работы с радиотермометрами или с ИК камерами хорошо известны различные особенности проявления тепловых процессов у пациентов. 3D моделирование температуры с учетом реальных биофизических параметров тканей, открывает огромные возможности для объяснения многих закономерностей, которые были обнаружены в процессе многолетней работы с прибором.

Кроме этого трехмерное моделирование температуры позволило замкнуть весь цикл расчета яркостной температуры, включая численное решение уравнение Максвелла и численное решение уравнения теплопроводности.

Расчет яркостной температуры для молочной железы при наличии злокачественной опухоли

Для расчета яркостной температуры необходимо проинтегрировать термодинамическую температуру $T(r)$, рассчитанную в предыдущем параграфе с весовой радиометрической функцией (2). Многослойная структура, для которой проводились электродинамическое моделирование, представлена на рис.22 .



Рис.16 Модель молочной железы для электродинамического моделирования

В таблице 4 приведены диэлектрические параметры тканей, участвующие в расчетах. Моделирование проводилось на частоте 3.8 ГГц, для опухоли диаметром 10 мм. Для приема сигнала использовалась помехозащищенная антенна, представленная на рис. 3 и рис.4b

Таблица 4

Диэлектрические параметры модели на частоте 3.8 ГГц

Наименование параметра	Кожа	Молочная железа	Злокачественная опухоль	Мышцы
Диэлектрическая проницаемость ϵ	41.1	10.6	50	10
Электропроводность σ (s/m)	2.32	0.4	2	2.82

Результаты расчета яркостной температуры, для опухоли диаметром 10 мм, расположенной на разных глубинах представлены на рис. 24. Температура внутри опухоли и окружающих тканях, определялась на основе численного решения уравнения теплопроводности (18). Расчеты показывают, что даже для опухолей небольшого диаметра наблюдается заметное повышение температуры.

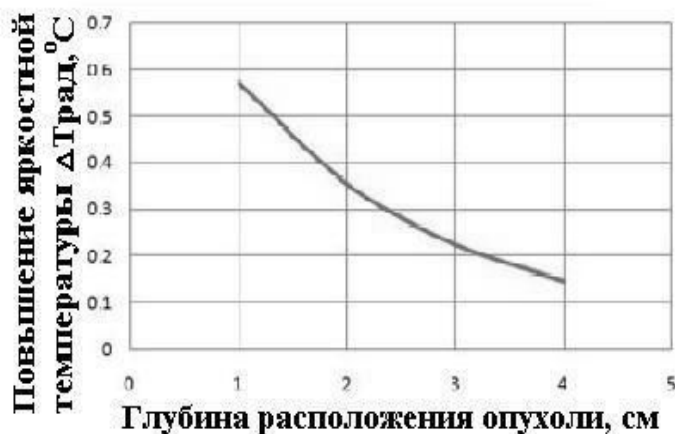


Рис. 17 Повышение яркостной температуры в зависимости от глубины расположения опухоли. Диаметр опухоли 10мм

Известно, что электропроводность злокачественной опухоли в СВЧ диапазоне в 5-7 раз превосходит электропроводность ткани молочной железы. Это свойство злокачественной опухоли используется в работах [58] для ее выявления. Вследствие повышенного метаболизма происходит повышение температуры опухоли и окружающих тканей. Тепловые методы, в частности, ИК-термография выявляет области повышенной температуры на кожи. Легко видеть, что весовая радиометрическая функция (3), которая определяет «качество приема» в микроволновом диапазоне напрямую зависит от электропроводности тканей. На рисунке 25 представлено распределение весовой радиометрической функции в двух плоскостях. Опухоль расположена на глубине 10 мм. Хорошо видно, что в области

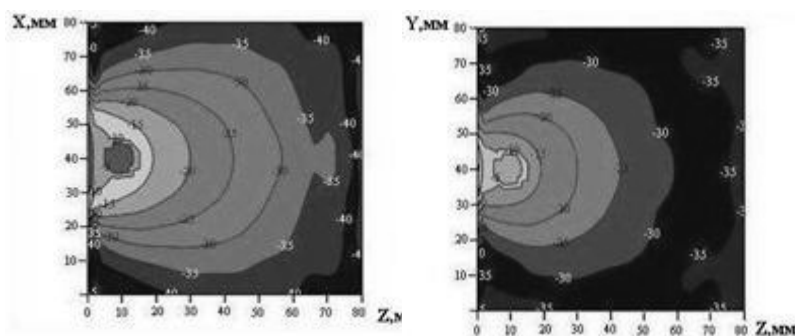


Рис.18 Весовая радиометрическая функция при наличии опухоли на глубине 10мм а) поперечное сечение; в) E – плоскость; с) H - плоскость

повышения электропроводности имеется подъем весовой функции. Таким образом, повышение собственного излучения, фиксируемого с помощью радиотермометра, происходит не только в силу повышения температуры опухоли, но и вследствие повышения ее электропроводности по сравнению тканью молочной железы. Таким образом, микроволновая радиотермометрия при выявлении злокачественной опухоли использует несколько отличительных признаков злокачественной опухоли

- Повышенный метаболизм
- Повышенную плотность микрокапиллярной сети (основной параметр, характеризующий ангиогенез опухоли)
- Повышенную электропроводность

Любопытно, что этот факт ранее не учитывался в многочисленных работах, посвященных математическому моделированию яркостной температуры [12,13].

Заключение:

Создание полной математической модели собственного излучения тканей в микроволновом диапазоне позволило перейти от экспериментальных оценок к реальному пониманию возможности метода. Подобные модели позволяют заглянуть «внутрь тела» и понять какую антенну лучше использовать в выбранном частотном диапазоне. Учитывая, что экспериментальные исследования для многослойной среды биообъекта крайне затруднительны, на сегодняшний день представленная математическая модель, основанная на численном решении уравнений Максвелла и уравнений теплопроводности, дает наиболее полную количественную оценку уровня собственного излучения тканей человека в микроволновом диапазоне.

Список литературы

1. Barrett A.H., Myers Ph. C., “Subcutaneous Temperature: A method of Noninvasive Sensing”, Science, Nov.14, 1975, vol.190, pp.669-671.
2. Gautherie M. “Temperature and Blood Flow Patterns in Breast Cancer During Natural Evolution and Following Radiotherapy -Biomedical Thermology”, 1982, p. 21 – 64
3. Gautherie M., and Gros C. M. “Breast Thermography and Cancer Risk Prediction,” Cancer, vol. 45, 1980, pp. 51-56.
4. Троицкий В.С. “К теории контактных радиометрических измерений внутренней температуры тел”, Изв. вузов. Радиофизика, 1981, т.24, №9 с. 1054.
5. Рахлин В.Л., Алова С.Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника // Препринт № 253, Горький, НИРФИ, 1988.
6. Годик Э.Э., Гуляев Ю.В. Человек глазами радиофизики // Радиотехника, 1991, 8, с.51
7. Сельский А.Г., Фишер А.М., Дубынина В.П., Гуляев Ю.В., Богдасаров Ю.Б., Зайцева Т.Ю., Ленская О.П., Платонов С.А., Плющев В.А., Хитров М.Л., Ширяев С.В., Шурыгин О.Ю., Щербаков М.И., “Возможности применения динамического термокартирования в радио- и инфракрасном диапазоне в онкологической клинике” - Радиотехника, 1995г., №9, с.85-89

8. Carr K.L. "Microwave Radiometry: its Importance to the Detection of Cancer", IEEE MTT, vol. 37 № 12 Dec. 1989
9. Cheever E. A., Foster K.R., "Microwave Radiometry in Living Tissue: What Does it Measure?", IEEE Trans. Biomed. Engineering, vol. 39, pp. 563-867, June 1992.
10. Hand J. W., Leeuwen G.M. J. Van, Mizushina S., Van de Kamer J.B., Maruyama K., Sugiura T., Azzopardi D.V., Edwards A.D., "Monitoring of deep brain temperature in infants using multi-frequency microwave radiometry and thermal modeling, Phys Med. Biol.(2001) 1885-1900.
11. Bardati F, Iudicello S., "Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer", IEEE Trans. Biomed. Engineering, vol..55,1, pp.214 – 221, 2008
12. 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 Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2002a; 50:1737–1746.
13. Lee J.W., Kim K.-S., Lee S.M., Eom S.J., and Troitsky R. V., "A Novel Design of Thermal Anomaly for Mammary Gland Tumor Phantom for Microwave Radiometer", IEEE Trans. Biomed. Engineering, vol. 49, pp. 694-699, July 2002
14. Leroy Y., Bocquet B., Mammouni A., "Non-invasive microwave radiometry thermometry" *Physiol. Means*. 19 (1998) 127-148
15. Mustata L., Baltag O. Applications of Microwave Radiometry in Diagnostic Suspicion of Mammary Pathology IFMBE Proceedings Vol. 22 p.825-828
16. Вайсблат А.В. "Медицинский радиотермометр РТМ-01-РЭС". – Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. №8, 2001 г.
17. Веснин С.Г. «Антенна-аппликатор для неинвазивного измерения температуры внутренних тканей биологического объекта» Патент РФ 2306 099 С2
18. Vesnin S.G., Gorbach A.M. "Non-invasive Monitoring of Body Internal Temperature Using a Passive Microwave Radiometer" *Physiology and pharmacology of Temperature Regulation*, Phoenix, Arizona, USA, March 3-6-2006
19. Веснин С.Г., Каплан М.А., Авакян Р.С., "Современная микроволновая радиотермометрия молочных желез".- *Маммология/Онкогинекология*.№3,2008г
20. Рожкова Н.И., Смирнова Н.А., Назаров А.А Радиотермометрия молочной железы и факторы, влияющие на ее эффективность // *Маммология*, №3, 2007,с. 21-25
21. Бурдина Л.М., Вайсблат А.В., Веснин С.Г., Конкин М.А., Лашенков А.В., Наумкина Н.Г., Тихомирова Н.Н. Применение радиотермометрии для диагностики рака молочной железы - *Маммология* 1998г. №2 стр. 3-12.

22. Бурдина Л.М., Пинхосевич Е.Г., Хайленко В.А. , Бурдина И.И., Веснин С.Г., Тихомирова Н.Н., "Радиотермометрия в алгоритме комплексного обследования молочных желез", Современная онкология, 2005, т.6 №1, стр. 8-9
23. Gonz'alez F.J., "Thermal simulation of breast tumors", Rev. Mex. F'is.,53(4),2007, pp.323–326
24. Ng E.Y.-K., Sudharsan N.M., "An improved 3-D direct numerical modeling and thermal analysis of a female breast with tumour, International Journal of Engineering in Medicine,"Proc.Instrn Mech Engrs,vol.215 Part H, pp.25-37,2001
25. Surowiec A.J., Stuchly S.S., Barr J. R., Swarup A., "Dielectric Properties of Breast Carcinoma and the Surrounding Tissues", IEEE Trans. Biomed. Engineering, vol. 35, pp. 257-263, Apr. 1988.