

Сфокусированные антенны в задачах медицинской радиотермометрии

© Ю.Е. Седельников, О.В. Потапова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева — КАИ, Казань, 420010, Россия

Получены количественные оценки влияния параметров антенн на качественные показатели результатов радиотермометрических измерений. Как основной показатель рассматривается контраст антенной температуры, который пропорционален коэффициенту усиления антенны для зоны ближнего излученного поля в границах диссипативного объекта. Исследована принципиальная возможность осуществления фокусировки в задачах медицинской радиотермометрии в различных направлениях относительно апертуры. Дана оценка достижимым значениям коэффициента усиления. Рассмотрены зависимости этого показателя от размеров апертуры, глубины расположения точки фокусировки и частоты. Кроме того, освещены вопросы улучшения разрешающей способности при использовании сфокусированных апертур.

Ключевые слова: радиотермометрия, контраст антенной температуры, коэффициент усиления, зона ближнего излученного поля, сфокусированные апертуры.

Введение. К числу перспективных методов диагностики ряда патологий относится СВЧ-радиотермометрия [1, 2]. В ее основу положен принцип обнаружения аномалий путем регистрации изменений интенсивности собственного радиотеплового излучения биологических тканей, осуществляемой с использованием радиотермометрической приемной аппаратуры. Результат измерений представляет собой интегральную оценку мощности радиотеплового излучения, соответствующего некоторой области обследуемого объекта. Поэтому при наличии в ней малоразмерных радиоконтрастных образований их вклад в регистрируемое значение мощности относительно мал, и их обнаружение представляет значительные трудности. Для надежного обнаружения требуется как минимум использование приемника с высокой чувствительностью и высокой стабильностью в условиях неизбежного изменения импедансных свойств антенны в процессе осуществления измерений. Совершенствование указанных свойств радиотермометрических приемников зависит от схемных решений и элементной базы [3].

Возможности осуществления пространственной локализации обнаруженных аномалий, пространственного разрешения, а также их контрастность всецело определяются способностью направленного приема антеннами. Вследствие этого улучшение указанных показателей аппаратуры в целом связывают с использованием принципа фокусировки антенны в зоне ближнего излученного поля [3].

Исследования свойств сфокусированных антенн, проведенные рядом авторов, например [4–7], не только показали возможность осуществления фокусировки излученного поля в диссипативных средах, но и выявили ряд существенных особенностей, в частности быструю деградацию эффектов фокусировки по мере увеличения затухания радиоволн в среде. Однако вопрос об эффективности использования принципа фокусировки в задачах радиометрической СВЧ-диагностики для типовых биологических тканей и диапазонов частот остается открытым.

Цель настоящей работы состоит в количественной оценке возможностей улучшения показателей обнаружения и пространственной локализации малоразмерных радиотепловых аномалий радиометрическим методом с использованием сфокусированных антенн.

Радиометрические измерения с использованием принципа фокусировки. Мощность радиотеплового излучения, регистрируемого радиометрическим приемником, определяется как $N = kT_A \Delta f$, где k — постоянная Больцмана; Δf — полоса частот; T_A — значение антенной температуры, зависящее от пространственного распределения интенсивности радиотеплового излучения и электродинамических свойств антенны.

Рассмотрим общий случай, когда объект с диссипативными свойствами расположен вблизи антенны. Объект и антенну заключим в замкнутую поверхность S (рис. 1).

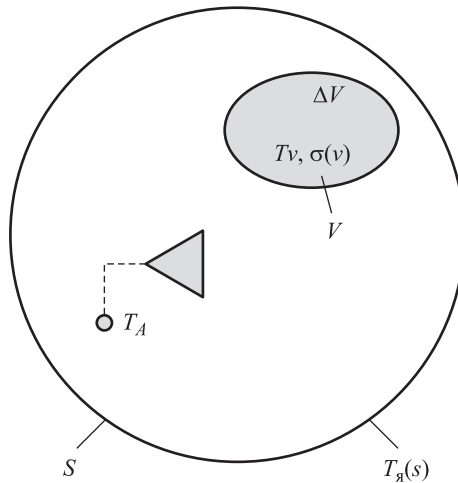


Рис. 1. Расположение объекта с диссипативными свойствами вблизи антенны

Основываясь на условии баланса энергии электромагнитного поля и физической интерпретации явления собственного радиотеплового излучения, значение антенной температуры можно определить как

$$T_A = \frac{\oint_S \frac{|E(s)|^2 T_{\text{я}}(s)}{Z_c} ds + \int_V |E(v)|^2 T(v) \sigma(v) dv}{\oint_S \frac{|E(s)|^2}{Z_c} ds + \int_V |E(v)|^2 \sigma(v) dv}, \quad (1)$$

где $E(s)$ и $E(v)$ — значения напряженностей электрического поля, создаваемые рассматриваемой антенной в режиме передачи при единичной подведенной мощности на поверхности S и в объеме V соответственно; $T_{\text{я}}(s)$ — пространственное распределение яркостной температуры внешних источников на поверхности S ; $T(v)$ и $\sigma(v)$ — значения температуры и удельной проводимости в объеме v ; Z_c — характеристическое сопротивление среды (воздух).

Учитывая, что члены в знаменателе (1) представляют собой значения излученной через поверхность S и поглощенной в объеме V мощностей, для случая отсутствия потерь в источнике соотношение (1) можно интерпретировать как

$$T_A = \frac{K_{\text{изл}} \oint_S \frac{|E(s)|^2 T_{\text{я}}(s)}{Z_c} ds + (1 - K_{\text{изл}}) \int_V |E(v)|^2 T(v) \sigma(v) dv}{P_{\text{ист}}}, \quad (2)$$

где $P_{\text{ист}}$ — подведенная мощность; $K_{\text{изл}}$ — относительная доля излученной мощности, которую можно рассматривать как КПД антенны (в качестве антенны рассматривается вся область, ограниченная поверхностью S):

$$K_{\text{изл}} = \frac{\oint_S \frac{|E(s)|^2}{Z_c} ds}{\oint_S \frac{|E(s)|^2}{Z_c} ds + \int_V |E(v)|^2 \sigma(v) dv}. \quad (3)$$

Заметим, что при отсутствии в окрестности антенны поглощающего объекта из соотношения (2) непосредственно следует известное соотношение для случая приема радиотеплового излучения удаленных источников, интенсивность которого характеризуется угловым распределением $T_{\text{я}}(\Omega)$:

$$T_A = \frac{1}{4\pi} \oint \text{КУ}(\Omega) T_{\text{я}}(\Omega) d\Omega, \quad (4)$$

где $\text{КУ}(\Omega)$ — угловая зависимость коэффициента усиления антенны.

Если имеет место полное поглощение электромагнитной энергии в объеме V , что соответствует идеальной ситуации при радиометрических измерениях с контактными антеннами-датчиками, то

$$T_A = \frac{\int_V |E(v)|^2 T(v) \sigma(v) dv}{\int_V |E(v)|^2 \sigma(v) dv}. \quad (5)$$

На основании соотношений (1)–(5) можно получить количественные оценки влияния параметров антенн на качественные показатели результатов радиометрических измерений. Среди них наибольшее практическое значение имеет *контраст антенной температуры*, представляющий изменение значения антенной температуры при наличии в поле зрения малоразмерного радиоконтрастного образования. Пусть имеют место малоразмерные аномалии внешнего радиотеплового излучения $\Delta T_{\text{я}}$ с размерами Δ в точке s_0 на поверхности S и температуры T с размерами ΔV в точке v_0 объема V . Наблюдаемое изменение антенной температуры ΔT_A в соответствии с (1)

$$\Delta T_A = \frac{\frac{|E(s_0)|^2 \Delta T_{\text{я}}(s_0)}{Z_c} \Delta s + |E(v_0)|^2 \Delta T \sigma(v_0) \Delta V}{\oint_S \frac{|E(s)|^2}{Z_c} ds + \int_V |E(v)|^2 \sigma(v) dv}. \quad (6)$$

При отсутствии значимых радиоярких аномалий внешнего радиотеплового излучения наибольший интерес для СВЧ-радиотермометрии представляет величина контраста ΔT_A антенной температуры, соответствующего наличию малоразмерного радиоконтрастного образования в области V :

$$\Delta T_A = \Delta T \frac{\Delta V}{V} \text{КУ}_V(v_0), \quad (7)$$

где

$$\text{КУ}_V(v_0) = \frac{|E(v_0)|^2 \sigma(v_0)}{\frac{1}{V} \left(\oint_S \frac{|E(s)|^2}{Z_c} ds + \int_V |E(v)|^2 \sigma(v) dv \right)}. \quad (8)$$

Величина $\text{КУ}_V(v_0)$ имеет ясный физический смысл и представляет собой отношение удельной поглощенной мощности в точке v_0 объема V к среднему значению мощности источника, отнесенной к объему V . Указанная величина является аналогом коэффициента усиления антенны для зоны ближнего излученного поля в границах диссипативного объекта и в полной мере характеризует пространственные свойства антенны в составе радиометрической аппаратуры. Наблюдаемый контраст малоразмерного участка объекта пропорционален $\text{КУ}_V(v_0)$, а пространственная зависимость $\text{КУ}_V(v_0)$ характеризует достижимую точность определения положения аномалии, а также разрешающую способность

при наличии нескольких аномалий. В дальнейшем для обозначения величины $KU_V(v_0)$ будем использовать термин «*коэффициент усиления в зоне ближнего излученного поля*».

Анализ сфокусированных электромагнитных полей в типовых биологических тканях. Из приведенных ранее данных следует, что достаточно полной характеристикой антенны для аппаратуры СВЧ-радиотермометрии следует считать величину $KU_V(v_0)$. Антенна, сфокусированная в точку v_0 в зоне ближнего излученного поля, представляет собой апертуру, амплитудно-фазовое распределение источников в которой в режиме передачи обеспечивало бы максимальное значение удельной поглощенной мощности в точке v_0 рассматриваемого объема V . (В режиме приема это, очевидно, означает способность максимального приема составляющей радиотеплового излучения объекта, соответствующего точке v_0 объема V .)

Точный расчет величины $KU_V(v_0)$ для антенны заданной конфигурации и достаточно точной электродинамической модели биологического объекта с неоднородным составом и сложной геометрической формой хотя и вполне осуществим с использованием современных процедур вычислительной электродинамики, но представляет весьма сложную задачу.

Поскольку сформулированная выше цель настоящей работы состоит в получении количественных оценок возможного улучшения показателей аппаратуры СВЧ-радиотермометрии за счет использования сфокусированных антенн, в качестве первого шага ограничимся использованием простейшей модели, соответствующей линейной апертуре в неограниченной среде с электрофизическими параметрами, которые идентичны типовым биологическим тканям. Геометрия используемой модели показана на рис. 2, границы применимости и расчетные соотношения для этой модели описаны в [8].

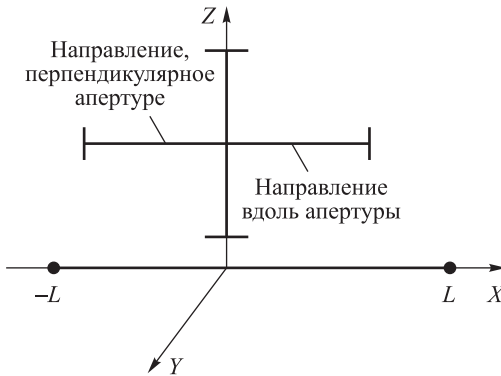


Рис. 2. Геометрия модели

Сравнение результатов расчетов, полученных с помощью уточненной электродинамической модели, представляющей собой дуговую антенную решетку, сфокусированную в сферическое тело, которое выполнено из диэлектрика с потерями, и упрощенной модели, описанной выше, показывает хорошее совпадение, особенно вблизи области мак-

симальной интенсивности поля, соответствующей точке фокусировки [11]. Таким образом, для предварительных оценок возможного улучшения показателей аппаратуры СВЧ-радиотермометрии правомерно использование упрощенных представлений, основанных на рассмотрении фокусировки электромагнитного поля в однородном пространстве с идентичными электрофизическими параметрами. Ниже приводятся расчетные данные и их интерпретация.

Основные количественные результаты. Общая характеристика. Человеческий организм состоит из большого числа тканей, каждая из которых имеет специфические электромагнитные свойства. За последние пять лет данные свойства были широко изучены в диапазоне значений частот 10 Гц...10 ГГц. Поскольку биологические ткани в основном состоят из воды, они ведут себя как диэлектрик с потерями, параметры которого ϵ , σ зависят от частоты [9, 10]. Параметры ϵ , σ среды с потерями будут определять ее коэффициент затухания α и коэффициент фазы β . Расчеты, проведенные для следующих видов тканей: кровь, кортикальная кость, спинно-мозговая жидкость, белое вещество мозга, серое вещество мозга и кожа — в диапазоне значений частот от 0,1...2 ГГц показывают, что в данных средах коэффициент поглощения α имеет существенные значения ($\alpha = 4...70$), кроме того, коэффициент фазы β тоже сильно увеличивается по сравнению со свободным пространством ($\beta = 28...352$), что в совокупности значительно сказывается на эффективности процесса фокусировки.

Как установлено в ряде работ, например [4, 5], в средах без потерь при больших, относительно длины волны, размерах апертуры фокусировка возможна как в направлении вдоль апертуры, так и в перпендикулярном направлении (рис. 3).

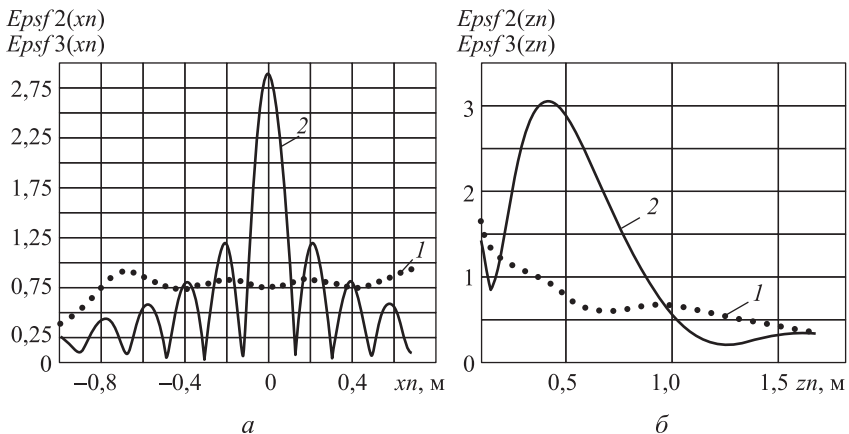


Рис. 3. Возможность фокусировки в средах без потерь:

a — распределение поля в направлении вдоль апертуры; b — распределение поля в направлении, перпендикулярном апертуре; 1 — синфазное возбуждение; 2 — сфокусированное возбуждение; $\lambda = 0,3$ м; $2L = 2$ м; zf — глубина расположения точки фокусировки, $zf = 0,5$ м; $\alpha = 0$; $\beta \approx 20,9$ рад/м

Очевидно, что в радиотермометрии использование апертур подобных размеров невозможно. При реализуемых размерах апертуры и глубине расположения точки фокусировки (размер апертуры $2L = 0,2$ м, $zf = 0,05$ м) эффекта фокусировки в продольном направлении не наблюдается даже при небольших значениях коэффициента затухания α (рис. 4). В связи с этим использовать фокусировку эффективно только в поперечном (параллельном апертуре) направлении. В продольном же направлении при указанных значениях потерь фокусировка будет отсутствовать.

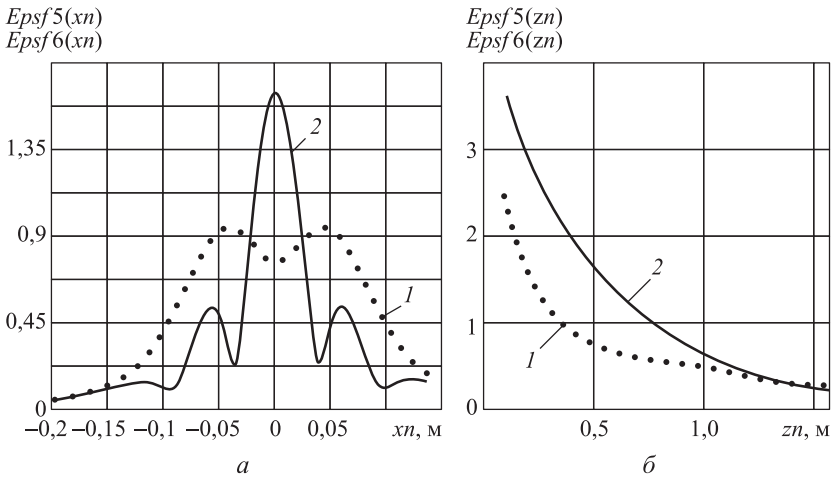


Рис. 4. Возможность фокусировки в средах с потерями:

a — распределение поля в направлении вдоль апертуры; b — распределение поля в направлении, перпендикулярном апертуре; 1 — синфазное возбуждение; 2 — сфокусированное возбуждение; $\lambda = 0,3$ м; $2L = 0,2$ м; $zf = 0,05$ м; $\alpha \approx 8,3$ 1/м; $\beta \approx 78,8$ рад/м (кортикальная кость)

Коэффициент усиления. Коэффициент усиления (КУ), пропорциональный коэффициенту направленного действия (КНД), линейной антенны с равномерным амплитудным распределением в дальней зоне в среде без потерь составляет величину, равную $\frac{2L}{\lambda}$, а следовательно, напрямую зависит от размеров апертуры и длины волны.

Коэффициент усиления, определяемый согласно выражению (8), также будет зависеть от размеров апертуры и частоты, однако при реализуемых в радиотермометрии размерах апертуры и используемом частотном диапазоне максимально достижимые значения КУ не превышают нескольких единиц (рис. 5, a , b). Кроме того, существует оптимальный размер апертуры, зависящий от вида ткани, частоты измерения и глубины расположения точки фокусировки, обеспечивающий максимальное значение КУ. Исследования показывают, что оптимальные размеры линейной апертуры находятся в диапазоне 3...14 см. Использование апертур с размерами больше оптимального будет приводить к снижению достижимого значения КУ.

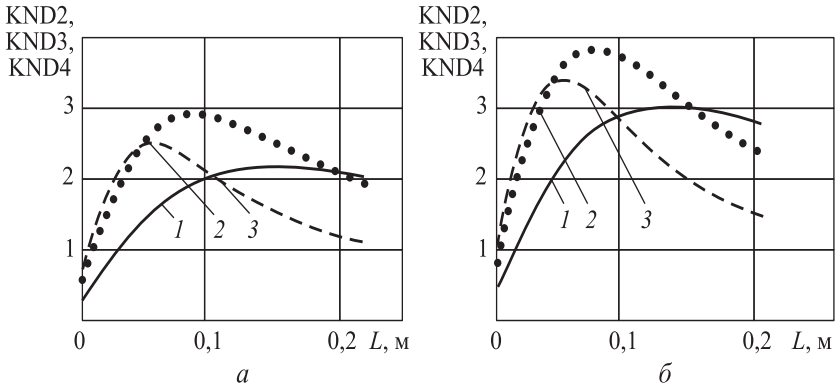


Рис. 5. Зависимость КНД (КУ) от размеров апертуры:

a — $f=0,6$ ГГц, $z_f=0,1$ м; b — $f=0,9$ ГГц, $z_f=0,1$ м; 1 — кортикальная кость; 2 — серое вещество мозга; 3 — спинно-мозговая жидкость

Кроме того, величина КУ будет зависеть от глубины расположения точки фокусировки (рис. 6, a) и частоты (рис. 6, b). При увеличении глубины расположения точки фокусировки величина КУ будет стремиться к своему значению в дальней зоне $\frac{2L}{\lambda}$. Использование более высоких частот также позволяет повысить величину КУ.

Размеры сфокусированной области. Пространственная избирательность в процессе построения картины распределения радиотеплового излучения объекта, согласно (8), определяется диаграммой направленности антенны по мощности.

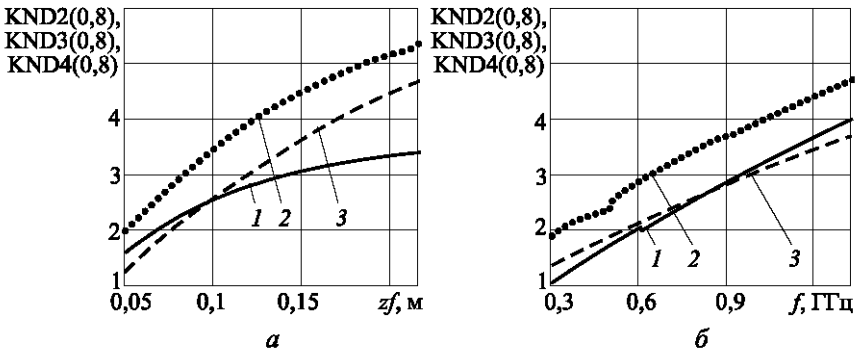


Рис. 6. Зависимость КНД (КУ) от глубины расположения точки фокусировки и частоты (размер апертуры $2L=0,2$ м):

a — $f=0,8$ ГГц; b — $z_f=0,1$ м; 1 — кортикальная кость; 2 — серое вещество мозга; 3 — спинно-мозговая жидкость

Улучшение разрешающей способности в аппаратуре при радиотермометрии достигается за счет уменьшения размеров области концентрации электромагнитного поля при фокусировке апертуры. В даль-

нейшем для сокращения будем называть этот размер размером области фокусировки (РОФ). В настоящей работе он определялся на уровне -3дБ от значения излучения в точке фокусировки.

При увеличении глубины фокусировки происходит увеличение размеров сфокусированной области независимо от коэффициента затухания тканей (рис. 7, а), а при увеличении частоты фиксируемого радиоизлучения (уменьшении длины волны) абсолютные размеры области фокусировки уменьшаются (рис. 7, б). Это остается справедливым и при пропорциональном изменении размеров апертуры и длины волны.

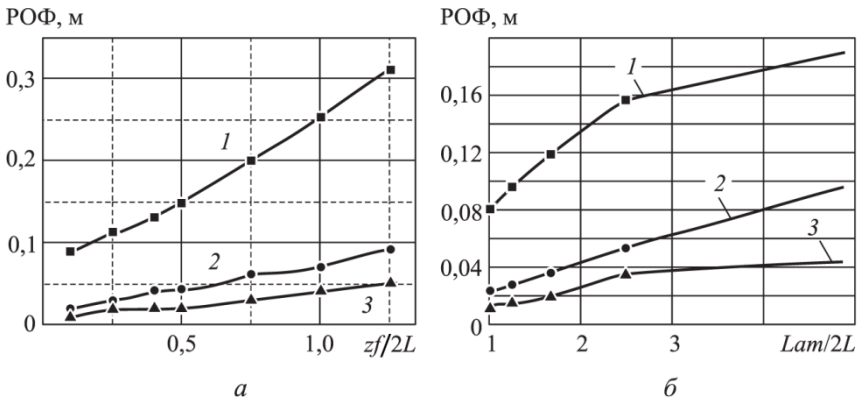


Рис. 7. Зависимость РОФа от глубины расположения точки фокусировки и длины волны (размер апертуры $2L = 0,2\text{ м}$):

$a - f = 1,0\text{ ГГц}$, $zf/2L = 0,1...1,25$; $б - zf = 0,05\text{ м}$, $f = 0,3...1,5\text{ ГГц}$; 1 — среда без потерь; 2 — кортикальная кость; 3 — серое вещество мозга

Для сред с потерями (кортикальная кость, серое вещество мозга) РОФ уменьшается при увеличении апертуры во всем частотном диапазоне (рис. 8, а-в), в случае среды без потерь (кривая 1 на рис. 8, а-в) характер этой зависимости определяется частотой излучения.

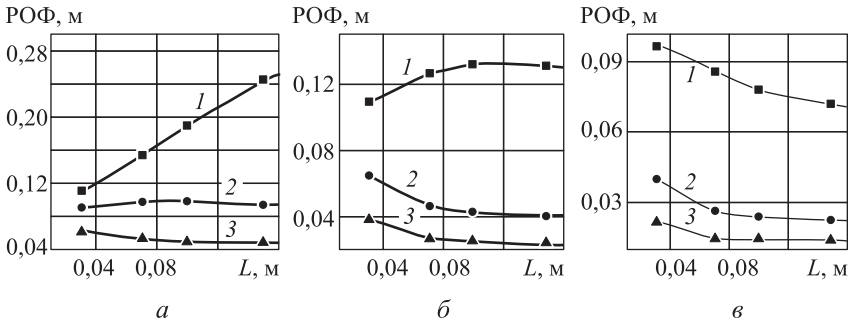


Рис. 8. Зависимость РОФа от размеров апертур:

$zf = 0,05\text{ м}$; $a - f = 0,3\text{ ГГц}$; $б - f = 0,8\text{ ГГц}$; $в - f = 1,5\text{ ГГц}$; 1 — среда без потерь; 2 — кортикальная ткань; 3 — серое вещество мозга

Таким образом, эффекты, достигаемые за счет использования сфокусированных апертур в радиотермометрии, значительно отличаются от аналогичных, полученных без учета реальных параметров тканей и используемой аппаратуры.

Заключение. Проведенные расчеты позволяют сделать ряд важных выводов.

1. При используемых в радиотермометрии размерах апертуры и реальной глубине расположения точки фокусировки выраженная фокусировка возможна только в направлении вдоль апертуры и полностью отсутствует в направлении поперек нее. Как следствие, улучшение разрешения при радиотермометрии возможно только в направлении, параллельном апертуре, кроме того, это приводит к невозможности локализации положения аномалии в перпендикулярном направлении.

2. Размеры сфокусированной области составляют 0,01...0,3 м в зависимости от вида биологической ткани, глубины расположения точки фокусировки, частоты регистрируемого радиоизлучения и размера сфокусированной апертуры.

3. Достижимые значения КУ в процессах радиотермометрии невелики и находятся в диапазоне значений 0,1...6.

4. Оптимальный размер апертуры, определяемый по максимально достижимому значению КУ, зависит от частоты фиксируемого радиоизлучения, вида ткани и глубины расположения области фокусировки. Оптимальные размеры линейной апертуры находятся в диапазоне значений 3...14 см.

5. Увеличить значение КУ можно за счет использования более высоких частот.

ЛИТЕРАТУРА

[1] Giamalaki M.I., Karanasiou I.S., Uzunoglu N.K. Focused microwave radiometry from a possible functional imaging perspective: theoretical optimization of the properties of a microwave radiometry system. *Proceeding 4th International Conference On Imaging Technologies In Biomedical Sciences*. IOP Publishing Ltd and SISSA, 2009.

[2] Asimakis N.P., Karanasiou I.S. and Uzunoglu N.K. Non-invasive microwave radiometric system for intracranial applications: a study using the conformal L-notch microstrip patch antenna. *Progress in Electromagnetic Research*, 2011, vol. 117, pp. 83–101.

[3] Кубланов В.С., Потапова О.В., Седельников Ю.Е., Сысков А.М. Совершенствование характеристик СВЧ-радиотермографов в медицинских задачах. *Журнал радиоэлектроники*, 2012, № 4.

[4] Низамутдинов Р.Р., Потапова О.В., Седельников Ю.Е. Фокусирующие свойства пространственно-распределенных источников волновых полей в средах с потерями. *Нелинейный мир*, 2010, № 5.

[5] Низамутдинов Р.Р. *Исследование характеристик линейных сфокусированных антенн для радиоволновых технологических и диагностических устройств*. Дис. канд. техн. наук. Казань, 2011.

[6] Мисежников Г.С., Сельский А.Г., Штейншлегер В.Б. О фокусирующих свойствах апертурной антенны в поглощающей среде. *Радиотехника и электроника*, 1985, т. 30, № 11, с. 2268.

[7] Потапова О.В. *Исследование метода сфокусированной апертуры для повышения эффективности СВЧ технологических установок открытого типа*. Дис. ... канд. техн. наук. Казань, 1999.

[8] Потапова О.В., Седельников Ю.Е. Сфокусированные апертуры: структура поля и основные свойства. *Докл. V Всеросс. науч.-техн. конф. «Радиолокация и связь»*. Москва, 2011, с. 291–295.

[9] Gabriel C., Gabriel S. and Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey. *UK. Phys. Med. Biol.*, 1996, no. 41.

[10] Gabriel S., Law R.W. and Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *UK. Phys. Med. Biol.*, 1996, no. 41.

Статья поступила в редакцию 03.04.2014

Ссылку на эту статью просим оформлять следующим образом:

Седельников Ю.Е., Потапова О.В. Сфокусированные антенны в задачах медицинской радиотермометрии. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2014, вып. 2.

URL: <http://engjournal.ru/catalog/pribor/radio/1206.html>

Седельников Юрий Евгеньевич — д-р техн. наук, профессор кафедры «Радиоэлектронные и телекоммуникационные системы» Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева. Заслуженный деятель науки и техники Республики Татарстан. Автор пяти монографий и более 200 публикаций и изобретений. Область научных интересов: антенны, микроволновые технологии, электромагнитная совместимость радиоэлектронных средств. e-mail: sed@ru.kstu-kai.ru

Потапова Ольга Владимировна — канд. техн. наук, доцент кафедры «Радиоэлектронные и телекоммуникационные системы» Казанского национального исследовательского технического университета имени А.Н. Туполева. e-mail: potarova_olga@bk.ru

Focused antennas in problems of medical radiometry

© Yu.E. Sedel'nikov, O.V. Potapova

Kazan National Research Technical University named after A. N. Tupolev,
Kazan, 420010, Russia

In the study we obtained quantitative estimates of the impact of antenna parameters on the quality indicators of resultant radiometric measurements. The antenna temperature contrast is considered as the main indicator, which is proportional to the gain of the antenna for the area near radiated field within the dissipative object. We investigated the possibility of focusing for purposes of medical radiometry in different directions with respect to the aperture. We estimated achievable gain value and considered dependences of this indicator from the size of aperture, the depth of the focus point and frequency. In addition, the article examines the issues of improving resolution using focused apertures.

Keywords: radiometry, antenna temperature contrast, gain, area near the radiated field, focused aperture.

REFERENCES

- [1] Giamalaki M.I., Karanasiou I.S., Uzunoglu N.K. Focused microwave radiometry from a possible functional imaging perspective: theoretical optimization of the properties of a microwave radiometry system. *Proceeding 4th International Conference On Imaging Technologies In Biomedical Sciences*. IOP Publishing Ltd and SISSA, 2009.
- [2] Asimakis N.P., Karanasiou I.S., Uzunoglu N.K. *Progress in Electromagnetic Research*, 2011, vol. 117, pp. 83–101.
- [3] Kublanov V.S., Potapova O.V., Sedel'nikov Iu.E., Syskov A.M. *Zhurnal Radioelektroniki — Journal of Radio Electronics*, 2012, no. 4.
- [4] Nizamutdinov R.R., Potapova O.V., Sedel'nikov Yu.E. *Nelineinyi mir — Nonlinear world*, 2010, no 5.
- [5] Nizamutdinov R.R. *Issledovanie kharakteristik lineinykh sfokusirovannykh anten dlya radiovolnovykh tekhnologicheskikh i diagnosticheskikh ustroystv*. Kand. Diss. [Investigation of the characteristics of linear focused antennas for radio wave technological and diagnostic devices. Ph.D. Diss.]. Kazan, 2011.
- [6] Mizezhnikov G.S., Sel'sky A.G., Shteinshleger V.B. *Radiotekhnika i elektronika — Journal of Communications Technology and Electronics*, 1985, vol. 30, no. 11, p. 2268.
- [7] Potapova O.V. *Issledovanie metoda sfokusirovannoi apertury dlya povysheniya effektivnosti SVCh tekhnologicheskikh ustanovok otkrytogo tipa*. Kand. Diss. [Study of focused aperture method for improving the efficiency of the microwave processing open-type units. Ph.D. Diss.]. Kazan, 1999.
- [8] Potapova O.V., Sedel'nikov Yu.E. Sfokusirovannye apertury: struktura polia i osnovnye svoystva [Focused apertures: field structure and basic properties]. *Dokl. V Vseross. nauch.-tekhn. konf. «Radiolokatsiya i svyaz'»* [Rep. V All-Russ. Sci-Tech. Conf. "Radar and Communication"]. Moscow, 2011, pp. 291–295.
- [9] Gabriel C., Gabriel S., Corthout E. *UK. Phys. Med. Biol.*, 1996, no. 41.
- [10] Gabriel S. Law R.W., Gabriel C. *UK. Phys. Med. Biol.*, 1996, no. 41.

Sedel'nikov Yu.E., Dr. Sci. (Eng.), Professor of the Electronic and Telecommunications Systems Department in Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev. Honored Scientist of the Republic Tatarstan. Author of 5 monographs and more than 200 publications and inventions. Research interests include antennas, microwave technologies, electromagnetic compatibility of radioelectronic devices. e-mail: sed@ru.kstu-kai.ru

Potapova O.V., Ph.D., Assoc. Professor of the Electronic and Telecommunications systems Department in Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev. e-mail: potapova_olga@bk.ru