

ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ СФОКУСИРОВАННОГО ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ ЛИНЕЙНЫХ АПЕРТУР В РАДИОТЕРМОГРАФИИ

© 2015 О.В. Потапова, К.Н. Халикова

Казанский национальный исследовательский технический университет
им. А.Н. Туполева – КАИ

Поступила в редакцию 09.02.2015

В последние годы появилось достаточное число технических приложений, в которых электромагнитные поля фокусируются на расстояниях соизмеримых с размерами излучающей системы. Такие антенны, называемые сфокусированными, используются в медицинской диагностике и терапии, в частности – в радиотермографии. В работе проведен анализ линейной антенны-аппликатора, сфокусированной в область излучаемого ближнего поля. Рассмотрены параметры сфокусированного поля, определены достигаемые при фокусировке эффекты.

Ключевые слова: радиотермография, линейная апертура, сфокусированное поле, размер области

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время электромагнитные поля используются как для медицинской диагностики (медицинское сканирование МРТ), так и для лечения в целом. Одним из новых, динамично развивающихся направлений в микроволновой диагностике является радиотермография, используемая, как правило, для обнаружения онкологических заболеваний. Метод радиотермографии основан на измерении интенсивности собственного электромагнитного излучения внутренних тканей пациента в диапазоне сверхвысоких частот, которое пропорционально температуре тканей. В силу того, что биоткани относительно прозрачны для электромагнитных волн радиодиапазона, можно измерять температуру тканей на глубине нескольких сантиметров [1, 2].

Многоканальные радиотермографы реализуются с помощью метода сфокусированной апертуры при формировании распределений интенсивности радиотеплового излучения биообъекта. Фокусировка осуществляется при приеме радиотеплового излучения биологического объекта подбором соответствующих весовых коэффициентов при обработке таким образом, чтобы сигналы, приходящие из точки фокусировки, суммировались синфазно, а приходящие из других точек исследуемого объекта – со сдвигом по фазе. Достижение указанного эффекта более наглядно можно продемонстрировать, рассматривая линейную антенну-аппликатор в режиме излучения. Такое рассмотрение правомерно в силу принципа взаимности электродинамики [3].

Потапова Ольга Владимировна, кандидат технических наук, доцент кафедры радиоэлектронных и телекоммуникационных систем. E-mail: potapova_olga@bk.ru
Халикова Ксения Наильевна, аспирант.
E-mail: fogginess1963@mail.ru

Существует ряд работ, например [4], в которых описаны свойства сфокусированных электромагнитных полей на расстояниях, соизмеримых с размерами апертуры, оцениваются достигаемые при этом эффекты. Но приводимые в этих источниках данные получены для условий отличных от тех, что используются в радиотермографии. Целью данной работы является оценить эффекты, достигаемые при использовании сфокусированных полей с учетом конкретных параметров тканей и используемого в радиотермографии частотного диапазона.

ОПИСАНИЕ МОДЕЛИ ИССЛЕДУЕМОЙ АНТЕННЫ-АПЛИКАТОРА

Структура электромагнитного поля, создаваемого линейной апертурой в зоне ближнего излучаемого поля, будет иметь более сложный характер, чем в дальней зоне, так как будут присутствовать как поперечные, так и продольные компоненты электромагнитного поля. В своих исследованиях мы будем учитывать только поперечные компоненты поля, так как величины продольных составляющих значительно меньше поперечных компонент поля, кроме того, при симметричном относительно линейной апертуры расположении точки фокусировки величина продольной составляющей равна нулю [5, 6].

Для ненаправленного излучателя, поляризованного перпендикулярно апертуре:

$$|E|^2 = \left| \oint_s \dot{I}(s) \cdot \frac{e^{-j\gamma r(s)}}{r(s)} ds \right|^2,$$

где $\dot{I}(s)$ – функция, характеризующая распределение комплексных коэффициентов передач при приеме излучения;

$\gamma = \beta - j\alpha$ – коэффициент распространения;

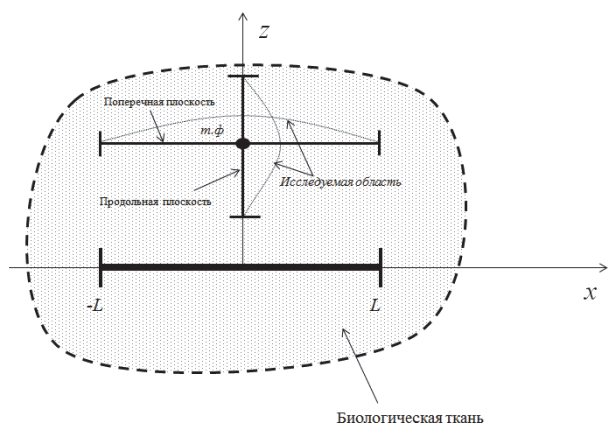


Рис. 1. Линейная апертура

$r(s)$ – расстояние от точки наблюдения до точки S сфокусированной апертуры

Для оценки параметров сфокусированного поля в задачах радиотермографии будем использовать упрощенную модель антенны-апликатора – линейную антенну, фиксирующую радиоизлучение бесконечной однородной среды с параметрами определенной биологической ткани в поперечной плоскости.

Для антенн, сфокусированных в зоне ближнего излучаемого поля, распределение интенсивности излучения при сфокусированном возбуждении представляется в виде главного максимума, соответствующего точке фокусировки, а так же максимумов меньшей интенсивности, которые мы, по аналогии с диаграммой направленности (ДН) антенны в дальней зоне, будем называть «боковыми лепестками». В работе определялся уровень «боковых лепестков», нормированный к уровню главного максимума. Наряду с этим, к основным показателям сфокусированных антенн можно отнести относительный уровень электромагнитного поля в точке фокусировки и геометрические размеры сфокусированного

«пятна» (размер области фокусировки – РОФ). Все вышеуказанные параметры рассматривались в зависимости от частоты и глубины фокусировки в средах с параметрами, соответствующими характерным биологическим тканям.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

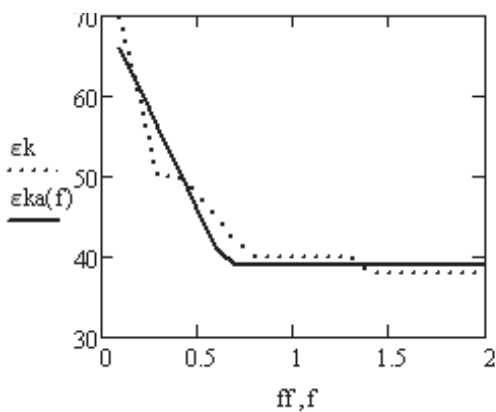
1) Биологические ткани в основном состоят из воды, следовательно, они ведут себя как диэлектрик с потерями, параметры которого (ϵ, σ) зависят от частоты [7, 8]. В процессе математического моделирования была произведена аппроксимация величин (ϵ, σ) для следующих видов тканей: кровь, кортикальная кость, спинномозговая жидкость, белое вещество мозга, серое вещество мозга и кожа в диапазоне частот от 0,1...2 ГГц. Результаты аппроксимации $\epsilon(f)$ и $\sigma(f)$ для кожи, представлены в виде формул (1) и на рис. 2.

$$\epsilon_{ka}(f) := \begin{cases} (71 - 50f) & \text{if } 0.1 \leq f \leq 0.7 \\ 39 & \text{otherwise} \end{cases};$$

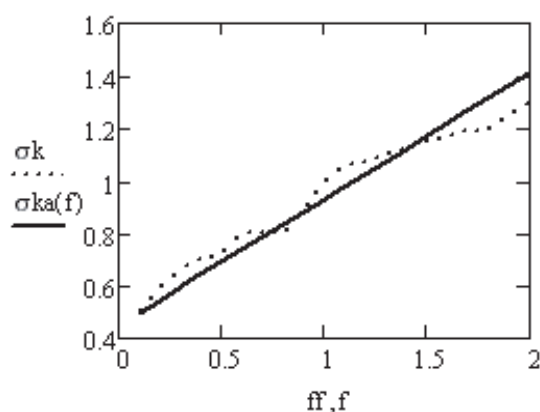
$$\sigma_{ka}(f) := 0.45 + 0.48f . \quad (1)$$

Параметры (ϵ, σ) среды с потерями будут определять ее коэффициент затухания α и коэффициент фазы β .

$$\alpha = \omega \cdot \sqrt{\epsilon_0 \cdot \epsilon \cdot \frac{\mu_0}{2} \left[\sqrt{1 + \frac{\sigma}{\omega^2 \cdot (\epsilon \cdot \epsilon_0)^2}} - 1 \right]};$$



а)



б)

Рис. 2. Зависимости измеренных [7] (прерывистая линия) и аппроксимированных значений (сплошная линия): а – диэлектрической проницаемости; б – проводимости для крови

$$\beta = \omega \cdot \sqrt{\varepsilon_0 \cdot \varepsilon \cdot \frac{\mu_0}{2} \left[\sqrt{1 + \frac{\sigma}{\omega^2 \cdot (\varepsilon \cdot \varepsilon_0)^2}} + 1 \right]}$$

В рассмотренных биологических тканях коэффициент поглощения α составляет очень существенные величины $\alpha = 7...40$. Значение коэффициента фазы β тоже значительно увеличивается по сравнению со свободным пространством $\beta = 28...352$, что в совокупности достаточно сильно сказывается на эффективности процесса фокусировки.

2) Как установлено в ряде работ [4] в средах без потерь при больших относительно длины волны размерах апертуры, фокусировка возможна как в поперечном (параллельном апертуре), так и в продольном (перпендикулярном апертуре) направлениях (рис. 3). Расчеты проводились для следующих исходных данных: $\lambda = 0,3$ м, электрический размер линейной апертуры $2L = 2$ м, глубина расположения точки фокусировки $z_f=0,5$ м, затухание $\alpha = 0$, $\beta \approx 20,9$ рад/м.

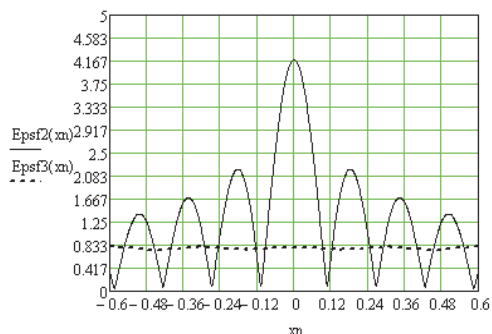
Однако, в радиотермографии использование апертур подобных размеров невозможно, в силу

ограниченных геометрических размеров человеческого тела. При реализуемых размерах апертуры $2L = 0.2$ м и глубине расположения точки фокусировки $z_f = 0,05$ м эффекта фокусировки в продольном направлении не наблюдается даже в среде без потерь. Схожая картина получается и в средах с реальными параметрами биологических тканей (рис. 4 – тип материи: кортикальная кость, для которой $\alpha = 8,263$ 1/м, $\beta = 78,835$ рад/м).

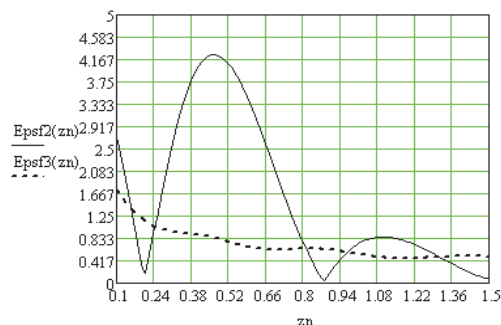
В связи с этим, использовать фокусировку эффективно только в поперечном (параллельном апертуре) направлении. В продольном же направлении при указанных значениях потерь фокусировка будет отсутствовать.

3) Улучшение «разрешающей способности» в аппаратуре радиотермографов достигается за счет уменьшения размеров области концентрации электромагнитного поля при фокусировке апертуры. В дальнейшем, для сокращения будем называть этот размер размером области фокусировки (РОФ). Он определяется на уровне -3 дБ от значения излучения в точке фокусировки.

В рамках работ по исследованию сфокусированного электромагнитного поля рассматривалась зависимость размера области фокусировки

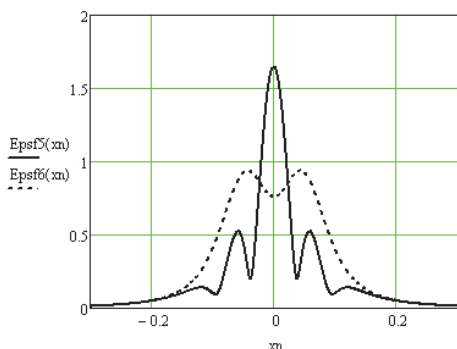


Распределение поля в поперечном направлении

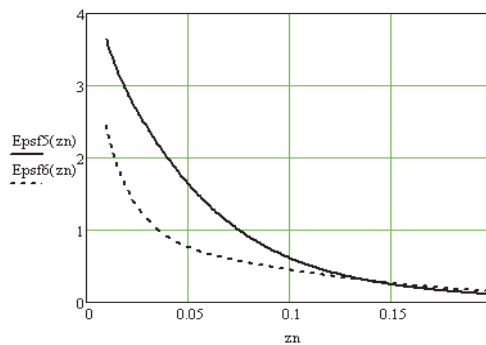


Распределение поля в продольном направлении

Рис. 3. Сплошная линия – сфокусированное возбуждение, штриховая линия – синфазное возбуждение



Распределение поля в поперечном направлении



Распределение поля в продольном направлении

Рис. 4. Сплошная линия – сфокусированное возбуждение, штриховая линия – синфазное возбуждение

от таких параметров, как глубина фокусировки, частота фиксируемого радиоизлучения и вид амплитудного распределения в однородной среде с параметрами, соответствующими реальным параметрам биологической ткани (кортикальная кость и серое вещество мозга).

а) Зависимость РОФ от глубины фокусировки.

На рис. 5 представлена зависимость РОФ от глубины фокусировки при изменении данного параметра в диапазоне $zf/2L = 0,1...1,25$ м, при этом длина волны $\lambda = 0,3$ м, электрическая длина антенны $2L = 0,1$ м.

Как видно из рис. 5 при увеличении глубины фокусировки происходит увеличение размеров сфокусированной области независимо от коэффициента затухания тканей. Это остается справедливым и при пропорциональном изменении размеров апертуры и длины волны.

б) Зависимость РОФ от частоты фиксируемого радиоизлучения.

Рис.6а представляет собой зависимость размера фокального пятна от частоты излучения. Значения частоты выбрали характерными для радиотермографии в диапазоне $f = 0,3...1,5$ ГГц, при этом размер апертуры составил $2L = 0,1$ м, а глубина фокусировки $zf = 0,05$ м.

При увеличении частоты фиксируемого радиоизлучения (уменьшении длины волны) происходит уменьшение абсолютных размеров области фокусировки (рис.6а), однако стоит отметить, что зависимость нормированных к длине волны в среде значений размера области фокусировки имеет противоположный характер (рис.6б).

4) Уровень максимального из локальных максимумов, расположенных вблизи главного максимума (называемый по аналогии с дальней зоной уровнем боковых лепестков (УБЛ)) необходимо учитывать в силу того, что УБЛ определяет соотношение полезный сигнал/помеха, и, следовательно, влияет на помехозащищенность радиотермографа.

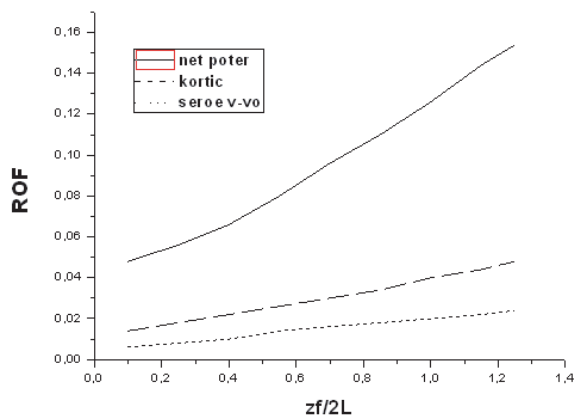
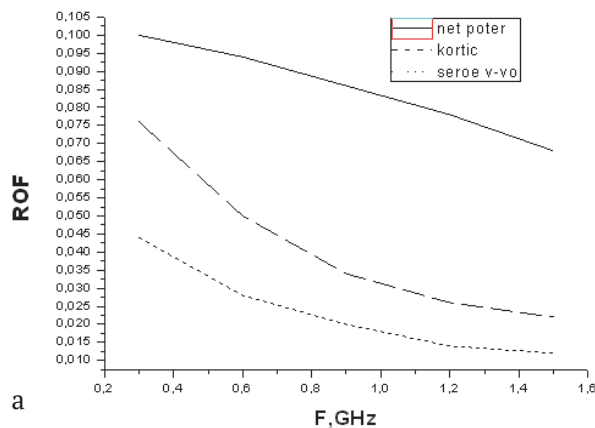


Рис. 5. Сплошная кривая – среда без потерь, штриховая – кортикальная кость, точечная – серое вещество мозга

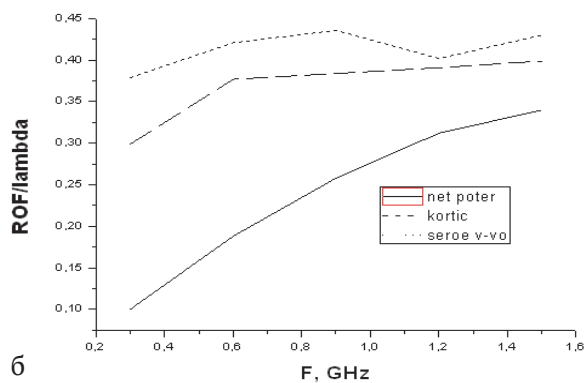
По аналогии с исследованием размера области фокусировки, авторами рассмотрено влияние глубины фокусировки и частоты фиксируемого радиоизлучения на УБЛ.

а) На рис. 7 представлена зависимость уровня боковых лепестков от расстояния до точки фокусировки (глубины фокусировки). При построении зависимости значение глубины фокусировки менялось в диапазоне от 0,01 до 0,15 м. Размер апертуры L был выбран равным 0,2 м, а длина волны $\lambda = 0,3$ м. Анализ полученной зависимости показывает, что при удалении точки фокусировки от апертуры уровень боковых лепестков уменьшается, причем, чем больше значение потерь в среде, тем наблюдается более выраженное уменьшение УБЛ.

б) Исследование влияния частоты на степень интенсивности локальных максимумов (УБЛ) проводилось для линейной антенны с размерами $2L = 0,1$ м, с глубиной фокусировки $zf = 0,05$ м. Частота излучения менялась в следующем диапазоне $f = 0,3...1,5$ ГГц. При рассмотрении зависимости уровня боковых лепестков от частоты фиксируемого радиоизлучения результаты для различных исследуемых однородных сред несколько отличаются. В среде без потерь уровень боковых лепестков растет при увеличении частоты излучения, причем на частотах меньше 0,8 ГГц



а



б

Рис. 6. Сплошная кривая – среда без потерь, штриховая – кортикальная кость, точечная – серое вещество мозга

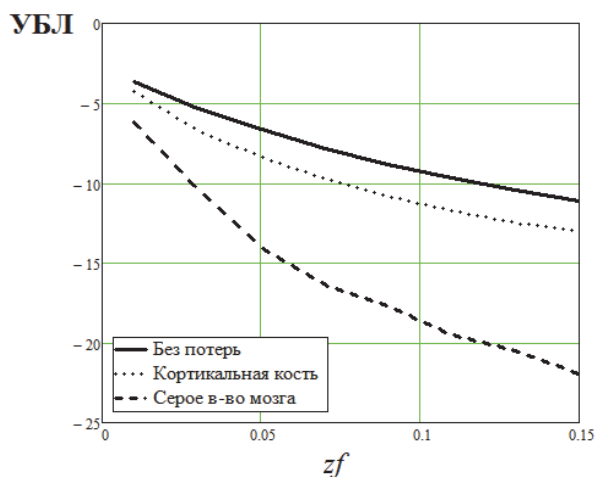


Рис. 7. Сплошная кривая – среда без потерь, штриховая – кортикальная кость, точечная – серое вещество мозга

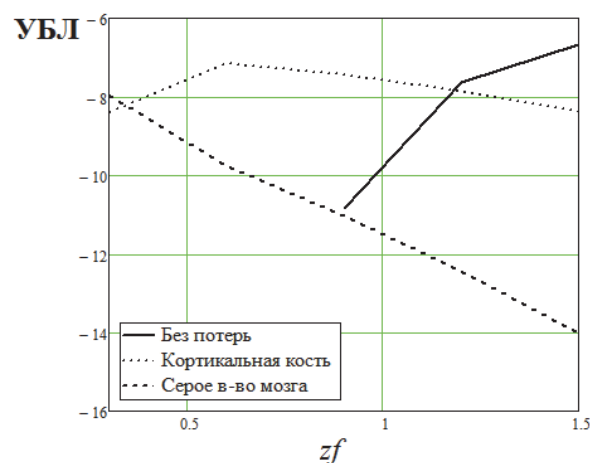


Рис. 8. Сплошная кривая – среда без потерь, штриховая – кортикальная кость, точечная – серое вещество мозга

в распределении поля присутствует только один главный максимум, и нет локальных максимумов. В средах с малыми потерями (кортикальная кость) имеет немонотонный характер: на частотах до 0,6 ГГц УБЛ сначала растет, а при дальнейшем увеличении частоты начинает падать. В среде с достаточно большими потерями (серое вещество мозга) УБЛ монотонно уменьшается с увеличением частоты. Данные результаты проиллюстрированы на рис.8.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные исследования показывают, что эффекты, достигаемые за счет использования сфокусированных апертур в радиотермографии, значительно отличаются от аналогичных, полученных без учета реальных параметров тканей и используемой аппаратуры [4].

При оценке параметров сфокусированных полей, создаваемых линейными апертурами в средах, соответствующих реальным параметрам биологических, можно сделать вывод, использование сфокусированных апертур всегда дает выигрыш по сравнению с использованием синфазных апертур. Это обусловлено тем, что при реализуемых в радиотермографии размерах апертуры при синфазном возбуждении отсутствует явно выраженный максимум, интенсивность излучения снижается за счет его распределения в значительной области. При сфокусированном возбуждении размер области фокусировки уменьшается в 2-3 раза, а уровень боковых лепестков имеет меньшее значение при больших потерях в среде. Таким образом, использование сфокусированных апертур в радиотермографии позволит улучшить показатели качества этой аппаратуры.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Поляков В.М., Шмаленюк А.С. СВЧ-термография и перспективы ее развития // Электроника СВЧ. Вып.8 (1640). М., 1991.С. 23–28.
2. Троицкий В.С. К теории контактных радиотермометрических измерений внутренней температуры тел // Изв. вузов. Сер. Радиофизика. 1981. Т. 24. №9. С. 1054.
3. Марков Г.Т., Петров Б.М., Грудинская Г.П. Электродинамика и распространение радиоволн М.: Сов. Радио, 1979.
4. Низамутдинов Р.Р. Исследование характеристик линейных сфокусированных антенн для радиоволновых технологических и диагностических устройств: дис. канд. техн. наук. Казань, 2011.
5. Халикова К.Н. Изучение процессов переноса энергии электромагнитного поля, создаваемого плоской квадратной апертурой в зоне Френеля. // Тезисы докладов Всероссийская 46-ая научная студенческая конференция "Россия. Наука. Университет". Чебоксары, 10-12 апреля 2012.
6. Халикова К.Н. Исследование структуры электромагнитного поля, создаваемого плоской антенной в зоне ближнего излучаемого поля. // Тезисы докладов Международная молодежная научная конференция "XX Туполевские чтения". Казань, 22-24 Мая 2012.
7. Gabriel C., Gabriel S. and Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey // UK, Phys. Med. Biol., 41, 1996.
8. 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., 41, 1996.

9. Халикова К.Н. Исследование влияния смещения точки фокуса на параметры излучения антенны, сфокусированной в зону ближнего излучаемого поля //

Теоретические и практические аспекты современной науки: материалы X международной научно-практической конференции, г. Москва, 79-84 с.

ESTIMATION OF THE PARAMETERS OF THE FOCUSED ELECTROMAGNETIC FIELD USING LINEAR APERTURES IN RADIOTHERMOGRAPHY

© 2015 O.V. Potapova, K.N. Khalikova

Kazan National Research Technical University named after A.N. Tupolev – KAI

In recent years there was a sufficient number of technical appendices in which electromagnetic fields are focused at distances commensurable with sizes of the radiating system. Such antennas called focused are used in medical diagnostic and therapy, in particular in a radiothermography. In article the analysis of the liner antenna-applicator, the radiated near field focused in area is carried out. Parameters of the focused field are considered, the effect reached thus are defined.

Key word: radiothermography, linear aperture, focused field, focusing area size.