

Антенны-апликаторы для медицинских микроволновых радиотермографов

Аннотация

Обсуждаются вопросы физических основ микроволновой радиотермометрии, конструкции и технические характеристики различных типов антенн-апликаторов, применяемых в медицинских радиотермографах. Представлены результаты разработки и перспективы использования новых типов антенн-апликаторов в различных областях медицины.

Введение

Принцип действия микроволновых радиотермографов основан на регистрации микроволнового излучения биологических объектов (далее – БО), температура которых выше абсолютного нуля. Посредством измерения интенсивности излучения тела можно найти его температуру. Этот метод называется «микроволновая радиотермометрия» (далее – МР). МР относится к функциональной диагностике, основанной на методах пассивной радиотеплолокации [1]. В отличие от инфракрасной термографии, МР позволяет неинвазивно выявлять тепловые аномалии на глубине нескольких сантиметров. Сегодня МР используется для выявления рака молочной железы [2], меланомы [3], в мониторинге температуры головного мозга [4], в гинекологии [5] и других областях. В состав радиотермографа входят антенна-апликатор (или несколько антенн-апликаторов) и сверхчувствительный радиометрический приемник. По регистрируемой мощности БО определяется радиояркая температура (далее – РТ), которая связана с термодинамической температурой как

$$T_{rad} = \int_{-\infty}^{\infty} T(r)W(r)dV, \quad (1)$$

где $T(r)$ – термодинамическая температура БО; $W(r)$ – радиометрическая весовая функция антенны. Интегрирование ведется по объему БО V . $W(r)$ определяется как

$$W(r) = \frac{P}{P_0} = \frac{\frac{\sigma(r)}{2}|E(r)|^2}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma(r)}{2}|E(r)|^2 dV}, \quad (2)$$

где P – объемная плотность поглощения электромагнитной мощности; P_0 – полная рассеиваемая мощность; $E(r)$ – напряженность электрического поля антенны; $\sigma(r)$ – электропроводность БО. Следовательно, РТ представляет собой усредненную термодинамическую температуру БО с весом $W(r)$.

Методы исследований

Прием микроволнового излучения в медицинских радиотермографах обеспечивается специально сконструированными антеннами-апликаторами, а именно печатными [6]-[10], волноводными [2], [4], вибраторными или рамочными [1], [10], а также внутриволновыми антеннами [5]. Волноводные антенны представляют собой отрезок волновода, контактирующий с БО. Наиболее распространены круглые волноводы, так как острые углы прямоугольного волновода травмируют пациента. Волноводная антенна соединена с входным каскадом радиотермометра с помощью коаксиального кабеля, поэтому на ее выходе устанавливается СВЧ-разъем. Согласование волновода проводится разными способами. Чаще всего используются щели в форме «бабочки» [5]. Волноводные антенны просты при проектировании, имеют малые электрические потери, высокую глубину измерения, достаточную помехозащищенность и приемлемое согласование с телом. Для того чтобы уменьшить размеры волновода, обычно увеличивают его диэлектрическую проницаемость ϵ . В частности, в работе [11] представлена антенна для работы в диапазоне $\lambda = 10$ см, имеющая

диаметр 8 мм и длину 4 мм. Волновод заполнен СВЧ-керамикой с $\epsilon = 80$. Для повышения помехозащищенности волноводные антенны помещают в дополнительные экраны. Недостатками применяемых волноводных антенн являются высокая стоимость и большие размеры. Также волноводная антенна охлаждает БО в области контакта, что влияет на измеряемую температуру. Для снижения влияния температуры антенны на температуру биоткани антенну подогревают. Следует отметить, что антенны, работающие в серийных приборах, представляют собой сложные устройства. Например, в радиотермометре РТМ-01-РЭС используется антенна, созданная на базе круглого волновода, имеющая систему термостабилизации, поддерживающую температуру антенны постоянной для обеспечения приближенного теплового равновесия между измерительной системой и БО. Также в антенну встроены: датчик касания, который фиксирует момент установки антенны на тело; датчик температуры корпуса, используемый при обработке данных; ИК-датчик для измерения температуры кожи.

Кроме волноводных, в МР в последние годы получили широкое распространение печатные антенны. В отличие от волноводных антенн, у которых излучателем является собствен волновод, излучатель печатной антенны напечатан непосредственно на подложке. Печатные антенны легче волноводных, дешевле, малогабаритны и оказывают меньшее влияние на температуру кожи. Однако необходимо учитывать, что эти антенны имеют более высокие электрические потери. Печатную антенну легче закрепить на теле пациента и совместить с другими медицинскими устройствами ввиду малой высоты. Можно выделить следующие разновидности печатных антенн-апликаторов: спиральные [6], эллиптические [7], patch-антенны [8], щелевые [9], вибраторные [10]. Во многих случаях печатные антенны-апликаторы используются совместно с так называемым болюсом. Болюс представляет собой тонкий слой диэлектрика, размещенный между антенной и БО. Болюс позволяет согласовать антенну и увеличить расстояние между излучателем и БО с целью компенсации возникающих реактивных полей. Это позволяет увеличить глубину измерения температуры. Размеры болюса, как правило, немного больше или равны размеру рабочей апертуры антенны.

Вибраторные антенны изготавливаются из тонкой пружинной проволоки. Обычно длина рамки по периметру составляет λ_{BO} (длина волны в БО). Возбуждают рамку с помощью коаксиального кабеля. Для уменьшения вытекания тока на экран коаксиального кабеля используют запирающую конструкцию длиной, равной четверти длины волны в свободном пространстве. Эти антенны имеют хорошее согласование, хороший контакт с телом, простую конструкцию и низкую стоимость, компактны. Кроме того, они практически не оказывают влияния на температуру кожи. Подобные антенны могут быть снабжены проводящими штырями, проходящими сквозь волосную покров. Это позволяет существенно улучшить согласование антенны с кожей. Основной недостаток таких антенн – низкая помехозащищенность. Так как они не имеют экрана, помехи наводятся на незащищенный излучатель. По сравнению с волноводными, вибраторные антенны имеют меньшую глубину измерения и высокие электрические потери.

В работе [10] предложено использовать для мониторинга температуры в процессе гипертермии замкнутые щелевые ан-

тены. Они напечатаны на подложке небольшой толщины. Для согласования с телом рабочая поверхность антенн покрыта слоем силикона. Любые антенны для МР должны удовлетворять следующим требованиям: хорошее согласование с БО, минимальное влияние на температуру кожи, приемлемая помехозащищенность, хорошие гигиенические свойства и малые потери.

В медицинской практике часто используют методы охлаждения и нагрева тканей. Важно контролировать температуру внутри опухоли при ее термической деструкции (гипертермии). Очевидно, что для повышения уровня сигнала на входе радиометра следовало бы максимально увеличивать эффективную площадь антенны. Однако применительно к рассматриваемым медицинским приложениям этот путь ограничивается требованиями обеспечения необходимого пространственного разрешения исследуемых участков БО, а также оперативности и надежности проводимых исследований, требующих одновременного обследования пациентов в нескольких точках, например в двадцати точках. Эти требования могут быть в наибольшей степени удовлетворены путем реализации многоканальных антенных решеток, предназначенных для использования в медицинских радиотермографах. В качестве примера на рис. 1а представлена трехмерная модель макета 20-канальной микроволновой антенной решетки системы радиотермокартирования мозга. С целью выбора типа антенны для использования в составе антенной решетки было проведено моделирование степени согласования характеристик вибраторной, спиральной и резонансно-щелевой антенн, а также характеристик поглощения излучаемой электромагнитной энергии в ближней зоне, электрофизические параметры которой имитировали БО. Для моделирования характеристик вибраторной антенны был выбран симметричный диполь, плечи которого, с целью снижения габаритных размеров, имеют U-образную форму. Проекция токонесущих элементов антенны на поверхность БО составляет 26 × 27 мм. Модель, применяемая в расчетах КСВН и характеристик поглощения при работе на БО, показана на рис. 1б. В качестве интегрального параметра эффективности антенн использовалась объемная плотность поглощения электромагнитной мощности P_n , Вт/м², равная

$$P_n = \frac{\sigma}{2} E^2. \quad (3)$$

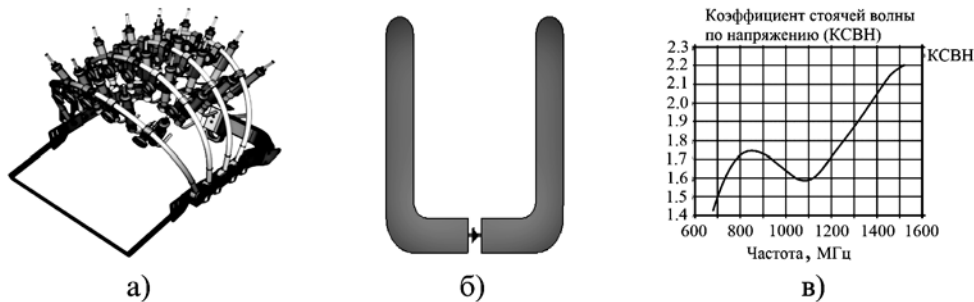


Рис. 1. 20-канальная микроволновая антенная решетка (а); модель U-образной вибраторной антенны (б); расчетная КСВН вибраторной антенны (в)

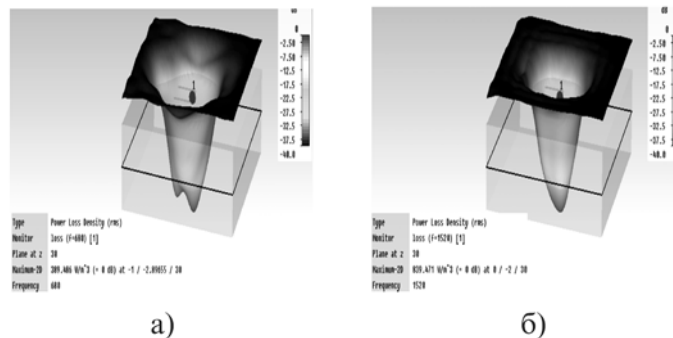


Рис. 2. Распределение объемной плотности поглощения U-образной вибраторной антенны-аппликатора: а) частота 680 МГц; б) частота 1520 МГц

Параметр P_n обычно используют при анализе передающих антенн, размещенных вблизи БО, он численно равен $W(r)$ антенны и характеризует область, в которой производится измерение РТ. Диапазон частот исследования параметров антенн составил 680...1520 МГц. Рабочая поверхность антенны непосредственно соприкасалась с телом. Модель БО представляла собой параллелепипед размерами 160 × 160 × 60 мм³. Его электрические свойства соответствовали мышечной и костной тканям. Модель антенны возбуждалась дискретным портом с выходным сопротивлением 50 Ом.

Результаты

График зависимости КСВН U-образной модели вибраторной антенны от частоты представлен на рис. 1в. Пространственные зависимости объемной плотности поглощаемой мощности P на частотах 680 и 1520 МГц на глубине 30 мм БО представлены на рис. 2. На частоте 680 МГц распределение P в области максимума имеет слабо выраженный седлообразный характер. Это связано с формой диполя, а не с его избыточной длиной, так как на более высоких частотах, вплоть до 1520 МГц, распределение максимума P имеет однолепестковый вид. Аналогичные исследования проводились также для двух других моделей антенн: спиральной и резонансно-щелевой. Расчеты проведены в среде электродинамического моделирования методом конечных разностей во временной области (*finite-difference time domain*).

Анализ распределения объемной плотности поглощенной мощности P_n указанных выше трех типов антенн в ближней зоне показал, что эти распределения имеют в основном остро-направленный характер и, следовательно, удовлетворяют требованиям однозначности отклика и могут эффективно использоваться в многоканальных антенных решетках МР. Преимуществом вибраторной антенны является то, что она может быть выполнена в печатном исполнении.

В целом представленные результаты моделирования показали, что печатные антенны являются наиболее перспективными для применения их в составе многоканальных медицинских радиотермографов. Кроме того, в интересах экспериментальной онкологии разработаны сверхминиатюрные печатные антенны с размерами рабочей апертуры не более 3 × 3 мм². Это позволяет радикально миниатюризировать сенсорную часть радиотермометра.

Так как БО имеет поверхность сложной формы (рис. 3а), для измерения внутренней температуры целесообразнее применять гибкие конформные антенны, которые могут обеспечить хороший контакт с телом пациента. Печатные антенны, изготовленные из текстильных материалов, которые часто называют «текстильными антеннами», могут изгибаться и повторять анатомию тела. Такие антенны можно встраивать в элементы одежды (рис. 3а). Для приема сигналов этих антенн разработан специальный миниатюрный радиотермометр с габаритными размерами $34 \times 24 \times 20$ мм³ (рис. 3б). Подобные антенны можно будет встраивать в бюстгалтер для ранней диагностики, осуществлять динамический термомониторинг при воздействии нагрузок и функциональных пробах.



Рис. 3. Диагностический бюстгалтер (а); миниатюрный радиотермометр (б)

Заключение

Применение печатных антенн для МР открывает огромные перспективы развития данного метода и расширения области его применения. Сегодня минимальные размеры печатной антенны составляют 3×3 мм², что позволяет встраивать такую антенну в различные медицинские приборы. Создание текстильных печатных антенн открывает возможность встраивания антенны в элементы одежды и создания приборов для мониторинга температуры. В отличие от традиционных волноводных антенн, которые представляют собой сложное и дорогое изделие, изготавливаемое на фрезерном станке и требующее гальванического покрытия, текстильные антенны изготавливаются с использованием швейного оборудования, что значительно снижает их стоимость. Наряду с миниатюризацией радиотермографа открывается возможность создания приборов для индивидуального применения. Практическое внедрение разработок будет заключаться в создании инновационной продукции, встраивании устройств МР в состав диагностических средств радиологического оборудования, медицинских робототехнических комплексов и пр.

Список литературы:

1. Гуляев Ю.В., Гудков А.Г., Леушин В.Ю. и др. Приборы для диагностики патологических изменений в организме человека методами микроволновой радиометрии // Нанотехнологии: разработка, применение – XXI век. 2017. № 2. Т. 9. С. 27-45.
2. Синельникова О.А., Керимов Р.А., Синокова Г.Т. Сверхвысокочастотная радиотермометрия в оценке эффективности неoadъювантного лечения рака молочной железы // Онкогинекология. 2014. № 2. С. 55-66.
3. Козлов С.В., Неретин Е.Ю. Сравнительный анализ методов преинвазивной диагностики меланомы кожи // Саратовский научно-медицинский журнал. 2013. Т. 9. № 1. С. 88-91.
4. Shevelev O.A. et al. Diagnostic opportunities of noninvasive brain thermomonitoring // Anesthesiology and Intensive Care. 2015. Vol. 60. № 1. PP. 66-69.

5. Vesnin S.G., Sedankin M.K., Chupina D.N. Application of modern technologies of mathematical simulation for the development of medical equipment / 11th IEEE Inter. Conference on AICT. 20-22 Sep. 2017, Moscow, Russia. PP. 425-429.
6. Jacobsen S., Stauffer P. Multi-frequency radiometric determination of temperature profiles in a lossy homogenous phantom using a dual-mode antenna with integral water bolus // IEEE Trans. Micr. Theory. Tech. 2002. № 50. PP. 1737-1746.
7. Klemetsen O., Jacobsen S. Improved radiometric performance attained by an elliptical microwave antenna with suction // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 2012. Vol. 59 (1). PP. 263-271.
8. Bardati F., Iudicello S. Modeling the visibility of breast malignancy by a microwave radiometer // IEEE Trans. Biomed. Engineering. 2008. Vol. 55. № 1. PP. 214-221.
9. Beaucamp-Ricard C. et al. Temperature measurement by microwave radiometry // IEEE Trans. Instrument. Measurement. 2009. Vol. 58. № 5. PP. 1712-1719.
10. Tofighi M.-R. Characterization of biomedical antennas for microwave heating, radiometry, and implant communication applications / 12th Wireless and Microwave Technology Conference (WAMICONP). Clearwater Beach, 2011. PP. 1-6.
11. Веснин С.Г., Седанкин М.К. Миниатюрные антенны-аппликаторы для микроволновых радиотермометров медицинского назначения // Биомедицинская радиоэлектроника. 2011. № 10. С. 51-56.

Михаил Константинович Седанкин,
канд. техн. наук, научный сотрудник,
отдел СОиАРИ РТК,
ФГБУ «ГНИИЦ РТ» МО РФ,
Виталий Юрьевич Леушин,
канд. техн. наук, зам. генерального директора,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
Сергей Георгиевич Веснин,
канд. техн. наук, генеральный директор,
ООО «Фирма «РЭС»,
Игорь Александрович Сидоров,
канд. техн. наук, начальник отдела,
АО «Концерн «Вега»,
Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
Лев Михайлович Овчинников,
программист,
ООО «РТМ Диагностика»,
Наталья Алексеевна Ветрова,
канд. техн. наук, доцент,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com