

*С.В. Агасиева, М.К. Седанкин, В.Ю. Леушин, А.Г. Гудков, К.В. Журавлева,
И.О. Порохов, Г.А. Гудков, С.Г. Веснин*

Конформная медицинская антенна на основе гибкой подложки

Аннотация

Представлены результаты исследования конформной широкополосной антенны-аппликатора для микроволновой радиотермометрии, созданной на основе гибкой подложки и текстильных технологий. Выбраны и обоснованы конструкция и конструктивные материалы для реализации антенны. Приведены результаты расчета коэффициента стоячей волны (КСВ), глубины измерения антенны, а также распределения мощности излучения по объему биологической ткани. Рабочая полоса частот текстильной антенны составила 1 400 МГц, глубина измерения для тканей молочных желез – 40 мм.

Введение

Актуальной задачей в области практической медицины является совершенствование существующих медицинских приборов и технологий, а также создание новых для повышения качества диагностики социально-значимых заболеваний на ранней стадии. Применяя традиционные методы диагностики (УЗИ, МРТ, КТ и др.), основанные на анализе размеров, плотности, формы и структуры биологического объекта (БО), не всегда возможно выявлять заболевания на ранних клинических стадиях развития и получать информацию об их метаболизме. Микроволновая радиотермометрия (МР) – один из перспективных методов неинвазивной функциональной диагностики организма человека, позволяющий обнаруживать злокачественные новообразования на глубине 3...7 см и оценивать степень их метаболизма без нарушения целостности БО [1]. Сегодня МР используется для выявления рака молочной железы и мониторинга эффективности проводимого лечения [2], обследования сонных артерий с целью выявления риска инфаркта миокарда [3], заболеваний вен [4], головного мозга при лечении инсульта и черепно-мозговых травм и др. Прием микроволнового излучения обеспечивается специально сконструированными антеннами, поэтому антенна является одним из ключевых элементов, определяющих диагностические возможности МР. Известны печатные, волноводные, вибраторные и рамочные антенны, а также внутриволноводные антенны. Поверхность БО может иметь сложную форму (голова, суставы и т. д.), поэтому для обеспечения эффективного электромагнитного контакта с БО антенна должна изгибаться, быть конформной, повторять форму БО без существенного ухудшения технических характеристик. В этом аспекте предпочтительны печатные антенны, имеющие небольшую высоту. Сегодня в текстильной промышленности используется ряд проводящих и диэлектрических материалов с приемлемыми техническими характеристиками. Особенности производства, свойства, тип компонентов, материалов и особенности конструкций текстильных антенн и использования текстильных технологий представлены в [5]-[10]. Известны некоторые работы, связан-

ные с созданием гибких антенн на основе текстильных технологий для МР [11] и микроволновой визуализации различных заболеваний: опухолей [12], инсульта [13], травм костей [14], нейродегенеративных заболеваний [15] и гипертермии молочных желез [16]. В перспективе разработка текстильной антенны позволит создать гибкую диагностическую многоканальную и/или многочастотную микроволновую диагностическую систему. Такая система при обеспечении биоадекватности и биосовместимости может быть интегрирована в одежду пациента для долгосрочного теплового мониторинга. Данная работа посвящена исследованию конформной широкополосной помехозащищенной антенны для МР, созданной на основе гибкой подложки и текстильных технологий. Под конформными антеннами подразумеваются антенны, повторяющие форму объекта, к которому они приложены или на котором размещены.

Методы исследований

Радиояркая температура, измеряемая медицинским радиотермографом, связана с термодинамической температурой:

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

где $T(r)$ – термодинамическая температура; $W(r)$ – радиометрическая весовая функция антенны.

Интегрирование ведется по объему V . $W(r)$ определяется как

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

где P – объемная плотность поглощения электромагнитной мощности; P_0 – полная рассеиваемая мощность; $E(r)$ – напряженность электрического поля антенны; $\sigma(r)$ – электропроводность биологических тканей.

Следовательно, радиояркая температура представляет собой усредненную термодинамическую температуру в соответствии с весовой радиометрической функцией $W(r)$. Для расчета распределения электрического поля проведено электродинамическое моделирование метода радиотермометрии БО с учетом конструкции антенны. Расчеты выполнены для выбора перспективной конструкции конформной помехозащищенной антенны. Использовалась модель молочной железы в виде слоистой структуры (рис. 1), включающая в себя несколько слоев БО: кожу, жировой слой, мышцы и злокачественную опухоль. Каждый слой модели характеризуется электропроводностью, диэлектрической проницаемостью в соответствии с [17], [18] и толщиной (табл. 1).

Таблица 1

Физические параметры биологических тканей в диапазоне 3,8 ГГц

Электрофизические параметры	Кожа	Жировой слой	Мышцы	Злокачественная опухоль
Диэлектрическая проницаемость, ϵ	36,75	10	51,1	50
Электропроводность, σ , См/м	2,21	0,4	2,82	2
Толщина слоев БО, мм	2	88	10	–

Конструкция антенны в сечении предлагаемой к реализации антенны представлена на рис. 1б. Антенна представляет собой круглую подложку с диэлектрической проницаемостью ϵ небольшой толщины с топологией излучателя, напечатанной на полиимидной пленке, приклеенной к верхней стороне подложки специальным клеем. Со всех сторон подложка экранируется материалом «Radioscreen» (толщина 0,09 мм), кроме стороны снизу, контактирующей с БО. Подложка представляет собой тонкий диск из материала PDMS (керамико-полимер-

ные композиты, а именно полидиметилсилоксановый полимер) с титанатом бария.

Для увеличения относительной диэлектрической проницаемости добавляют необходимое количество титаната бария, что позволяет достичь требуемых значений диэлектрической проницаемости [19]. Полиимидная пленка имеет диэлектрическую проницаемость $\epsilon = 3,5$ и толщину 0,3 мм. В качестве излучателя выбран L-излучатель в виде щели (рис. 2б).

Запитка антенн осуществляется так: на одну сторону щели запаивается внутренний проводник коаксиального кабеля, на другую – внешний проводник. Помехозащищенность антенны обеспечивается применением гибкого текстильного материала «Radioscreen». При описании электрических полей антенн ближней зоны невозможно использовать параметры, применяемые для описания антенн дальней зоны (диаграмма направленности, коэффициент усиления и т. д.), поэтому мы использовали систему параметров для антенн, применяемых в МР, согласно работе [20]. Для нахождения глубины измерения антенн рассчитывается величина объема БО, в котором рассеивается 85 % мощности, излучаемой антенной. Долю мощности, сосредоточенной в объеме V , можно рассчитать по формуле

$$L(r) = \frac{\int_V \frac{\sigma(r)}{2} |E(r)|^2 dV}{\int_{-\infty}^{\infty} \frac{\sigma(r)}{2} |E(r)|^2 dV}$$

Глубина измерения радиояркой температуры определяется как размер указанной области $L(V)$ вдоль оси Z .

Результаты

В результате электродинамического моделирования определены оптимальные геометрические параметры печатной гибкой конформной антенны. Далее данные параметры описаны с учетом будущей конструкции антенны. Общий диаметр текстильной антенны равен $D = 25$ мм, антенна реализована на основе материала PDMS (толщина $h = 1,5$ мм и $\epsilon = 20$,

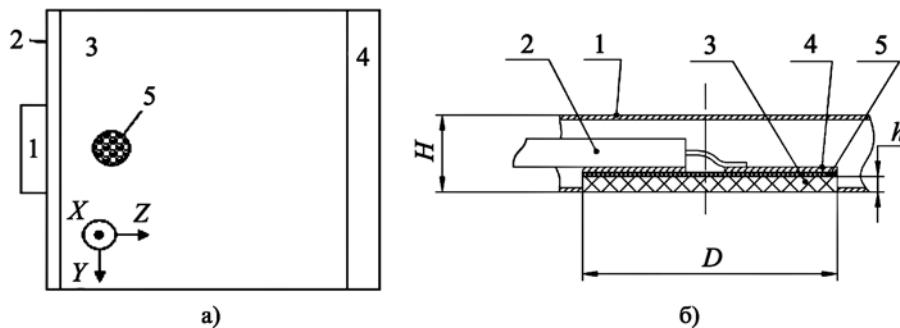


Рис. 1. Модель биологического объекта в виде слоистой структуры (а): 1 – антенна; 2 – кожа; 3 – слой молочной железы; 4 – мышцы; 5 – опухоль; конструкция гибкой антенны (б): 1 – материал «Radioscreen»; 2 – коаксиальный кабель; 3 – материал PDMS; 4 – излучатель; 5 – полиимидная пленка

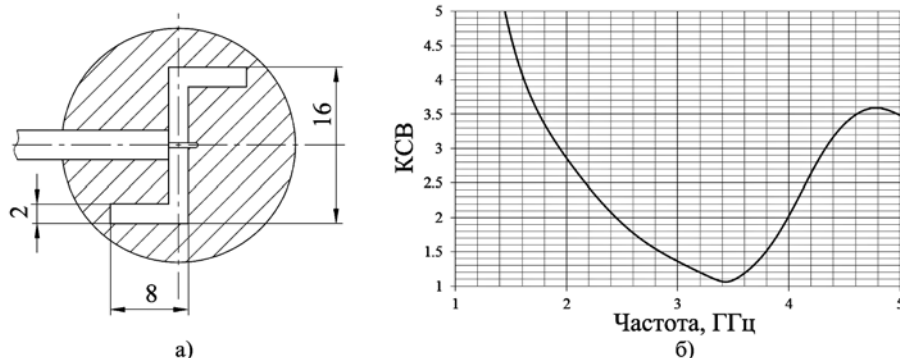


Рис. 2. L-образный щелевой излучатель антенны (а): 1 – коаксиальный кабель; 2 – металлизация; 3 – L-образная щель; КСВ в рабочей полосе частот (б)

$\tan \delta = 0,04$ по данным работы [19]). Полиимидная пленка ($\epsilon = 3,5$, толщина 0,3 мм) с топологией излучателя приклеивается к верхней стороне подложки. Общая высота антенны $H = 10$ мм. На рис. 2б показана расчетная характеристика коэффициента стоячей волны (КСВ) антенны: $КСВ < 2$ в полосе 2,5...4 ГГц. На рис. 3а, б представлены результаты расчетов объема, в котором антенна измеряет радиояростную температуру БО. В этом объеме, внутри которого $W(r)$ больше определенного уровня, доля рассеиваемой мощности $L(V)$ составляет 85 %. В результате расчетов определен объем области измерения, показанной на рис. 3, который равен 82,5 см³, глубина измерения по оси Z – 40 мм, ширина по оси X – 71 мм и по оси Y – 48 мм.

Рабочая полоса частот антенны составляет 1 400 МГц, что превосходит традиционные антенны [20]. В целом антенна на основе L-образного щелевого излучателя представляется перспективной для применения в МР молочных желез. Для дальнейшего развития гибких антенн в МР необходимо решение следующих задач:

- обеспечение биоадекватности и биосовместимости используемых материалов и конструкций с БО, комфортности конструкции для пациента;
- обеспечение приемлемой механической надежности (текстильных, резиноподобных, метаповерхностей и др.), долговременной стабильности, материалов и конструкций для многократного использования;
- обеспечение стабильности коэффициента отражения антенны и радиометрической весовой функции при изменении формы и деформации конструкции антенн;
- снижение стоимости используемых материалов и технологий изготовления гибких антенн, интеграция текстильных и уже применяемых технологий для изготовления, нанесения металлизации, сборки и монтажа антенн;
- проведение исследований, связанных с изучением параметров конформных антенн, с учетом влияния количества волокон (плотности переплетения), расположения и толщины проводящих нитей и других характеристик текстильных тканей.

Заключение

Создание конформных антенн является интересным для специалистов направлением исследований. В ходе работы выбрана и обоснована посредством проведения электродинамических расчетов конформная широкополосная помехозащищенная антенна на базе щелевого L-излучателя. Рассчитано распределение мощности излучения по объему БО. КСВ антенны в диапазоне частот 2,5...4 ГГц менее 2, а глубина измерения составляет 40 мм. Результаты исследований продемонстрировали эффективность использования конформной широкополосной помехозащищенной антенны в МР. На следующих стадиях разработки предполагается изготовление прототипа антенны и проведение экспериментальных исследований с целью верификации результатов электродинамического моделирования.

Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 22-19-00113, <https://rscf.ru/project/22-19-00113/>.

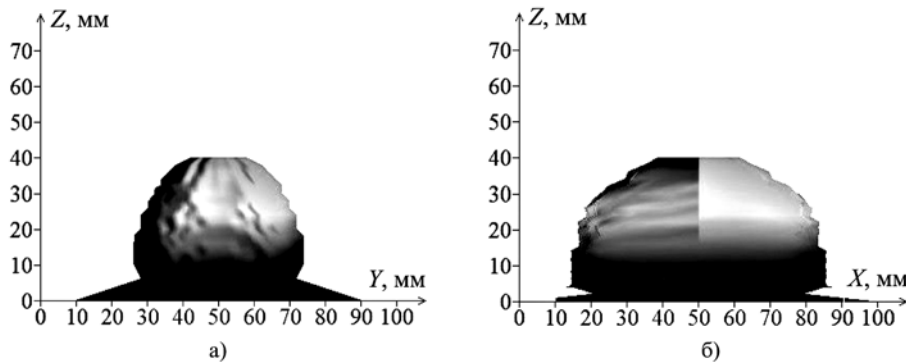


Рис. 3. Область измерения внутренней температуры в плоскостях XZ (а) и YZ (б)

Список литературы:

1. Vesnin S.G. et al. Research of a microwave radiometer for monitoring of internal temperature of biological tissues // Eastern-European Journal of Enterprise Technologies. 2019. № 4. PP. 6-15.
2. Losev A.G., Svetlov A.V. Artificial intelligence algorithms in diagnosis of breast cancer / In: New Technology for Inclusive and Sustainable Growth. – Springer, Singapore, 2022. PP. 175-182.
3. Bounas P. et al. Carotid thermal heterogeneity detected by microwave radiometry is associated with thin cap fibroatheroma and plaque rupture in patients presenting with acute myocardial infarction // Journal of the American College of Cardiology. 2022. Vol. 79. № 9_Supplement. PP. 950-950.
4. Levshinskii V. et al. Using AI and passive medical radiometry for diagnostics (MWR) of venous diseases // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2022. Vol. 215. P. 106611.
5. Salvado R. et al. Textile materials for the design of wearable antennas: A survey // Sensors. 2012. Vol. 12. № 11. PP. 15841-15857.
6. Deaett M.A., Weedon W.H. III Method for constructing antennas from textile fabrics and components / Patent US. № 2005235482. 2005.
7. Shi J. et al. Smart textile-integrated microelectronic systems for wearable applications // Advanced Materials. 2019. Vol. 32. № 5. Art. ID 1901958. PP. 1-37.
8. Schneegass S., Amft O. Introduction to smart textiles / In: Smart Textiles: Fundamentals, Design, and Interaction. – Springer, Cham., 2017. PP. 1-15.
9. Martinez I. et al. Compact, low-profile and robust textile antennas with improved bandwidth for easy garment integration // IEEE Access. 2020. Vol. 8. PP. 77490-77500.
10. Kuang Y. et al. Design and electromagnetic properties of a conformal ultra wideband antenna integrated in three-dimensional woven fabrics // Polymers. 2018. Vol. 10. № 8. Art. ID 861. PP. 1-10.
11. Sedankin M.K. et al. Development of patch textile antenna for medical robots / 2018 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE). IEEE, 2018. PP. 413-420.
12. Srinivasan D., Gopalakrishnan M. Breast cancer detection using adaptable textile antenna design // Journal of Medical Systems. 2019. Vol. 43. № 6. PP. 1-10.
13. Lin X. et al. Compact textile wideband antenna for wearable microwave stroke imaging / 2019 13th European Conference on Antennas and Propagation (EuCAP). 31 Mar.-5 Apr. 2019. Krakow, Poland. IEEE, 2019. PP. 1-5.
14. Lin X. et al. Ultrawideband textile antenna for wearable microwave medical imaging applications // IEEE Transactions on Antennas and Propagation. 2020. Vol. 68. № 6. PP. 4238-4249.
15. Saied I., Arslan T. Wideband textile antenna for monitoring neurodegenerative diseases / 2018 IEEE 29th Annual International Symposium on Personal, Indoor and Mobile

- Radio Communications (PIMRC). 9-12 Sept. 2018. Bologna, Italy. IEEE, 2018. PP. 356-360.
16. *Mukai Y., Suh M.* Development of a conformal woven fabric antenna for wearable breast hyperthermia // *Fashion and Textiles*. 2021. Vol. 8. № 1. PP. 1-12.
 17. *Andreuccetti D., Fossi R., Petrucci C.* An Internet resource for the calculation of the dielectric properties of body tissues in the frequency range 10 Hz-100 GHz / IFAC-CNR, Florence (Italy), 1997. [Online]. Available at: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/> (accessed 10.07.2022).
 18. *Fear E.C. et al.* Enhancing breast tumor detection with near-field imaging // *IEEE Microwave Magazine*. 2002. Vol. 3. № 1. PP. 48-56.
 19. *Koulouridis S. et al.* Polymer-ceramic composites for microwave applications: Fabrication and performance assessment // *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 2006. Vol. 54. № 12. PP. 4202-4208.
 20. *Sedankin M.K. et al.* System of rational parameters of antennas for designing a multi-channel multi-frequency medical radiometer / 2020 International Conference on Actual Problems of Electron Devices Engineering (APEDE). IEEE, 2020. PP. 154-159.

Светлана Викторовна Агасиева,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра нанотехнологий
и микросистемной техники,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
Михаил Константинович Седанкин,
ст. научный сотрудник,
Центр НТИ «Фотоника»,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,

ст. научный сотрудник,
лаборатория анализа техногенных рисков,
ФГБУ ГНЦ РФ – ФМБЦ им. А.И. Бурназяна
ФМБА России,
Виталий Юрьевич Леушин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Центр НТИ «Фотоника»,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
Александр Григорьевич Гудков,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра «Технологии приборостроения»,
ФГБОУ ВО «МГТУ им. Н.Э. Баумана»,
Каролина Валерьевна Журавлева,
магистр,
кафедра основ радиотехники,
НИУ «Московский энергетический институт»,
Игорь Олегович Порохов,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Центр НТИ «Фотоника»,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
Григорий Александрович Гудков,
техник,
ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Сергей Георгиевич Веснин,
канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Центр НТИ «Фотоника»,
ФГАОУ ВО «Российский университет
дружбы народов»,
г. Москва,
e-mail: ooo.giperion@gmail.com

*Р.В. Ли, Н.Н. Потрахов, А.А. Ухов, С.В. Шаповалов, Л.Е. Клячкин,
Н.Т. Баграев, А.М. Маляренко, В.А. Мазурок*

Устройство для чрескожной стимуляции диафрагмы

Аннотация

Представлены результаты разработки оригинального устройства для неинвазивной чрескожной стимуляции диафрагмы при помощи электромагнитного излучения терагерцового диапазона частот. Описаны структурная схема и конструкция терагерцового излучателя и управляемого источника тока для его питания, а также специализированное программное обеспечение для выбора и установки амплитудных и временных параметров стимулирующего сигнала.

Введение

В настоящее время в связи с пандемией COVID-19 в мире резко увеличилось число пациентов с острой или хронической дыхательной недостаточностью, которым оказывается медицинская помощь путем искусственной вентиляции легких (ИВЛ). Одним из наиболее тяжелых осложнений ИВЛ и интубации трахеи является инфицирование дыхательных путей пациента с развитием вентилятор-ассоциированной пневмонии (ВАП) бактериальной и/или грибковой природы. Нивелировать гемодинамические эффекты ИВЛ позволяет чрескожная стимуляция диафрагмального нерва, осуществляющего иннервацию мышцы диафрагмы – главной инспираторной мышцы, обеспечивающей в физиологических условиях до 70 % жизненной емкости легких и до 90 % дыхательного объема [1]-[3]. В этом случае массообмен газа будет проходить в результате сокращения диафрагмы в ответ на ее электрическую стимуляцию, т. е. без формирования положительного давления в груд-

ной клетке [4]-[6]. В свою очередь, отсутствие необходимости в интубации трахеи в значительной степени устраняет риск инфицирования и снижает частоту ВАП [7].

Метод чрескожной стимуляции диафрагмы (ЧСД) может быть применен у широкого круга больных без хирургического вмешательства как в стационаре, так и в поликлинике, а также в домашних условиях [8]-[13]. Потенциальный круг нуждающихся в терапии широк: согласно данным Российского национального исследовательского медицинского университета имени Н.И. Пирогова, число пациентов с дыхательной недостаточностью, которым необходима кислородная терапия или длительная домашняя вентиляция легких, составляет около 8...10 человек на 10 000 населения. 3...5 % пациентов переносят тяжелое обострение с дыхательной недостаточностью, которое при отсутствии лечения может закончиться смертельным исходом. Также стоит отметить тот факт, что электро-стимуляция диафрагмы может с успехом применяться наряду с другими методами лечения больных бронхиальной астмой