

Моделирование и анализ свойств спиральной антенны для исследования излучения головного мозга в микроволновом диапазоне

Е. П. Шабашов¹ ✉, С. Н. Шабунин¹, Б. Мрдакович²

¹Уральский федеральный университет имени первого Президента России
Б.Н. Ельцина, Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32

²WIPL-D, Сербия, 11073, г. Белград, ул. Гандиева, 7

✉ shabashov-evgeny@mail.ru

Аннотация

В данной работе приведены результаты исследования планарной одно-заходной спиральной антенны, предназначенной для измерения собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазоне частот 3–5 ГГц. Исследования проведены с помощью численного моделирования (методом конечных элементов) в программном пакете ANSYS Electromagnetics Suite 19.2. В данной программе была построена модель тканей человеческой головы и модель антенны. Выполнена оптимизация параметров антенны для получения наилучших характеристик согласования и глубины проникновения поля. Рассчитаны частотные зависимости входного импеданса и коэффициента отражения. Также было получено распределение создаваемого поля в тканях головы. Исследовано влияние согласующего слоя, расположенного между плоскостью спирали и поверхностью головы, на характеристики антенны при флуктуации электрических параметров верхних слоев тканей головы. Для проверки полученных результатов выполнено сравнительное моделирование с использованием программного продукта WIPL-D Pro.

Ключевые слова

антенна-аппликатор, поле ближней зоны, излучение головного мозга, антенные медицинские измерительные устройства, микроволновая радиометрия

Для цитирования

Шабашов Е. П., Шабунин С. Н., Мрдакович Б. Моделирование и анализ свойств спиральной антенны для исследования излучения головного мозга в микроволновом диапазоне. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(1):84–99. DOI: 10.15826/urej.2020.4.1.005

Modeling and analysis of the spiral antenna properties for the research of the brain radiation in the microwave range

E. P. Shabashov¹ ✉, S.N. Shabunin¹, B. Mrdakovic²

¹ Ural Federal University named after the first President of Russia
B. N. Yeltsin, 32 Mira Str., Ekaterinburg, 620002, Russia

² WIPL-D, 7, Gandijeva Str., Belgrade, 11073, Serbia

✉ shabashov-evgeny@mail.ru

Abstract

This paper investigates a planar single-arm spiral antenna used to measure human brain radiation in the frequency range 3-5 GHz. The investigation is carried out using numerical modeling (finite elements method) by employing ANSYS Electromagnetics Suite 19.2. The model of human brain tissues and the antenna are built in this software. The optimization of antenna parameters is carried out to obtain the best matching and sensing depth. The frequency dependence of the antenna input impedance, reflection coefficient is computed, and the volume distribution of electromagnetic field in the head tissues is obtained. We investigate the influence of the matching layer to the antenna characteristics in the case of the deviation of the electrical parameters of the head tissue top layers. The matching layer is located between the spiral antenna plane and the surface of the head. The additional simulation is carried out by using WIPL-D Pro EM simulator to validate the obtained results.

Keywords

applicator antenna, near electromagnetic field, brain radiation, medical measurement device, microwave radiometry

For citation

Shabashov E. P., Shabunin S.N., Mrdakovic B. Modeling and analysis of the spiral antenna properties for the research of the brain radiation in the microwave range. *Ural Radio Engineering Journal*. 2020;4(1):84–99. DOI: 10.15826/urej.2020.4.1.005

Введение

Электрофизические методы исследований активности коры головного мозга человека широко применяются, с одной стороны, для определения состояния человека при различных заболеваниях и травмах, с другой – для создания систем прямого обмена информацией между человеком и компьютером. В последнее время интерес исследователей привлекают задачи измерения параметров электромагнитного излучения в микроволновом диапазоне. Например, в [1] описан эксперимент по измерению излучения в микроволновом диапазоне в условиях безэховой камеры. В качестве датчика использована широкополосная логоперио-

дическая антенна R&S®HL050 фирмы Rohde&Schwarz. Источником электромагнитного излучения могут быть короткие импульсы, обладающие широким спектром. Возбуждаемые ими мелкие резонансные структуры, в свою очередь, могут излучать сигнал на высоких частотах. Кроме этого, головной мозг, как и любое тело, имеющее температуру, превышающую 0 °К, излучает электромагнитную энергию.

Использованная в описанном выше опыте логопериодическая антенна имела размеры, сопоставимые с головой человека. Определение места расположения источников излучения с таким датчиком сложно реализуемая задача. Кроме того, антенна не была экранирована от внешнего пространства и даже в условиях безэховой камеры и экранирования от внешних источников, таких как сотовые телефоны, базовые станции, Wi-Fi роутеры и тому подобное, могла принимать тепловое электромагнитное излучение от стен и оборудования безэховой камеры. В связи с этим разработка широкополосной антенны-аппликатора, желательна с дополнительным экранированием от внешнего пространства, имеет важное значение для задач исследования собственного излучения головного мозга в микроволновом диапазоне частот и является перспективным научным направлением. Дополнительные возможности появляются, если размеры датчика электромагнитного излучения на основе экранированной антенны позволяют разместить на голове человека несколько подобных устройств. Обработка принимаемого многопозиционного сигнала позволит достаточно точно определить местоположение активных областей. Кроме прикладного смысла решаемой задачи, следует отметить новые знания о работе антенн при наличии в ближней зоне слоистых диссипативных структур. В данной статье приведены результаты моделирования компактной широкополосной антенны-аппликатора, предназначенной для измерения величины собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазоне частот 3–5 ГГц.

Одним из основных применений медицинских аппликаторных антенн является неинвазивное измерение температуры биологических тканей человека, в частности тканей головного мозга. Анализируя некоторые работы [2–5], было отмечено, что авторы обычно рассматривают частотный диапазон от нескольких сотен МГц до 2 ГГц. Это объясняется оптимальным сочетанием размеров антенны и глубины электромагнитного зондирования в этом частотном диапазоне. Результаты, полученные в [1], показывают возможное наличие электромагнитного излучения в микроволновом диапазоне. Актуальным, на наш взгляд, является исследование эффективности работы антенны-аппликато-

ра микроволнового диапазона при наличии в непосредственной близости слоистой диссипативной структуры головы человека и оптимизация ее характеристик с точки зрения широкополосности и чувствительности.

Сами по себе слоистые среды с низкой проводимостью были исследованы в контексте микрополосковых антенн и линий передачи с многослойной подложкой в [6–8]. Спектральный метод при разложении поля на ТЕ и ТМ-волны был использован для исследования излучения диполей в слоистых средах в работах [6–9] и диполей в полупространстве с потерями [10]. Ткани человека с аппроксимацией многослойными диэлектриками рассмотрены в [11–14]. В [4] авторы проводят численное моделирование характеристик плоской антенны, используемой для неинвазивных измерений температуры областей мозга.

Целью данного исследования является определение оптимальных параметров конструкции широкополосной, в нашем случае спиральной, антенны в задаче исследования собственного излучения головного мозга в заданном диапазоне частот на основе электродинамического моделирования.

Описание модели

Для оценки эффективности антенны-аппликатора необходимо определить, как много энергии антенна способна получать из различных областей головы. Очевидно, что для наилучшего обзора всей области головы необходимо, чтобы антенна поглощала энергию по всей глубине. Согласно принципу взаимности электродинамики, чтобы оценить величину поглощения энергии антенны в определенной области, можно проанализировать величину поля антенны, генерируемого в этой области. Таким образом, зная распределение создаваемого поля в пространстве вокруг антенны в режиме передачи, можно определить глубину обнаружения источника антенной в режиме приемника.

Согласно теореме Умова – Пойнтинга, активная энергия, поступающая в систему, распределяется на излучение и поглощение средой. Поскольку ткани головы являются диссипативными средами, почти вся энергия, излучаемая антенной в режиме передачи, поглощается тканями головы.

Таким образом, для анализа распределения поля внутри головы необходимо рассчитать значение плотности мощности тепловых потерь, создаваемой антенной. Мощность, рассеянную в объеме V , можно рассчитать следующим образом:

$$P_V = \int_V \frac{1}{2} \sigma |\mathbf{E}(\mathbf{r})|^2 dV, \quad (1)$$

где σ – удельная электрическая проводимость среды, $E(\mathbf{r})$ – напряженность электрического поля, создаваемая источником в точке \mathbf{r} . Напряженность поля рассчитывается численно с использованием среды электромагнитного моделирования ANSYS HFSS. Модель антенны вблизи слоистой среды показана на рис. 1.

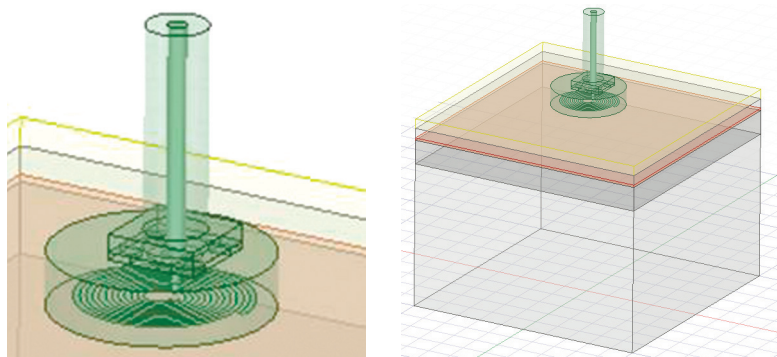


Рис. 1. Модель антенны вблизи слоистой среды
Fig. 1. Model of the antenna near a stratified media

В связи с небольшим размером антенны модель среды представлена в виде плоской слоистой структуры. Из-за сильного затухания волн в рассматриваемой диссипативной среде нецелесообразно учитывать весь объем головы. Толщина каждого слоя была взята в соответствии с [15] и приведена в табл. 1. Размеры области слоев (50x50 мм) были выбраны таким образом, чтобы ограничения модели не влияли на результаты моделирования.

Таблица 1. Параметры слоев головы человека

Table 1. Layers parameters

№	Вещество	ε	$\sigma, (\text{Ом} \cdot \text{м})^{-1}$	Толщина, мм
1	Кожа	36.59	2.34	2.0
2	Кость	16.95	1.40	2.0
3	Спинномозговая жидкость	63.73	5.20	0.5
4	Серое вещество	46.58	3.09	5.0
5	Белое вещество	34.48	2.14	30.09

Реальная биологическая ткань представляет собой сложную неоднородную структуру, электрические параметры которой могут флуктуировать. Однако из-за небольшого размера неоднородностей, по сравнению с длиной волны, при моделировании антенны в заданном частотном диапазоне среду с использованием анатомии человека можно представить в виде слоев однородных материалов с электрическими параметрами реальных тканей. Электрофизические параметры слоев на частоте 4 ГГц приведены в табл. 1 [16].

Расчет модели фрагмента головы человека с антенной проводился с использованием численного моделирования (метод конечных элементов) с помощью программного обеспечения трехмерного электромагнитного моделирования ANSYS Electromagnetics Suite 19.2 HFSS.

Конструкция антенны

Чтобы уменьшить принимаемый электромагнитный шум от внешнего пространства и увеличить энергию полезного сигнала, целесообразно размещать антенну в непосредственном контакте с поверхностью головы и использовать дополнительное экранирование. В тоже время необходимо учесть влияние диссипативной среды с высоким значением диэлектрической проницаемости на импедансные свойства антенны. С учетом требований к широкополосности приоритет был отдан плоской спиральной антенне. Для расширения полосы рабочих частот при наличии плоского экрана высота подвеса спирали выбрана достаточно большой. Необходимая толщина подвеса реализована с помощью 5-слойной подложки. Антенна имеет дополнительный цилиндрический металлический экран. Антенна подключается к приемнику с помощью SMA-разъема. Конструкция антенны показана на рис. 2.

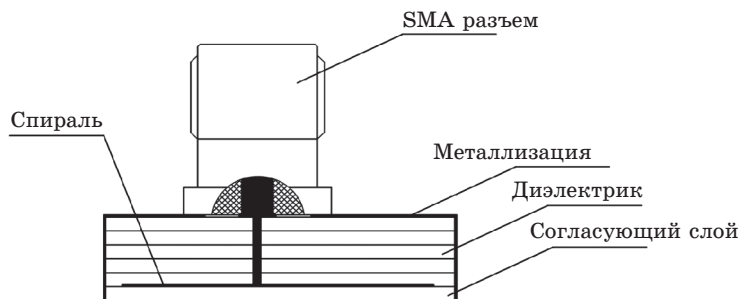


Рис. 2. Конструкция антенны

Fig. 2. Antenna design

В качестве диэлектрической подложки был выбран материал Arlon AD1000 ($\epsilon = 10.2$; $\text{tg}\delta = 0.0023$). Толщина каждого слоя составляет 0.635 мм.

Как известно, геометрические размеры антенны связаны со значением диэлектрической проницаемости среды, в которую помещена антенна. Таким образом, характеристики антенны, рассчитанной на определенную частоту, будут изменяться при изменении параметров сред, расположенных антенны. Для уменьшения зависимости характеристик антенны от электрических параметров верхних слоев головы в конструкцию антен-

ны добавлен дополнительный слой диэлектрического материала между плоскостью спирали и поверхностью антенны, выполняющий трансформирующую роль. Толщина данного слоя подбиралась путем электродинамического моделирования. В качестве материала использован Arlon AD1000. Оптимальное решение получено при толщине согласующего слоя диэлектрического материала 0.635 мм.

Центральный проводник коаксиального разъема и плоская печатная спираль соединяются через переходное отверстие в многослойной подложке. Торцевая металлизация плат и верхний слой проводника образуют цельный металлический экран в форме короткозамкнутого цилиндра. Суммарная толщина диэлектрика выбрана таким образом, чтобы отраженная от экрана волна складывалась синфазно с волной, идущей от спирали в ткани головы.

Уравнение, описывающее топологию спирали, имеет следующий вид:

$$\begin{cases} x = a\theta \sin \theta + b, & b_1 \leq b \leq b_2 \\ y = a\theta \cos \theta + b, & 0 \leq \theta \leq 2\pi N \end{cases} \quad (2)$$

где $a = (r_{\max} - r_{\min}) / (2\pi N)$, $b_1 = r_{\min} - w/2$, $b_2 = r_{\min} + w/2$, r_{\min} – минимальный радиус спирали, r_{\max} – максимальный радиус спирали, w – ширина спирали, N – число витков спирали.

Максимальный и минимальный радиусы спирали рассчитываются на основе требуемого диапазона рабочих частот.

$$r_{\min} = \frac{\lambda_{eff \min}}{2\pi}, \quad r_{\max} = \frac{\lambda_{eff \max}}{2\pi}; \quad (3)$$

$$\lambda_{eff \min} = \frac{c}{f_{\max} \sqrt{\epsilon_{eff}}}, \quad \lambda_{eff \max} = \frac{c}{f_{\min} \sqrt{\epsilon_{eff}}}, \quad (4)$$

где f_{\max} , f_{\min} – максимальная и минимальная частота работы спиральной антенны.

Волновое число в области границы раздела двух сред определяется следующим образом [17; 18]:

$$k_{eff} = \sqrt{\frac{k_1^2 + k_2^2}{2}}. \quad (5)$$

Следовательно, эффективное значение диэлектрической проницаемости, определяющее значение размеров спирали, можно вычислить следующим образом:

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2}{2}, \quad (6)$$

где ϵ_1 , ϵ_2 – значение диэлектрической проницаемости материала в верхнем и нижнем полупространстве от плоскости спирали.

Рассчитанная топология спирали изображена на рис. 3. Точка питания находится в центральной части спирали.

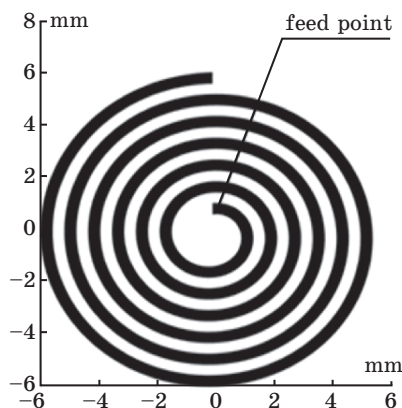


Рис. 3. Топология спирали

Fig. 3. Spiral topology

Ширина спирали $w = 0.45$ мм, минимальный радиус $r_{\min} = 1$ мм, максимальный радиус $r_{\max} = 5.98$ мм. В связи с тем, что спираль планарная, число витков незначительно влияет на свойства направленности спирали. Количество и ширина витков должны быть установлены так, чтобы ширина зазора между витками была равна ширине витка [19, с. 468–472].

Результаты моделирования

Моделирование выполнялось с условием того, что антенна в рабочем режиме касается поверхности тканей головы, как показано на рис. 1. На рис. 4 показан график действительной и мнимой составляющих входного сопротивления антенны в зависимости от частоты.

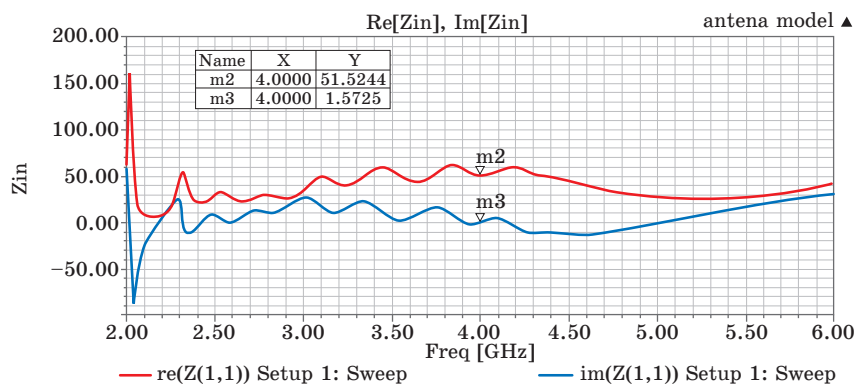


Рис. 4. Действительная и мнимая составляющая входного импеданса

Fig. 4. Real and imaginary components of the antenna input impedance

На рис. 4 можно наблюдать полезное свойство спиральной антенны – данная антенна является электродинамически подобной самой себе на различных частотах, благодаря чему данная антенна является достаточно широкополосной. Можно заметить, что графики входного импеданса не имеют существенных экстремумов в области рабочих частот. Необходимо также отметить, что дополнительное сужение полосы частот вызывает экран, электрическое расстояние до которого изменяется с частотой. При моделировании выбрана оптимальная высота подвеса спирали над экраном.

На рис. 5 изображен частотный график зависимости коэффициента отражения от фидера с волновым сопротивлением 50 Ом. В полосе частот от 3.07 до 4.84 ГГц коэффициент отражения не превышает минус 10 дБ.

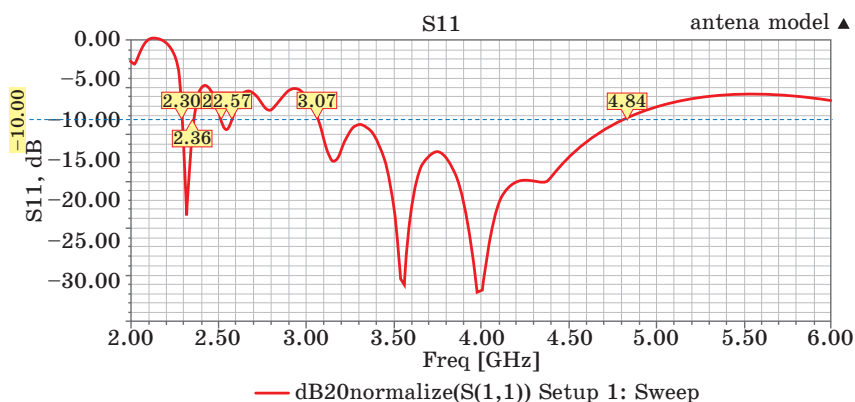


Рис. 5. Коэффициент отражения

Fig. 5. Reflection coefficient

На рис. 6 представлен график распределения плотности рассеянной мощности $p(\mathbf{r})$ в поперечном сечении структуры. При расчетах подводимая к антенне мощность составляла 1 Вт. Как видно на рисунке, значительная доля энергии поглощается в верхних слоях в связи с большим значением проводимости тканей головы в этой области.

Для количественной оценки глубины зондирования было рассчитано значение поглощаемой мощности и среднее значение величины напряженности поля в каждом слое. Расчеты были выполнены с использованием формулы (7).

$$\bar{E}_i = \sqrt{\frac{\bar{P}_i}{\sigma_i}} = \sqrt{\frac{\int p(\mathbf{r}) dV}{V_i \sigma_i}}, \quad (7)$$

где $p(\mathbf{r})$ – объемная плотность мощности, V_i – объем i -го слоя, σ_i – удельная проводимость i -го слоя. Результаты расчетов для частоты 4 ГГц приведены в табл. 2.

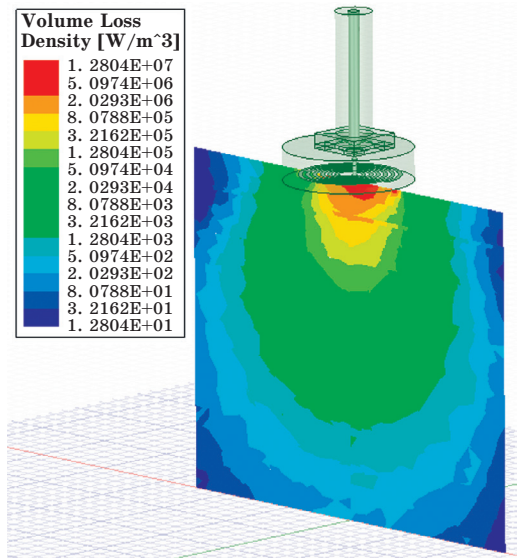


Рис. 6. Плотность рассеиваемой мощности, распределение поля в тканях

Fig. 6. Power loss density, field distribution in tissues

Таблица 2. Поглощаемая мощность и среднее значение напряженности поля

Table 2. Power density and field strength

Показатель	Кожа	Кость	Спинномозговая жидкость	Серое вещество	Белое вещество
P_i , Вт	0.485	0.165	0.045	0.171	0.101
$E_{cp\ i}$, В/м	203.6	153.5	83.2	66.5	25.1

Результаты расчетов показывают, что наибольшая доля мощности поглощается в слое кожи. Данная метрика может являться хорошим инструментом для сравнения глубины зондирования для различных антенн.

Верификация результатов

Чтобы проверить достоверность результатов моделирования, на первом этапе мы изучили сходимость решения в HFSS. Оценка сходимости выполнялась на основе анализа величины изменения амплитуды коэффициента отражения на входе антенны по сравнению с предыдущим шагом моделирования ΔS в исследуемой полосе частот. Решение полагалось выполненным с достаточной точностью при величине относительной ошибки менее 0.02.

В табл. 3 приведены значения относительной ошибки ΔS и количество элементов разбиения объема модели в зависимости от номера итерации. Естественно, что с увеличением числа элементов разбиения возрастало время вычислений.

Таблица 3. Сходимость решения

Table 3. Simulation convergence

Номер итерации	Количество элементов разбиения	ΔS
1	19038	N/A
2	24738	0.33268
3	30889	0.018344
4	39087	0.0053411
5	48889	0.0028143

Дополнительным этапом верификации решения было проведение моделирования той же конструкции антенны с областью модели головы в другом электромагнитном симуляторе. Использовалась программа WIPL-D Pro. Симуляция в WIPL-D Pro основана на методе моментов. На рис. 7 показан график зависимости коэффициента отражения в полосе частот, полученный в HFSS (метод конечных элементов) и WIPL-D (метод моментов).

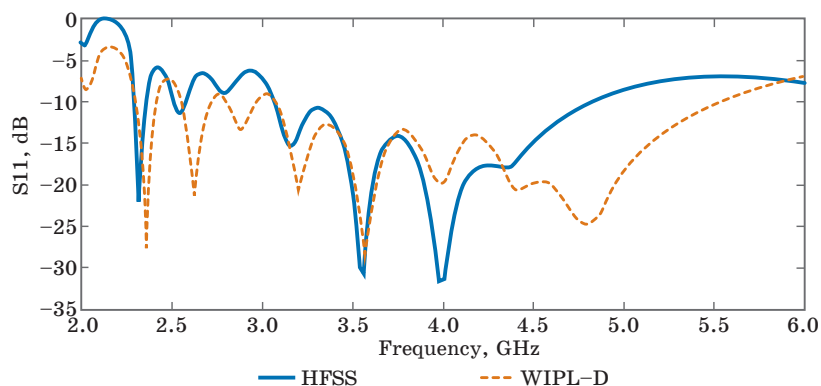


Рис. 7. Сравнение S11 для различных симуляторов

Fig. 7. Comparison of S11 for different simulators

Приведенные графики зависимости коэффициента отражения на входе антенны, расположенной в непосредственном контакте со слоистой средой модели головы человека, показали, что, несмотря на разницу между типами решателей, полученные данные достаточно хорошо совпадают. Поэтому с большой долей уверенности можно ожидать, что характеристики реальной антенны будут аналогичны характеристикам разработанной модели. В табл. 4 показаны процессорные затраты на моделирование в двух программных средах электромагнитного моделирования.

Таблица 4. Время решения

Table 4. Simulation time

Тим симулятора	Процессор	Время расчетов
HFSS	i7-8750H (6 cores, laptop)	197 s
WIPL-D	i7-7700 (4 cores, desktop)	194.96 s

Закключение

На основе электромагнитного моделирования была разработана конструкция антенны-аппликатора, предназначенной для измерения величины собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазоне частот 3–5 ГГц. При проектировании учтены электрофизические параметры структуры головы человека. Для расширения полосы рабочих частот применена спиральная однозаходная антенна. Для защиты от внешних излучений антенна имеет цилиндрический проводящий экран. Для повышения эффективности работы аппликатора предложено использование дополнительного согласующего слоя диэлектрика. Полученных данных достаточно для изготовления реального устройства и выполнения дальнейших экспериментов с антенной.

Результаты моделирования показали, что антенна имеет уровень отражения в рабочей полосе частот не более -10 дБ, а также обладает удовлетворительными характеристиками глубины зондирования. Также стоит отметить, что многовитковая спиральная антенна имеет круговую поляризацию, что является положительным свойством, т. к. предполагаемый биологический источник сигнала в головном мозге является поляризованным случайным образом.

На основе разработанной конструкции датчика-аппликатора может быть создана многопозиционная антенная система для увеличения объема исследуемой области и идентификации активных областей головного мозга.

Список литературы

1. Брусиловский Л. И., Брюховецкий А. С., Кожин С. П., Никонов А. В., Серафимович П. Г. Экспериментальные исследования микроволновой электромагнитной активности головного мозга человека. *Журнал радиоэлектроники*. 2020;(2). DOI 10.30898/1684-1719.2020.2.2
2. Scheeler R., Kuester E., Popovic Z. Sensing Depth of Microwave Radiation for Internal Body Temperature Measurement. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 2014;62(3):1293–1303. DOI: 10.1109/TAP.2013.2295595
3. Веснин С. Г., Седанкин М. К. Микроволновая радиометрия головного мозга. *Машиностроитель*. 2015;(11):44–51.

4. Bannikov I. A., Ilinykh A. B., Mitelman Y. E., Borisov V. I. Modelling and analysis of bow-tie antenna properties for the brain microwave radiometry. In: *2nd International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing, ICIEAM 2016, Chelyabinsk, May 19–20, 2016*. Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2016. DOI: 10.1109/ICIEAM.2016.7911597
5. Crocco L., Conceizro R. C., James M. L., Karanasiou I. *Emerging Electromagnetic Technologies for Brain Diseases Diagnostics, Monitoring and Therapy*. Springer; 2018. DOI: 10.1007/978-3-319-75007-1
6. Панченко Б. А., Нефедов Е. И. *Микрополосковые антенны*. М.: Радио и связь; 1986.
7. Beyne L., De Zutter D. Green's function for layered lossy media with special application to microstrip antennas. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1988;36(5):875–881. DOI: 10.1109/22.3607
8. Das N., Pozar D. A generalized spectral-domain Green's function for multilayer dielectric substrates with application to multilayer transmission lines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1987;35(3):326–335. DOI: 10.1109/TMTT.1987.1133646
9. Galejs J. Driving point impedance of linear antennas in the presence of a stratified dielectric. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 1965;13(5):725–737. DOI: 10.1109/TAP.1965.1138526
10. Kominami M., Pozar D., Schaubert D. Dipole and slot elements and arrays on semi-infinite substrates. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 1985;33(6):600–607. DOI: 10.1109/TAP.1985.1143638
11. Guy A. Electromagnetic fields and relative heating patterns due to a rectangular aperture source in direct contact with bilayered biological tissue. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1971;19(2):214–223. DOI: 10.1109/TMTT.1968.1127485
- 12/ Nikita K., Uzunoglu N. Analysis of the power coupling from a waveguide hyperthermia applicator into a three-layered tissue model. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1989;37(11):1794–1801. DOI: 10.1109/22.41046
13. Bocquet B., DeHour P., Mamouni A., Van De Velde J., Leroy Y. Near field microwave radiometric weighting functions for multilayered materials. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*. 1993;7(11):1497–1514. DOI: 10.1163/156939393X00633
14. Montreuil J., Nachman M. Multiangle method for temperature measurement of biological tissues by microwave radiometry. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1991;39(7):1235–1239. DOI: 10.1109/22.85394
15. Кубланов В. С., Седельников Ю. Е., Азин А. Л., Сысков А. М. Природа флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2010;(9):45–54.
16. Gabriel S. G., Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. *Physics in Medicine and Biology*. 1996;41(11):2231–2249. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001

17. Popović B., Gavrilov T. Simple method for analysis of cylindrical antennas at the interface between two media. *Radio and Electronic Engineer*. 1976;46(11):553–554. DOI: 10.1049/ree.1976.0083
18. Coleman B. Propagation of electromagnetic disturbances along a thin wire, in a horizontally stratified medium. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. 1950;41(314):276–288. DOI: 10.1080/14786445008521797
19. Неганов В. А., Табаков Д. П., Яровой Г. П. Современная теория и практика применения антенн. М.: Радиотехника; 2009.

References

1. Brusilovsky L. I., Bryukhovetskiy A. S., Kozhin S. P., Nikonorov A. V., Serafimovich P. G. Experimental researches of microwave electromagnetic activity of the human brain. *Zhurnal Radioelektroniki = Journal of Radio Electronics*. 2020;(2). (In Russ.) DOI 10.30898/1684-1719.2020.2.2
2. Scheeler R., Kuester E., Popovic Z. Sensing Depth of Microwave Radiation for Internal Body Temperature Measurement. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 2014;62(3):1293–1303. DOI: 10.1109/TAP.2013.2295595
3. Vesnin S. G., Sedankin M. K. Brain microwave radiometry. *Mashinostroitel*. 2015;(11):44–51. (In Russ.)
4. Bannikov I. A., Ilinykh A. B., Mitelman Y. E., Borisov V. I. Modelling and analysis of bow-tie antenna properties for the brain microwave radiometry. In: *2nd International Conference on Industrial Engineering, Applications and Manufacturing, ICIEAM 2016, Chelyabinsk, May 19–20, 2016*. Institute of Electrical and Electronics Engineers; 2016. DOI: 10.1109/ICIEAM.2016.7911597
5. Crocco L., Conceizro R. C., James M. L., Karanasiou I. *Emerging Electromagnetic Technologies for Brain Diseases Diagnostics, Monitoring and Therapy*. Springer; 2018. DOI: 10.1007/978-3-319-75007-1
6. Panchenko B. A., Nefedov E. I. *Microstrip antennas*. Moscow: Radio i svyaz; 1986. (In Russ.)
7. Beyne L., De Zutter D. Green's function for layered lossy media with special application to microstrip antennas. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1988;36(5):875–881. DOI: 10.1109/22.3607
8. Das N., Pozar D. A generalized spectral-domain Green's function for multilayer dielectric substrates with application to multilayer transmission lines. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1987;35(3):326–335. DOI: 10.1109/TMTT.1987.1133646
9. Galejs J. Driving point impedance of linear antennas in the presence of a stratified dielectric. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 1965;13(5):725–737. DOI: 10.1109/TAP.1965.1138526
10. Kominami M., Pozar D., Schaubert D. Dipole and slot elements and arrays on semi-infinite substrates. *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*. 1985;33(6):600–607. DOI: 10.1109/TAP.1985.1143638

11. Guy A. Electromagnetic fields and relative heating patterns due to a rectangular aperture source in direct contact with bilayered biological tissue. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1971;19(2):214–223. DOI: 10.1109/TMTT.1968.1127485

12/ Nikita K., Uzunoglu N. Analysis of the power coupling from a waveguide hyperthermia applicator into a three-layered tissue model. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1989;37(11):1794–1801. DOI: 10.1109/22.41046

13. Bocquet B., DeHour P., Mamouni A., Van De Velde J., Leroy Y. Near field microwave radiometric weighting functions for multilayered materials. *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*. 1993;7(11):1497–1514. DOI: 10.1163/156939393X00633

14. Montreuil J., Nachman M. Multiangle method for temperature measurement of biological tissues by microwave radiometry. *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*. 1991;39(7):1235–1239. DOI: 10.1109/22.85394

15. Kublanov V. S., Sedelnikov Ju. E., Azin A. L., Syskov A. M. The Nature of Fluctuations Own Electromagnetic Radiation of the Brain. *Biomeditsinskaya radioelektronika = Biomedical Radioelectronics*. 2010;(9):45–54. (In Russ.)

16. Gabriel S. G., Corthout E. The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey. *Physics in Medicine and Biology*. 1996;41(11):2231–2249. DOI: 10.1088/0031-9155/41/11/001

17. Popović B., Gavrilov T. Simple method for analysis of cylindrical antennas at the interface between two media. *Radio and Electronic Engineer*. 1976;46(11):553–554. DOI: 10.1049/ree.1976.0083

18. Coleman B. Propagation of electromagnetic disturbances along a thin wire, in a horizontally stratified medium. *The London, Edinburgh, and Dublin Philosophical Magazine and Journal of Science*. 1950;41(314):276–288. DOI: 10.1080/14786445008521797

19. Neganov V. A., Tabakov D. P., Yarovoy G. P. Modern theory and practice of antennas application. Moscow: Radiotekhnika; 2009. (In Russ.)

Информация об авторах

Шабашов Евгений Павлович – магистрант кафедры радиоэлектроники и телекоммуникаций Института радиоэлектроники и информационных технологий, Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина (Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32).

Шабунин Сергей Николаевич – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой радиоэлектроники и телекоммуникаций Института радиоэлектроники и информационных технологий, Уральский федеральный университет имени первого Президента России Б. Н. Ельцина (Россия, 620002, г. Екатеринбург, ул. Мира, 32).

Бранко Мрдакович – руководитель по исследованиям и развитию, Компания WIPL-D (Сербия, 11073, г. Белград, ул. Гандиева, 7).

Information about the authors

Evgeny P. Shabashov – Master Student of the Department of Radio Electronics and Telecommunications of the Institute of Radio Electronics and Information Technologies, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (32 Mira Str., Ekaterinburg, 620002, Russia).

Sergey N. Shabunin – Doctor of Technical Sciences, Professor, Head of the Department of Radio Electronics and Telecommunications of the Institute of Radio Electronics and Information Technologies, Ural Federal University named after the first President of Russia B. N. Yeltsin (32 Mira Str., Ekaterinburg, 620002, Russia).

Branko Mrdakovic – Head of R&D, WIPL-D (7, Gandijeva Str., Belgrade, 11073, Serbia).

Поступила / Received: 30.03.2020

Принята в печать / Accepted: 11.04.2020