

УДК 654.9:677.83

Л. А. ПОСПЕЛОВ, д-р техн. наук, вед. науч. сотрудник, НТУ «ХПИ»;
К. В. КОЛЕСНИК, канд. техн. наук, доц., НТУ «ХПИ»;
В. Г. СОМОВ, науч. сотр, ХНУ им. В. Н. Каразина, Харьков;

ИССЛЕДОВАНИЕ ПОЛЯ ИЗЛУЧАТЕЛЬНОГО ЭЛЕКТРОДА-АППЛИКАТОРА

Представлено описание перспективного излучательного электрода-аппликатора (ИЭА) для гипертермии. Конструктивные отличия от исходного образца позволяют сформировать преимущественно тангенциальную компоненту поля с малым изменением амплитуды по апертуре излучателя. Это позволяет снизить рабочую частоту ($< 10\text{МГц}$), увеличивает глубину проникновения поля, снижает травмирующий перегрев кожи и подкожного жира пациента во время проведения гипертермической процедуры. Показано, что электрическое поле, формируемое перспективным ИЭА содержит, в основном, тангенциальную составляющую.

Ключевые слова: гипертермия, излучательный электрод-аппликатор, резонатор.

Введение. В ходе выполнения Проекта №3332 УНТЦ [1] был разработан и исследован перспективный излучательный электрод-аппликатор (ИЭА) для гипертермии [2, 3] (рис. 1), содержащий несколько принципиальных отличий от первоначального ИЭА, изображённого на рис. 2. В перспективном ИЭА выделены три элемента конструкции, каждый из которых выполняет только ему присущие функции и имеет свои конструктивные особенности.

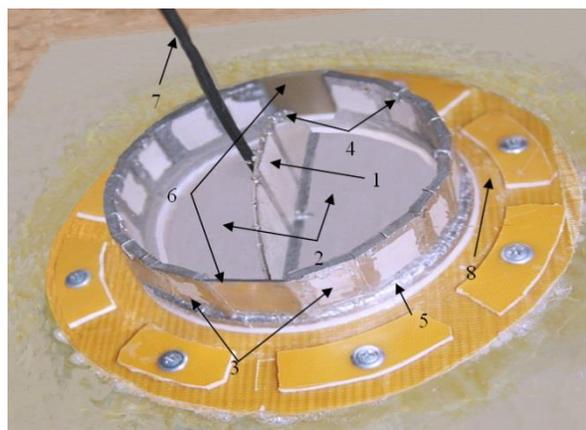


Рис. 1 – Вид экспериментального образца перспективного ИЭА со стороны резонаторов: 1 – возбуждающий резонатор. 2 – излучательные лепестки. 3 – дополнительный резонатор. 4 – замыкающие переключки. 5 – экранирующее покрытие торца излучательных лепестков. 6 – технологические стеклотекстолитовые грани. 7 – фидер электромагнитного питания. 8 – кольцо крепления ИЭА к фантому

Возбуждающий резонатор создает в высокочастотном зазоре необходимое для эффективной работы всего устройства распределение высокочастотного напряжения. Диэлектрическая проницаемость керамики, заполняющей этот резонатор, обеспечивает резонанс поля в нём. Размеры резонатора выбраны так, что напряжённость поля в нём ортогональна боковым стенкам резонатора и спадает до нулевого значения на торцевых его стенках. Возбуждающий резонатор запитывается через согласующий трансформатор от коаксиального фидера, контакты которого подключают к внутренним стенкам резонатора в непосредственной близости к высокочастотному зазору.

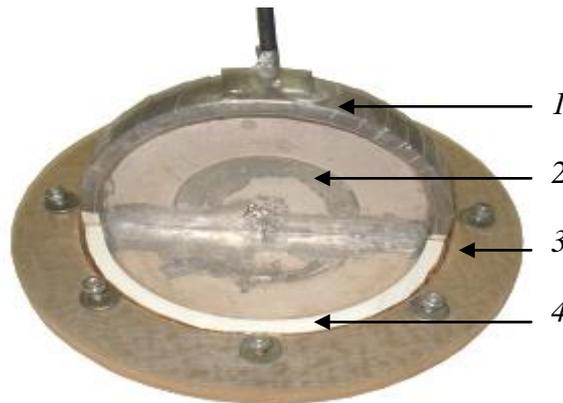


Рис. 2 – Внешний вид исходного ИЭА.: 1-закоротка резонатора; 2-резонатор; 3- кольцо крепления к фантому пациента; 4-излучающий лепесток

Керамическое покрытие излучающих лепестков выполняет функцию электродинамического согласования лепестков с телом пациента. Диэлектрическая проницаемость этой керамики выбрана так, чтобы выполнялось граничное условие ($\varepsilon_0 = \varepsilon' + \varepsilon''$) [4] и нормальная составляющая напряжённости электрического поля на поверхности тела пациента не испытывала скачка. Исключение скачка поля позволяет снизить травмирующий перегрев кожи и подкожного жира пациента во время проведения гипертермической процедуры.

Дополнительный резонатор настраивает излучатель на рабочую частоту, обеспечивая малое уменьшение поля к краям апертуры. Дополнительный резонатор выведен из плоскости излучающих лепестков в плоскость, перпендикулярную к ним, чтобы поле, возбуждаемое в нём, не принимало непосредственного участия в нагреве тела пациента. Керамика его заполнения изолирована с трёх сторон от внешнего пространства проводящими стенками. Это повышает добротность резонатора и исключает нежелательное мощное фоновое излучение.

Приведем конструктивные параметры перспективного ИЭА, необходимые для дальнейшего исследования его свойств. ИЭА рассчитан для работы в диапазоне частот около 6 МГц. Внешний диаметр излучающих лепестков равен $2a=150\text{mm}$. Керамика возбуждающего резонатора использована с диэлектрической проницаемостью ε_γ , равной 10000. Керамика излучающих

лепестков взята с диэлектрической проницаемостью ϵ_0 , равной 1000. Диэлектрическая проницаемость керамики дополнительного резонатора ϵ_d равна 18000. Высота h дополнительного резонатора равна 35 мм.

В квазистатическом приближении распространение электромагнитных волн вдоль оси z отсутствует, а имеет место как бы диффузия по закону $e^{-z/\delta}$, где δ – глубина проникновения поля в диссипативную среду, в данном случае – в тело пациента. Поэтому, введя безразмерную величину \vec{S} для напряжённости электрического поля, получим [5]:

$$\begin{aligned} S_x &= e^{-z/\delta} \sin k_x x \sin k_y y; \\ S_y &= e^{-z/\delta} \cos k_x x \cos k_y y; \\ S_z &= e^{-z/\delta} \cos k_x x \sin k_y y. \end{aligned} \quad (1)$$

Выше были использованы обозначения:

$$\begin{aligned} k_x &\equiv \omega / ca; \\ k_y &\equiv \omega / cb, \end{aligned} \quad (2)$$

где: a и b стороны прямоугольной антенны, зазор размещён вдоль оси X .

Поля \vec{S} удовлетворяют уравнениям следующего вида:

$$\left\{ \frac{\partial^2}{\partial z^2} + \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} - \frac{1}{\delta_0^2} \right\} \vec{S} = 0 \quad (3)$$

Подставляя в это уравнение одну из компонент поля, получим дисперсионное соотношение, которое будет определять величину декремента затухания δ . Он определяет глубину проникновения поля в тело пациента. Пусть стороны антенны равны. Тогда получим [6]:

$$\delta = \frac{\sqrt{2}\delta_0 a / \pi}{\sqrt{\{\delta_0^2 + 2a^2 / \pi^2\}}} \quad (4)$$

Из этого соотношения следует, что $\delta = \delta_0$, если $\delta_0 < \sqrt{2}a/\pi$ и наоборот, $\delta = \sqrt{2}a/\pi$, если $\delta_0 > \sqrt{2}a/\pi$. Применительно к исходному ИЭА (см. рис. 2) имеет место второй случай, то есть, глубина проникновения поля существенно меньше глубины скин-слоя.

Однако это не относится к перспективному ИЭА. Убедиться в этом можно, оценив величину $kx \leq ka$ применительно к этому устройству. Оказывается, что $ka = \sqrt{\epsilon_0} 2\pi f a / c$ для частот f диапазона 10 МГц, размеров апертуры антенны $a = 7,5 \text{ см}$ и диэлектрической проницаемости керамики, покрывающей излучающие лепестки, $\epsilon_0 = 1000$, имеет значение порядка 0,5. Это означает,

что $\cos kx \leq \cos ka \approx 1 - (ka)^2/2$ и величина поля на краях апертуры отличается на величину порядка 0,1 от его значения в центре излучательных лепестков. Что касается отношения мощностей нормальной и тангенциальной проекций, то оно составляет в максимуме нормальной проекции величину порядка 0,2. Если оценить среднее по площади отношение, то оно составит величину, меньшую 0,1. То есть, составляющую поля на лепестках с большой степени точности можно считать тангенциальной.

Такая ситуация существенно меняет величину эффективной апертуры антенны. Ее можно оценить, предположив, что поле на этом участке антенны создано гипотетической антенной с размерами в пять раз превосходящей реальную. Эта оценка увязана с величиной диэлектрической проницаемости дополнительного резонатора (18000), а апертура антенны обратно пропорционально корню квадратному из диэлектрической проницаемости покрытия. Таким образом, эффективную апертуру можно оценить, увеличив реальное значение в пять раз. Если вместо реальной апертуры, брать для оценок увеличенную в пять раз, то значения слагаемых, сравниваемых в формуле для величины δ , окажутся соизмеримыми.

Ещё одну новую возможность способна обеспечить однородность и тангенциальность поля на излучающих лепестках. В этом случае можно не опасаться скачков напряжённости нормальной составляющей. И нет необходимости выбирать значения диэлектрической проницаемости покрытия лепестков из условия согласования на поверхности тела.

Увеличение диэлектрической проницаемости покрытия лепестков позволяет существенно уменьшить рабочую частоту и, тем самым, увеличить и глубину его скин-слоя и глубину проникновения в тело пациента. А резерв для этого имеется. Он состоит в том, вместо покрытия с $\varepsilon_0 = 1000$ можно использовать керамику $\varepsilon = 18000$, что позволит существенно понизить рабочую частоту и увеличить в разы глубину проникновения поля в тело пациента.

Выводы.

1. Показано, что электрическое поле, формируемое перспективным ИЭА содержит, в основном, тангенциальную составляющую. Мощность нормальной составляющей электрического поля составляет не более 5% от мощности тангенциальной составляющей.

2. Установлено, что глубина проникновения поля в тело пациента для перспективного ИЭА в несколько раз большей таковой для исходного ИЭА.

3. При преимущественно тангенциальной составляющей электрического поля можно использовать керамику, покрывающую излучающие лепестки, с увеличенной диэлектрической проницаемостью. Это позволяет уменьшить рабочую частоту поля ИЭА, и создает предпосылки дальнейшего увеличения глубины проникновения поля в тело пациента.

Список литературы: 1. Л. А. Поспелов. Разработка и исследование излучающего электрода-аппликатора для ВЧ гипертермии: [отчёт по Проекту УНТЦ № 3332] / Руководитель Л. А. Поспелов. – Харьков: ХНУРЭ, 1996. 2. Л. А. Поспелов. Фізико-технічні проблеми ВЧ-

гіпертермії: [доповідь] / Л. А. Поспелов // Міжнародна конференція: «СВЧ-техніка і супутниковий зв'язок». – Севастопіль, 1995. 3. Л. А. Поспелов. Проблеми високочастотної гіпертермії / Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2010. – Ч. 2. – С. 285-288. 4. Ф. Ю. Драніщев. Псевдостатичне наближення в електродинамічній теорії ВЧ-гіпертермії / Ф. Ю. Драніщев, Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [всесукр. міжвід. Науково-техн. зб.] – Харків: НТУ «ХПІ», 2007. – Вип. 149. – С. 140. 5. Л. А. Поспелов. До теорії полоскової антени для ВЧ-гіпертермії / Л. А. Поспелов // Радіотехніка: [зб. н. праць] – Харків-Судак: ХНУРЕ, 2008. [Т III] – С. 70. 6. Л. А. Поспелов. Розробка основ теорії випромінюючого аплікатора для ВЧ гіпертермії / Л. А. Поспелов // Технічна електродинаміка. Тематичний випуск: Силова електроніка та енергоефективність. – Київ: ІЕД НАНУ, 2012. – Ч. 2. – С. 8.

Bibliography (transliterated): 1. Pospelov L. A. The report under Design STCU № 3332 (1996) Working out and research of a radiating electrode-applikator for HF hyperthermia. 2. Pospelov L. A. (1995) Physical and technical problems of the HF hyperthermia [report]. The International conference: "the microwave technic and satellite communication". - Sevastopol. 3. Pospelov L. A. (2010) Problems of a high-frequency hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 285-288. 4. Dranishchev F. Y., Pospelov L. A. (2007) Pseudo-static approach in the elektro-dynamic theory of the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov: STU "KhPI", 149, 140. 5. Pospelov L. A. (2008) To the theory of the strip antenna for the HF hyperthermia. Radioengineering. Kharkov - Sudak: HNURE, III, 70. 6. Pospelov L. A. (2012) Working out of bases of the theory of a radiating applicator for HF hyperthermia. Technicha elektrodinamika. Kiev: IED NASU, 2, 8.

Надійшла (received) 15.07.2014

УДК 535.361;536.424.1

В. А. УШЕНКО, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, аспірант, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці
О. В. ОЛАР, канд. физ.-мат. наук, ЧНУ ім. Ю.Федьковича, Черновці

КОРРЕЛЯЦИОННЫЙ АНАЛИЗ МЮЛЛЕР – МАТРИЧНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ В ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКЕ МЕХАНИЗМОВ АНИЗОТРОПИИ ПРОТЕИНОВЫХ СЕТЕЙ

Работа направлена на разработку метода азимутально стабильной Мюллер - матричной реконструкции линейного двулучепреломления и дихроизма протеиновых сетей биологических тканей для поляризационно-корреляционной дифференциации степени тяжести предраковых изменений эндометрия (ткани шейки матки). Найдены взаимосвязи между набором статистических моментов 1-го – 4-го порядков, которые характеризуют распределения фазовых сдвигов и коэффициента линейного дихроизма эндометрия, и особенностями его патологии.

Ключевые слова: анизотропия, матрица Мюллера, диагностика.

Введение. Биологические ткани представляют собой структурно неоднородные оптически анизотропные среды с поглощением. Для описания взаимодействия поляризованного света с такими сложными системами необходимы наиболее общие приближения, основанные с использованием Мюллер - матричного формализма.

© В.А.УШЕНКО, П. О. АНГЕЛЬСКИЙ, О. В. ОЛАР, 2014