

Экспериментальное исследование излучателя для лечебного СВЧ-нагрева

Исследована работа излучателя для лечебного СВЧ-нагрева. Показано, что излучатель обладает фокусирующими свойствами. Обоснована методика его компьютерного моделирования.

Ключевые слова: СВЧ-излучатель, биотепловое уравнение

Введение. СВЧ-терапия, называемая также микроволновой терапией, – это метод лечения, основанный на облучении больных органов человека электромагнитными волнами диапазона сверхвысоких частот (СВЧ). Наиболее простым и щадящим для пациента вариантом СВЧ-терапии является локальный неинвазивный нагрев, при котором используется внешний излучатель, направляющий электромагнитные волны в требуемую область тела. Существует общий недостаток, присущий указанному варианту СВЧ-терапии. Электромагнитная волна, распространяясь в теле человека, сильно затухает, поэтому для нагрева внутренних органов приходится повышать излучаемую мощность. Это приводит к нежелательному перегреву кожи и подкожных тканей.

В [1] предложен излучатель, состоящий из 2 одинаковых антенн неплоской геометрии и способны фокусировать электромагнитную энергию в костной ткани при уменьшенном нагреве кожи.

Цель статьи – экспериментально проверить работу предложенного излучателя и оценить адекватность компьютерного моделирования.

Описание образца излучателя. Экспериментальный образец излучателя состоит из двух антенн, каждая из которых содержит две медные пластины излучающую и экранную. Пластины выполнены в виде части цилиндрической поверхности и заключены в пластиковый корпус той же формы. Модель излучателя в рабочем режиме представлена на рисунке 1. На рисунке 2 показана одна из антенн с прозрачной стенкой корпуса, касающейся конечности. Корпус содержит направляющие 5 и 6 с пазами для удержания пластин друг относительно друга. Экранная пластина вставлялась в пазы между направляющими 5 и внутренней поверхностью стенки корпуса. Излучающая пластина вставлялась в пазы между направляющими 6 и внутренней поверхностью стенки корпуса, касающейся конечности. Корпус выполнен из АБС-пластика методом 3D-печати. Толщина внешних стенок корпуса 2 мм. Пространство между пластинами внутри корпуса заполнено воздухом. Фиксация антенн на конечности осуществлялась при помощи ремешков, продетых в специальные пряжки 4.

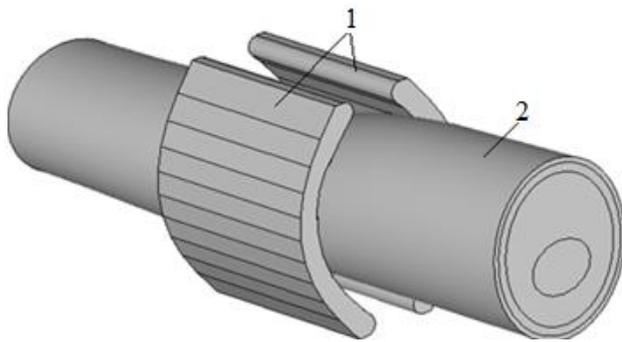


Рис. 1. Модель излучателя в рабочем режиме: 1 – антенны излучателя в корпусе; 2 – модель руки

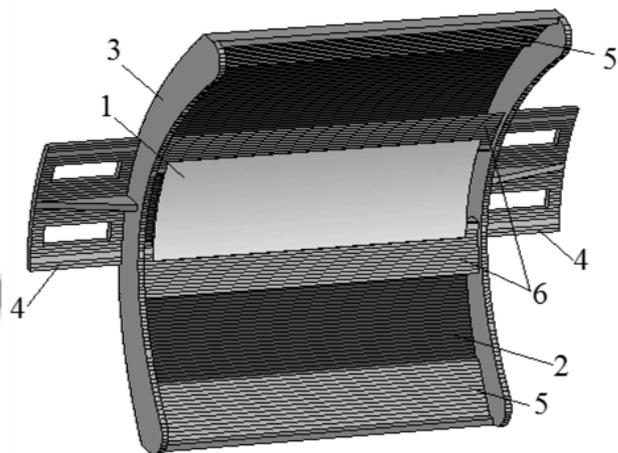


Рис. 2. Экспериментальный образец антенны излучателя: 1 – излучающая пластина; 2 – экранная пластина; 3 – корпус; 4 – пряжки для крепления антенны на конечность; 5 – направляющие экранной пластины; 6 – направляющие излучающей пластины

Описание эксперимента. Для оценки точности проведенных расчетов была изготовлена модель, имитирующая руку человека в области локтевого сустава. Экспериментальная модель была изготовлена на основе 30% раствора желатина. Удобство такой модели состоит в том, что она представляет собой желеобразную массу, которая не растекается и, в то же время, является достаточно мягкой, что позволяет поместить датчик температуры (термопару) в любую точку облучаемого объема.

На первом этапе проводился выбор геометрии модели, при которой обеспечивается согласование излучателя с генератором. Расчет показал, что приемлемый коэффициент отражения, равный -19дБ на частоте 915 МГц, получается при объеме раствора желатина 1,57 дм³ и расстоянии между антеннами излучателя 102 мм. Это расстояние соответствует диаметру полиэтиленовой бутылки для питьевой воды объемом 2 л.

На втором этапе приготавливался необходимый объем вещества. В эмалированную кастрюлю залили 1,2 литра дистиллированной воды комнатной температуры. В эту кастрюлю добавили 360 грамм кристаллического пищевого желатина и оставили набухать в течение 30 минут. После истечения указанного времени желатин в кастрюле подогрели на газе до тех пор, пока он не превратился в однородную жидкость. Затем материал залили в полиэтиленовую бутылку объемом 2 л и охладили в холодильнике до образования желеобразной консистенции.

На третьем этапе собиралась установка для проведения эксперимента (рисунок 3). В качестве источника электромагнитной энергии использовался аппарат для ДМВ-терапии ДМВ-02 «Солнышко», с рабочей частотой 915 МГц. Излучатель подключался к данному аппарату при помощи радиочастотного кабеля, а к объекту нагрева прикреплялся при помощи ремешков.

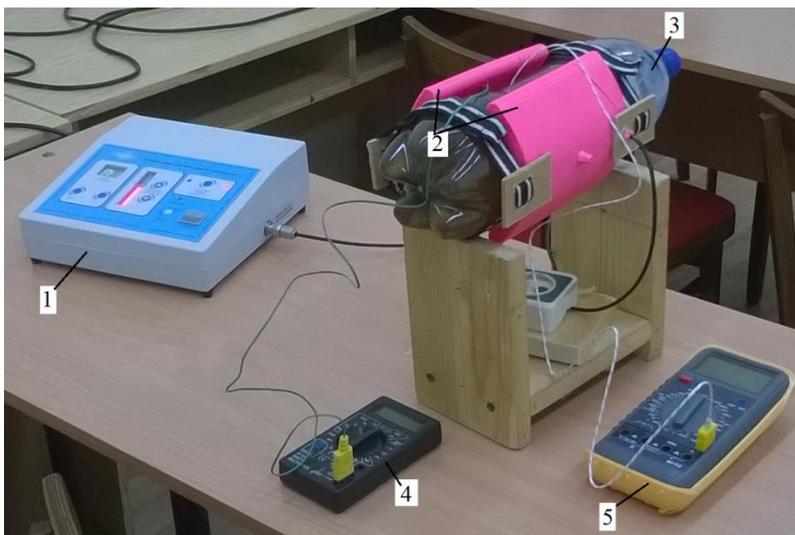


Рис. 3. Фотография экспериментальной установки: 1 – аппарат для ДМВ-терапии; 2 – антенны излучателя; 3 – объект нагрева; 4 – первый мультиметр (Digital multimeter DT-838); 5 – второй мультиметр (Мастер professional my-62).

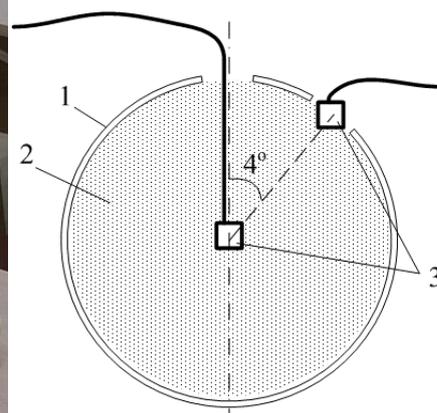


Рис. 4. Схема установки термопар в эксперименте: 1 – корпус бутылки; 2 – нагреваемый материал; 3 – термопары

На поверхности бутылки, содержащей желе желатина, просверливались два отверстия. Оба отверстия располагались в поперечной плоскости симметрии излучателей. Первое отверстие отклонено на 4° от оси симметрии. В него устанавливалась термопара для измерения температуры на поверхности желатина. Она подключалась к первому мультиметру. Второе отверстие просверливалось на оси симметрии. Через это отверстие пропусклась вторая термопара, которая устанавливалась в центральную область объекта и подключалась к второму мультиметру. На рисунке 4 представлена схема размещения термопар в поперечной плоскости объекта.

Электромагнитная энергия мощностью 9 Вт подавалась от аппарата «Солнышко» в течение 10 минут, после чего аппарат автоматически отключался, и проводилось измерение температуры. Затем процедура нагрева повторялась. Результаты измерения температуры приведены в таблице 1. Точность измерений $\pm 1\%$.

Таблица 1

Результаты эксперимента

Время нагрева, мин	Температура, °С	
	в центре материала	на поверхности материала
0	9	17
10	11	17
20	12	17
30	12,5	17
40	13	18
50	13,5	18
60	14	18,5

Как видно из таблицы 1, первые 30 минут нагрева температура на поверхности объекта не изменялась. При этом температура в центральной области увеличилась на $3,5^\circ\text{C}$. За оставшееся время эксперимента температура на поверхности повысилась на $1,5^\circ\text{C}$. Это можно объяснить распространением тепла из центральной области нагреваемого вещества к поверхности. За все время эксперимента в центральной области температура повысилась на 5°C .

Обоснование компьютерного моделирования. При помощи той же компьютерной программы, которой проводился расчет распределения температуры в [1], производился расчет биотеплового уравнения для указанной модели руки. Биотепловое уравнение имеет вид [2]:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla T(\vec{r}, t) - \omega C_k \rho_k (T - T_k) + q_m(\vec{r}, t) + q_{свч}(\vec{r}, t). \quad (1)$$

Здесь ρ – плотность ткани [кг/м³]; C – теплоемкость ткани [Дж/(кг·К)]; k – коэффициент теплопроводности ткани [Вт/(м·К)]; ω – коэффициент, характеризующий объемный поток крови в единицу времени [мл/(100г·мин)]; C_k – теплоемкость крови [Дж/(кг·К)]; ρ_k – плотность крови [кг/м³]; T_k – температура, с которой кровь поступает в нагреваемую область [К]; q_m – энергия, вырабатываемая в ткани благодаря метаболизму [Вт/м³]; $q_{свч}$ – энергия, поглощаемая в ткани под воздействием электромагнитных волн СВЧ [Вт/м³]. Поскольку нами используется неживая модель, параметры, характеризующие кровоток и метаболизм, полагались равными нулю и уравнение (1) принимало вид:

$$\rho C \frac{\partial T}{\partial t} = k \nabla T(\vec{r}, t) + q_{свч}(\vec{r}, t). \quad (2)$$

Необходимые для расчета параметры раствора желатина приведены в таблице 2 согласно [3].

Таблица 2

Параметры раствора желатина

Параметр	Значение
Теплоемкость	3490 Дж/(кг К)
Теплопроводность	0,356 Вт/(м К)
Плотность	1060 кг/м ³

Начальная температура задавалась равной 9°C. Граничное условие следующее: температура на поверхности объекта нагрева равна 17°C.

На рисунке 5 представлены графики изменения температуры в центральной области объекта. Как видно, расхождение между данными расчета и эксперимента не превышает 1°C.

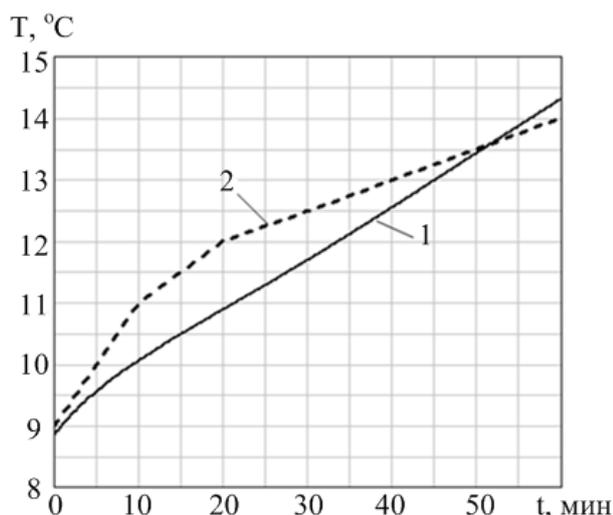


Рис. 5. Графики изменения температуры в центральной области раствора желатина: 1 – расчет; 2 – эксперимент.

Таким образом, разработанный излучатель обладает фокусирующими свойствами. Методика компьютерного моделирования излучателя, используемая в [1] является обоснованной.

Библиографический список

1. Турыгин, С.В. Распределение температуры в тканях тела человека при лечебном СВЧ-нагреве / С.В. Турыгин, В.А. Яцкевич // Электроника и микроэлектроника СВЧ: материалы всероссийской конференции, 30 мая – 2 июня 2016.: в 2 т., СПбГЭТУ, Санкт-Петербург. – 2016. – Т.1. – С. 292 – 296.
2. Теплофизические модели гипертермии опухолей / А.Н. Гусев, В.Л. Сигал, С.П. Осинский; отв. ред. В.Г. Пинчук. – Киев: Наук. думка, 1989. – 176 с.
3. Winter, J. The material properties of gelatin gels: brl contractor report № 217 / J. Winter, D. Shifler. – Westminster: Marvalaud, Inc., 1975. – 170 p.