

ЯВЛЕНИЕ РЕЗОНАНСНОГО ПОГЛОЩЕНИЯ ЭЛЕКТРОМАГНИТНЫХ ВОЛН И ЕГО ПРИМЕНЕНИЕ ДЛЯ СВЧ-НАГРЕВА СУСТАВОВ КОНЕЧНОСТЕЙ

В.А. Яцкевич, С.В. Турыгин

Вологодский государственный университет, Вологда

Рассмотрена процедура локального нагрева суставов конечностей электромагнитными волнами СВЧ-диапазона. Обнаружено, что на отдельных частотах возможно существенное увеличение доли поглощенной в суставе энергии. С точки зрения лечебного нагрева такие частоты являются оптимальными, однако они не всегда совпадают с частотами, разрешенными для применения в медицинских аппаратах. Приведен пример проектирования излучателя для нагрева локтевого сустава на частоте 915 МГц. Излучатель из металлических пластин, имеющих форму цилиндрических сегментов, позволяет осуществлять локальный нагрев локтевого сустава при уменьшенном уровне нагрева кожи и подкожных тканей. Излучатель может быть использован как в физиотерапии, так и в онкологии, причем конструкция излучателя позволяет проводить гипертермию сустава одновременно с лучевой терапией.

Ключевые слова: СВЧ-гипертермия, микрополосковый излучатель, резонансное поглощение энергии, суставы конечностей

Введение

Нагрев тканей тела человека электромагнитными волнами давно и успешно применяется как в физиотерапии, так и в онкологии. В последнем случае используется контролируемый нагрев тканей до температуры 40–44°C (радиочастотная гипертермия), что в сочетании с химиотерапией или с лучевой терапией существенно повышает эффективность лечения. Полезное действие гипертермии объясняется тем, что нагрев опухоли делает ее более чувствительной к некоторым противоопухолевым препаратам и к разрушающему действию ионизирующего излучения [1–3].

В данной статье рассмотрен нагрев с помощью электромагнитных волн СВЧ-диапазона, точнее, наиболее щадящий для пациента вариант – локальный неинвазивный нагрев, при котором используется внешний излучатель, направляющий электромагнитные волны

в требуемую область тела. Как известно, реализация этого варианта затруднена из-за сильного затухания волны при распространении в биологических тканях. Даже для идеально сфокусированной апертуры имеет место монотонное убывание амплитуды волны в направлении, ортогональном апертуре [4].

В последнее время в качестве излучателей для СВЧ-нагрева используют антенны-аппликаторы, прикладываемые к соответствующему участку тела и настроенные так, чтобы в рабочем режиме обеспечивалось согласование антенны с генератором [5, 6]. Сильное затухание волны приводит к тому, что для нагрева внутренних органов приходится повышать излучаемую мощность, что приводит к нежелательному перегреву кожи и подкожных тканей. Для уменьшения перегрева между излучателем и кожей помещают охлаждающую прокладку с проточной дистиллированной водой.

Данная проблема особенно явно проявляется при необходимости нагрева костей конечностей, например, в случае таких заболеваний, как остеогенные саркомы. Это связано с тем, что костная ткань по электрическим свойствам близка к диэлектрику, поэтому поглощаемая в ней мощность, а, значит, и скорость роста температуры, значительно меньше, чем в коже. По этой причине охлаждающее действие водной прокладки становится малоэффективным, особенно в тех случаях, когда объектами облучения являются суставы, из-за неровной поверхности которых трудно обеспечить плотный контакт охлаждающей прокладки с кожей.

Цель настоящей работы – исследовать явление резонансного поглощения энергии электромагнитной волны в суставах конечностей и предложить излучатель, который позволяет существенно повысить долю энергии, поглощаемой в суставе.

При разработке излучателя мы основывались на известном в теории дифракции явлении резонансного поглощения энергии: при падении волны на объект поглощение энергии волны возрастает, когда частота волны приближается к собственной частоте объекта. Применительно к объектам сложной структуры, каким является тело человека, это явление до настоящего времени не исследовалось.

Для оценки эффективности нагрева заданного участка тела введем параметр, который назовем коэффициентом концентрации мощности (ККМ). Определим его как отношение мощности электромагнитного поля, поглощаемой в заданном участке тела, к мощности, поглощаемой во всем облучаемом объеме:

$$\text{ККМ} = P_1/P_2, \quad (1)$$

где $P_1 = \int_{V_1} \sigma |E|^2 dV$; $P_2 = \int_{V_2} \sigma |E|^2 dV$; E – напря-

женность электрического поля; σ – удельная электропроводность вещества. В данном случае V_1 – объем, занимаемый костной тканью; V_2 – объем всей облучаемой части конечности.

Максимальное значение параметра ККМ, равное единице, соответствует идеальному случаю, когда поглощение мощности происходит только в заданном участке тела. При последующей численной оптимизации мы будем стремиться к максимуму ККМ. Для вычисления этого параметра необходимо найти распределение электромагнитного поля в облучаемом объекте.

Электродинамический анализ приближенной модели объекта

На рис. 1 показана двумерная модель облучаемого объекта (конечности в области сустава) в виде кругового цилиндра, состоящего из трех частей, где внутренняя часть 1 – костная ткань, слой 2 – кожный покров, слой 3 – водная прокладка.

Для каждой из частей задавались диэлектрическая проницаемость ϵ_n и удельная электропроводность σ_n ($n=1, 2, 3$), значения которых приведены в [11] и [12]. Комплексная диэлектрическая проницаемость, волновое число и волновое сопротивление выражаются через указанные параметры:

$$\tilde{\epsilon}_n = \epsilon_n - i 18 \sigma_n / f; \quad k_n = k \sqrt{\tilde{\epsilon}_n}; \quad W_n = 120\pi / \sqrt{\tilde{\epsilon}_n},$$

где f – частота, выраженная в ГГц; $k=2\pi/\lambda_0$; λ_0 – длина волны в свободном пространстве, $n=1, 2, 3$. Здесь учтено, что магнитная проницаемость тканей равна единице.

Для нагрева конечностей целесообразно использовать излучатель цилиндрической формы, что улучшает фокусировку по сравнению с плоским аппликатором. Модель излучателя состоит из двух цилиндрических сегментов 4, соосных с объектом, а электрический ток на поверхности сегментов направлен вдоль оси

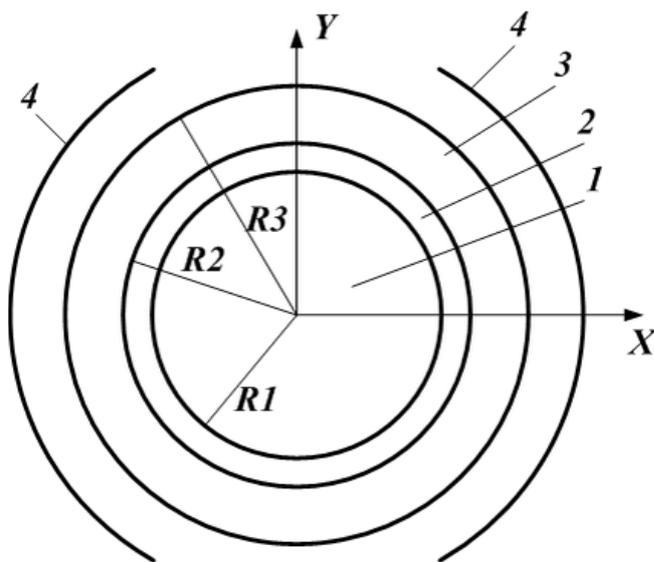


Рис. 1. Приближенная модель облучаемого объекта (поперечное сечение): 1 – костная ткань; 2 – кожа; 3 – водная прокладка; 4 – излучатель

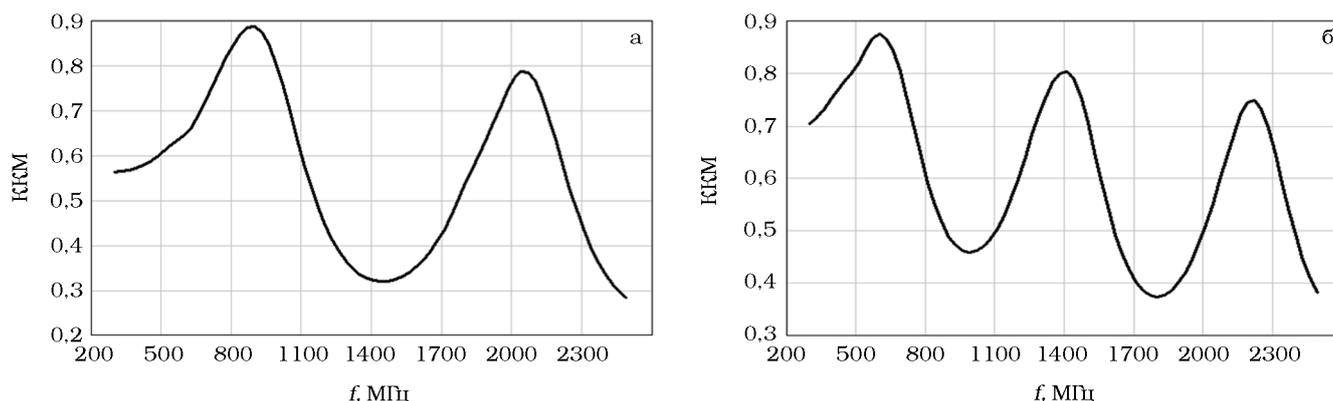


Рис. 2. Расчетная зависимость коэффициента концентрации мощности (ККМ) от частоты: а – для локтевого сустава; б – для коленного сустава

Z. Такой ток порождает электромагнитное поле, имеющее только две составляющих: E_z и H_φ , связанные между собой уравнением Максвелла

$$\text{rot } \vec{E} = -i\omega\mu_0\vec{H}$$

или в цилиндрической системе координат:

$$H_\varphi = \frac{-i}{kW} \frac{\partial E_z}{\partial r}.$$

Решение электродинамической задачи заключается в нахождении выражений для электромагнитного поля, удовлетворяющих уравнениям Максвелла и граничным условиям. Поле, создаваемое излучателем на поверхности объекта, будем считать известным и представим его в виде ряда Фурье:

$$E_z^{nad}(R_3, \varphi) = \sum_{m=0}^M E_m \cos m\varphi, \quad (2)$$

где коэффициенты E_m будем считать заданными. Решение уравнений Максвелла в цилиндрической системе координат для каждой части объекта запишем в виде линейной комбинации цилиндрических функций [7]:

$$E_n(r, \varphi) = \sum_{m=0}^M [A_{nm} J_m(k_n r) + B_{nm} Y_m(k_n r)] \cos m\varphi, \quad (3)$$

$$H_n(r, \varphi) = \frac{-i}{W_n} \sum_{m=0}^M [A_{nm} J'_m(k_n r) + B_{nm} Y'_m(k_n r)] \cos m\varphi. \quad (4)$$

Здесь J_m , Y_m – функции Бесселя и Неймана m -го порядка; J'_m , Y'_m – их производные; r , φ – цилиндрические координаты произвольной точки; n – номер части объекта ($n=1, 2, 3$), A_{nm} , B_{nm} – искомые коэффициенты. Для внутренней части $B_{1m}=0$.

Используя непрерывность тангенциальных составляющих векторов напряженности электрического и магнитного полей на границах каждой части объекта, получим системы линейных алгебраических уравнений второго порядка. Число таких систем для каждого значения m равно числу частей в объекте (в данном случае равно трем). Решая эти системы последовательно, находим коэффициенты A_{nm} , B_{nm} , а затем рассчитываем искомое поле $E(r, \varphi)$ по формулам (3).

Зададимся конкретным видом падающего поля, характерным для цилиндрического излучателя:

$$E_z^{nad}(R_3, \varphi) = 1 + \cos 2\varphi. \quad (5)$$

Это означает, что ряды (2), (3), (4) содержат только два слагаемых ($m=0$ и $m=2$), и все вычисления следует выполнять только для этих значений m .

Для модели локтевого сустава диаметр внутренней части (кости) выбран равным 84 мм, для модели коленного сустава – 124 мм. В обоих случаях толщина слоя кожи 3 мм, водной прокладки 5 мм.

Для расчетов была составлена программа в среде Mathcad, позволяющая вычислять цилиндрические функции комплексного аргумента. Результаты расчета приведены на рис. 2, где показана частотная зависимость ККМ в костной ткани. Как видно, эта зависимость имеет резонансный характер. Значения резонансных частот соответствуют корням функции Бесселя нулевого порядка: $J_0(kR)=0$ где $k = 2\pi\sqrt{\epsilon}/\lambda_0$; R – радиус внутреннего цилиндра.

ра; ε – диэлектрическая проницаемость костной ткани. Первый корень функции J_0 равен 2,4, тогда из равенства $kR=2,4$ получим оценку для наименьшей резонансной частоты:

$$f_r = \frac{1,15 \cdot 10^5}{R\sqrt{\varepsilon}}, \text{ МГц}, \quad (6)$$

где R выражено в миллиметрах. На указанной частоте объемная плотность поглощенной мощности максимальна в центре объекта и монотонно убывает до нуля к его краям по закону $[J_0(kR)]^2$. Учтем, что $\varepsilon \approx 8,5$, а среднее значение радиуса локтевого сустава $R=43$ мм, тогда из (6) получим приближенное значение оптимальной частоты $f_r = 917$ МГц.

Следует иметь в виду, что в настоящее время для медицинских аппаратов в СВЧ-диапазоне выделены три частоты: 433; 915 и 2450 МГц. Таким образом, для локтевого сустава разрешенная частота 915 МГц близка к оптимальной. Данный резонанс является низкодобротным и поэтому не критичен к изменению размеров объекта: для возможных размеров локтевого сустава взрослых пациентов ($R=38...48$ мм) в костной ткани поглощается более 70 % мощности (остальная часть мощности поглощается в коже и водной прокладке).

Для коленного сустава, как видно из рис. 2б, целесообразно использовать полосу частот 600 ± 100 МГц.

Проектирование СВЧ-излучателя для нагрева локтевого сустава на частоте 915 МГц

Предлагаемый излучатель (рис. 3) образован из двух антенн, каждая из которых состоит из экранной 1 и излучающей 2 пластин, выполненных в виде части цилиндрической поверхности и разделенных воздушным зазором. В рабочем режиме антенны расположены напротив друг друга по обе стороны от облучаемой части конечности, причем излучающие пластины 2 примыкают к охлаждающей прокладке, покрывающей кожу. Каждая антенна возбуждается кабелем 3, центральный проводник которого соединен с излучающей пластиной 2, а оплетка – с экраном 1. Точка подключения кабеля 3 находится на центральной образующей пластин.

Принцип работы антенны такой же, как у известных микрополосковых антенн с плоской

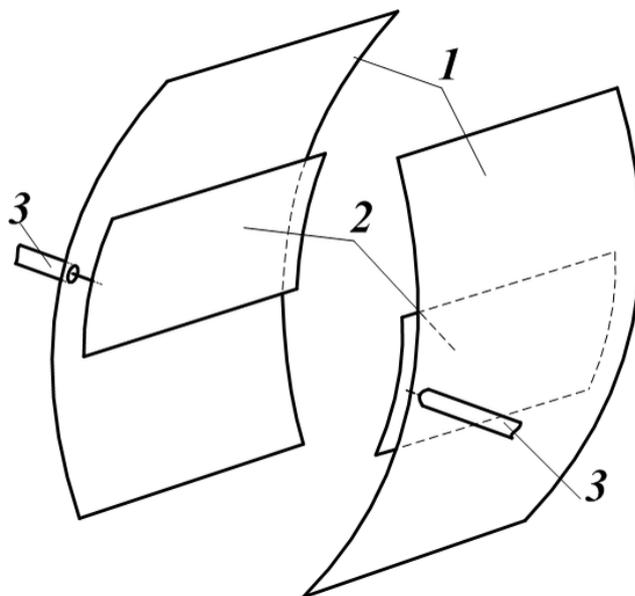


Рис. 3. Схематическое изображение СВЧ-излучателя

геометрией [8, стр. 323–331]. В пространстве между пластинами 1 и 2 каждой антенны возникает колебание электромагнитного поля низшего типа. При этом на стороне излучающей пластины 2, обращенной к облучаемому участку конечности, возникает синфазное распределение электрического тока, преимущественное направление которого – вдоль образующей пластины 2. В результате максимум излучения направлен в сторону облучаемого участка конечности, а вектор напряженности электрического поля ориентирован вдоль оси облучаемого участка конечности. Кабели 3 подключены к общему СВЧ-генератору так, что обеспечивается синфазное и равноамплитудное возбуждение антенн и, следовательно, возможность достижения интерференционного максимума на оси конечности.

Применение микрополоскового излучателя цилиндрической формы, охватывающего конечность, описано в [2], однако проведенное в [9] исследование показало, что на участках кожи, расположенных вблизи краев излучающих пластин, имеются локальные максимумы амплитуды поля. Наличие этих “горячих пятен” объясняется тем, что электрический ток на излучающей пластине распределен неравномерно: амплитуда тока вблизи тех краев пластины, которые параллельны направлению тока, значительно больше, чем в средней части пластины. Это явление известно в электродинами-

как “условие на ребре”, согласно которому поверхностная плотность тока, текущего параллельно кромкам пластины, возрастает при приближении к кромкам по закону $j \sim 1/\sqrt{r}$, где r отсчитывается от кромки [10, стр. 36–37]. Создаваемое этим током электрическое поле может вызвать перегрев участков кожи, близких к кромкам пластины.

Это явление характерно для всех микрополосковых антенн, и его следует принимать во внимание при разработке аппликаторов, предназначенных для тепловой терапии. В предлагаемом излучателе форма пластин 1 и 2 в поперечном сечении отличается от круговой так, что кромки пластин удалены от поверхности облучаемого объекта. Это удаление не превышает $0,03\lambda$, поэтому фокусирующие свойства излучателя практически такие же, как и в случае пластин с круговой формой сечения. В то же время, такое удаление кромок достаточно, чтобы избежать перегрева кожи, поскольку электрическое поле, создаваемое краевыми токами, быстро убывает при удалении от кромок.

При проектировании нами использовалось стандартное программное обеспечение, предназначенное для численного решения электродинамических задач методом конечных интегралов. Как показано в [6], такое программное обеспечение позволяет создавать компьютерные модели тканей тела, адекватные реальным объектам.

На рис. 4 представлена созданная нами компьютерная модель облучаемого участка руки в области локтевого сустава в продольном разрезе. Модель участка руки имеет длину 400 мм и содержит собственно суставную часть, выполненную с учетом реальной формы сустава, включая локтевую ямку, а также примыкающие к суставу части плеча и предплечья. Данная модель состоит из четырех слоев: кожи, жира, мышечной и костной тканей. Толщина слоя кожи составляет 3 мм, жира – 5 мм. В по-

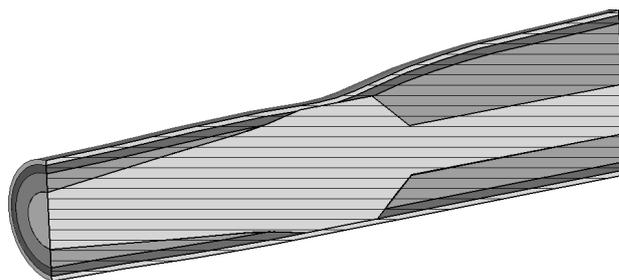


Рис. 4. Модель участка руки в области локтевого сустава (продольное сечение)

перечном сечении костная ткань сустава имеет форму цилиндра эллиптического поперечного сечения. Длина большой полуоси эллипса составляет 42 мм, длина малой полуоси – 37 мм. Длина сустава 50 мм.

При проектировании использовались характеристики тканей человека и воды, представленные в табл. 1 согласно [11, 12].

В процессе проектирования проводилась оптимизация геометрических параметров предлагаемого СВЧ-излучателя в рабочем режиме. Цель оптимизации – обеспечить резонансное возбуждение антенн и интенсивное облучение костной ткани сустава при минимальном уровне облучения поверхностных тканей. Кроме того, требуется обеспечить приемлемый уровень согласования излучателя с генератором.

В результате оптимизации были получены следующие размеры. Длина излучающей пластины 2 вдоль образующей равна 124 мм, угловой раскрыт 44° . Длина экранной пластины 1 вдоль образующей равна 136 мм, угловой раскрыт 81° . Зазор между излучающей и экранной пластинами 6 мм. Координата точки подключения каждого кабеля выбрана так, что входное сопротивление каждой антенны равно 50 Ом.

Таблица 1

Параметры биологических тканей на частоте 915 МГц

Наименование ткани	Диэлектрическая проницаемость	Удельная электропроводность, См/м
Кожа	44	1,1
Жир	5,75	0,073
Костная ткань	8,5	0,1
Мышцы	51,4	1,28
Дистиллированная вода	74,5	0,022

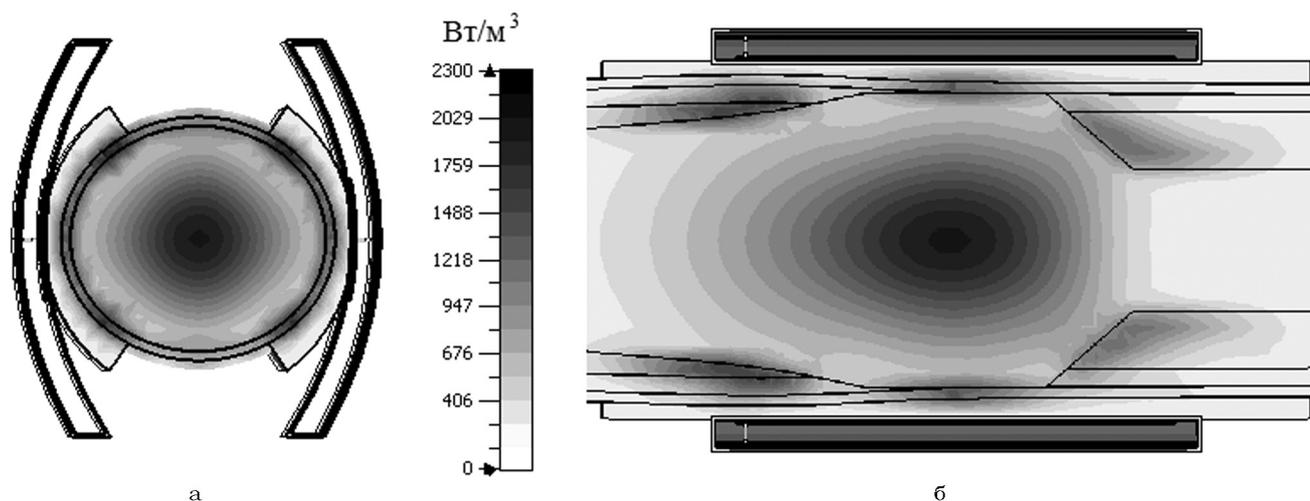


Рис. 5. Распределение удельной поглощаемой мощности в двух взаимно ортогональных плоскостях, проходящих через центр сустава: а – в поперечной плоскости; б – в продольной плоскости

На рис. 5 представлена компьютерная модель предлагаемого СВЧ-излучателя и облучаемого участка руки в поперечном и продольном сечениях. Каждая антенна помещена в корпус, выполненный из пластин толщиной 1 мм. Материал пластин – фторопласт марки Ф-4. Корпус излучателя отделен от поверхности кожи охлаждающей прокладкой – слоем дистиллированной воды, длина которого 200 мм, толщина 5 мм, угловой раскрыв 112° . Там же дано рассчитанное распределение объемной плотности поглощаемой мощности в облучаемом участке руки, выраженное в черно-белой форме согласно шкале интенсивности. Мощность, подаваемая от генератора, равна 1 Вт.

Как видно из рис. 5, наблюдается фокусировка поглощаемой мощности в центральной части сустава. При этом распределение поглощаемой мощности в слое кожи неоднородно по периметру. В данном случае $p_c/p_k=1,4$, p_c – объемная плотность поглощаемой мощности в центре сустава; p_k – наибольшее значение объемной плотности поглощаемой мощности в слое кожи. В таком же соотношении находятся и скорости роста температур в указанных участках сустава, поскольку производные dT/dt пропорциональны значению p . Аналогичное моделирование, проведенное для излучателя с пластинами кругового сечения, дало $p_c/p_k=0,78$. Таким образом, за счет отступления от формы кругового цилиндра для пластин удалось обеспечить уменьшенную почти в два раза

скорость нагрева кожи при неизменной скорости нагрева костной ткани [13].

По полученным размерам изготовлен экспериментальный образец СВЧ-излучателя (рис. 6). Антенны изготовлены из медных пластин толщиной 1 мм. Пластины каждой антенны закреплены на стальном стержне, проходящем через центры пластин, а стержень вставлен в отверстие стойки с возможностью горизонтального перемещения. Стержни соединяют пластины в точках нулевого потенциала, поэтому независимо от материала стержня они не влияют на работу антенн.



Рис. 6. Фотография экспериментального образца СВЧ-излучателя (без корпуса)

Каждый кабель имеет волновое сопротивление 75 Ом и длину 377 мм и, таким образом, является четвертьволновым трансформатором, преобразующим входное сопротивление антенны, равное 50 Ом, в сопротивление 100 Ом. Концы кабелей подключены к делителю (тройниковому соединению), расположенному в нижней части корпуса, и соединены параллельно, поэтому входное сопротивление излучателя равно 50 Ом. Там же имеется входной разъем, куда подключается кабель от СВЧ-генератора.

В рабочем режиме значения коэффициента стоячей волны на входе излучателя не превышают 1,8 в полосе частот 915 ± 15 МГц.

Во время лечебной процедуры рука должна располагаться между излучающими пластинами так, чтобы ось симметрии пластин проходила через центр локтевого сустава, а пластины с помощью подвижных стержней прижимаются к руке через охлаждающую прокладку.

Конструкция излучателя позволяет в процессе нагрева беспрепятственно подводить к руке гамма-излучение. Это особенность излучателя делает его привлекательным для использования в онкологии, поскольку в [2] показано, что при одновременном воздействии на опухоль ионизирующего и микроволнового излучений эффективность лечения значительно повышается.

Излучатель аналогичной конструкции, но с несколько иными размерами разработан нами для физиотерапии. В этом случае нет необходимости в охлаждении кожи, поэтому водная прослойка отсутствовала, а между пластинами и кожей помещался тонкий слой ткани. Испытания излучателя проводились при проведении процедуры физиотерапии с помощью аппарата “Солнышко” при уровне мощности до 20 Вт.

Заключение

Исследование показало, что на отдельных частотах наблюдается существенное увеличение доли поглощенной в суставе энергии электромагнитной волны. С точки зрения лечебного нагрева такие частоты являются оптимальными, однако они не всегда совпадают с частотами, разрешенными для применения в медицинских аппаратах.

Спроектирован излучатель для нагрева локтевого сустава на частоте 915 МГц. Основ-

ным преимуществом излучателя по сравнению с известными является фокусировка электромагнитной энергии в область сустава при уменьшенном уровне облучения кожи и подкожных тканей. Излучатель может быть добавлен в комплект излучателей медицинских аппаратов, предназначенных для СВЧ-терапии (микроволновой терапии), работающих на частоте 915 МГц, например, в комплект аппарата “Солнышко” или “Терма”.

Кроме того, предлагаемый излучатель может быть использован в отделениях онкологии для сеансов гипертермии. В этом случае он имеет следующие важные достоинства:

- ✓ отсутствие перегрева кожи и подкожных тканей;
- ✓ возможность одновременного проведения сеансов гипертермии и лучевой терапии, что существенно повышает эффективность лечения.

Список литературы

1. Лопатин В.Ф., Мардынский Ю.С. РЧ-гипертермия в лучевой терапии злокачественных опухолей // Мед. физика. 2008. № 3. С. 106–117.
2. Гельвич Э.А., Крамер-Агеев Е.А., Мазохин В.Н., Могиленец Н.Н. Аппаратура для одновременного воздействия ионизирующего излучения и гипертермии на опухоль // Мед. физика. 2009. № 3. С. 30–35.
3. Curto S. Antenna Development for Radio Frequency Hyperthermia Applications. Doctoral Thesis. Dublin Institute of Technology. 2010.
4. Турыгин С.В., Яцкевич В.А. Антенна-апликатор с фокусирующими свойствами для медицинского применения // Антенны. 2015. № 2. С. 23–30.
5. Modern Antenna Handbook. Chapter 27. Antennas for Medical Therapy and Diagnostics. C.A. Balanic. USA: Published by John Wiley. 2008. P. 1377–1419.
6. Новрузов И.И. Разработка и исследование микроволновых аппликаторов для тепловой терапии биологических тканей. Автореф. канд. техн. наук. Саратов: СГТУ. 2012.
7. Никольский В.В. Электродинамика и распространение радиоволн. – М.: Наука. 1989.
8. Нефёдов Е.И. Устройства СВЧ и антенны. – М.: Изд. Центр “Академия”. 2009.
9. Турыгин С.В., Яцкевич В.А. Микроволновый аппликатор для нагрева суставов конечно-

- стей // Вузовская наука – региону. Материалы 12-ой Всерос. науч.-техн. конф., 25 февр. 2014 г. ВоГУ. – Вологда, 2014. С. 31–34.
10. Свешников А.Г., Могилевский И.Е. Математические задачи теории дифракции. – М.: Физ. фак. МГУ. 2010. С. 36–37.
11. Березовский В.А., Колотков Н.Н., Костюк П.Г. Биофизические характеристики тканей человека. – Киев: Наукова думка. 1990. 224 с.
12. Gabriel C. The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz // *Phys. Med. Biol.* 1996. Vol. 41. P. 2251–2270.
13. Турыгин С.В., Яцкевич В.А. СВЧ-излучатель для нагрева суставов конечностей: патент на полезную модель RU № 154537, МПК А61N 5/06. Оpubл. 27.08.2015, Бюл. № 24.

**THE PHENOMENON OF RESONANT ABSORPTION OF ELECTROMAGNETIC WAVES
AND ITS APPLICATION FOR MICROWAVE HEATING OF THE JOINTS**

*V.A. Yatskevich, S.V. Turygin
Vologda State University, Vologda, Russia*

The procedure of local heating of the joints by microwaves is discussed. It is found that at certain frequencies it is possible to increase significantly in the proportion absorbed energy in the joint. From the point of view of therapeutic heat, such frequencies are optimal, however they do not always coincide with the frequencies allowed for use in medical devices. An example of the design of the emitter for heating the elbow joint at a frequency of 915 MHz is presented. The emitter formed of metal plates of a cylindrical shape, allows localized heating of the elbow joint with reduced level of heating of the skin and subcutaneous tissues. The emitter design enables the hyperthermia of the joint simultaneously with radiation therapy.

Key words: microwave hyperthermia; microstrip emitter; resonant absorption of energy, elbow joint

E-mail: vayatskevich@yandex.ru