

Распределение температуры в тканях тела человека при лечебном СВЧ-нагреве

Исследовано изменение температуры в суставе при использовании СВЧ-излучателя с фокусирующими свойствами. Приводятся результаты численного решения биотеплового уравнения.

Ключевые слова: СВЧ-излучатель, биотепловое уравнение, СВЧ-гипертермия.

Введение. Нагрев внутренних органов человека с помощью электромагнитных волн СВЧ-диапазона находит применение в таких областях медицины, как физиотерапия и онкология. В последнем случае используется нагрев опухоли до температур 42-45°C (СВЧ-гипертермия), что позволяет повысить эффективность лучевой терапии. Однако известные аппараты для СВЧ-нагрева имеют следующий недостаток: из-за сильного затухания электромагнитной волны в биологических тканях поверхностные ткани нагреваются значительно сильнее, чем внутренние.

Ранее нами предложен излучатель для СВЧ-нагрева суставов конечностей, в котором устранен этот недостаток [1], [2]. За счет применения двух когерентно возбужденных антенн цилиндрической формы обеспечивается фокусировка излучения в центральную часть сустава. Экспериментальный образец излучателя в рабочем режиме показан на рисунке 1.

Цель статьи – рассчитать распределение температуры в суставе при СВЧ-нагреве и определить возможности излучателя при использовании его в установках для гипертермии.

Оценка скорости нагрева тканей. Воспользуемся известным соотношением термодинамики, справедливым для однородного вещества: $\Delta Q = Cm\Delta T$. Отсюда следует выражение для скорости роста температуры:

$$\frac{dT}{dt} = \frac{p}{C\rho}, \quad (1)$$

где T – температура; t – время; C – удельная теплоемкость; ρ – плотность вещества; p – объемная плотность тепловой мощности, выделяемой в веществе (Вт/м³).

Потребуем, чтобы для костной ткани скорость нагрева была в 2 раза больше, чем для кожи, то есть $dT_1/dt > 2 dT_2/dt$, где T_1 и T_2 – температуры соответственно в костной ткани и в коже. С учетом (1), получим неравенство $p_1/p_2 > 2C_1\rho_1/C_2\rho_2$. Подставив численные

значения параметров из таблицы 1, получим: $p_1/p_2 > 2,6$, то есть удельная мощность, выделяемая в костной ткани, должна быть в 2,6 раза больше, чем в коже. Ясно, что это требование можно выполнить лишь с помощью излучателя, обладающего свойством фокусировки.

Решение биотеплового уравнения. Распределение температуры в теле человека определяется термодинамическими свойствами тканей, наличием кровотока и развитостью кровеносной системы, а также характером облучения. Рассчитать это распределение можно при помощи биотеплового уравнения [3]:

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

Здесь ρ – плотность ткани [кг/м³]; C – теплоемкость ткани [Дж/(кг·°C)]; k – коэффициент теплопроводности ткани [Вт/(м·°C)]; ω – коэффициент, характеризующий объемный поток крови в единицу времени (коэффициент перфузии) [мл/(100г·мин)]; C_k – теплоемкость крови [Дж/(кг·°C)]; ρ_k – плотность крови [кг/м³]; T_k – температура, с которой кровь поступает в нагреваемую область (в дальнейших расчетах $T_k = 37^\circ\text{C}$); q_m – энергия, вырабатываемая в ткани благодаря метаболизму [Вт/м³]; $q_{свч}$ – энергия, поглощаемая в ткани под воздействием электромагнитных волн СВЧ [Вт/м³].

Аналитическое решение биотеплового уравнения возможно лишь для упрощенной модели объекта [4]. В данной статье рассмотрена модель, близкая к реальной, для которой используется численное решение методом конечных элементов, реализованное в компьютерной программе.

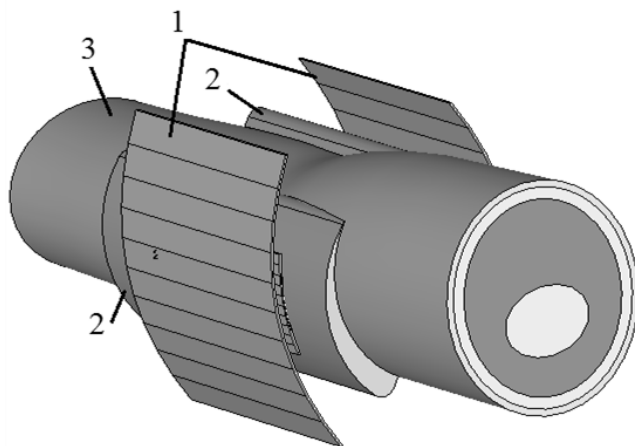


Рисунок 1. Внешний вид излучателя в рабочем режиме при процедуре гипертермии: 1 – антенны излучателя, 2 – водная прослойка; 3 – рука

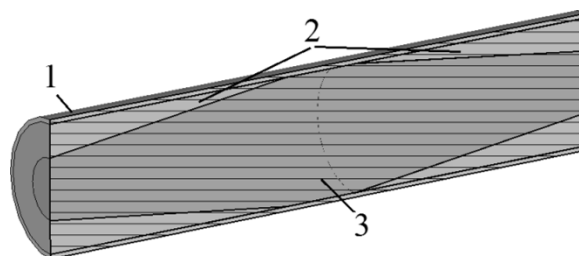


Рисунок 2. Продольный разрез модели локтевого сустава: 1 – кожа; 2 – мышечная ткань; 3 – костная ткань

Распределение температуры рассчитывалось для модели руки в области локтевого сустава, показанной на рисунке 2. Модель имеет форму цилиндра круглого поперечного сечения и состоит из трех слоев: кожи, мышечной и костной тканей. Радиус цилиндра 45 мм. Толщина слоя кожи составляет 3 мм. Суставная сумка моделируется цилиндром круглого поперечного сечения радиусом 42 мм. Длина сумки 50 мм. Кости плеча и

предплечья моделируются усеченными конусами. Радиусы основания конусов составляют 42 мм, а радиусы вершин – 20 мм.

При расчете использовалось следующее граничное условие: на поверхности кожи температура равна 33°C, что обычно реализуется на практике. Используемые теплофизические характеристики тканей приведены в таблице 1, согласно [5], [6].

Таблица 1

Некоторые характеристики биологических тканей

Наименование ткани	Плотность кг/м ³	Теплоемкость Дж/(кг·°C)	Теплопроводность Вт/(м·°C)	Коэффициент перфузии мл/(100г·мин)	Энергия метаболизма Вт/м ³
Кожа	1108	3150	0,251	12	1125
Костная ткань	1990	2238	0,36	3	0
Мышцы	1041	3500	0,49	5	758
Кровь	1058	3645	0,51	1000	0

Результаты расчета температуры в центре сустава для различных значений мощности излучения приведены на рис. 3. Как видно, температура 45°C достигается за 4 мин при мощности 81 Вт, в то время как в известных установках для гипертермии для этого требуется значительно большая мощность.

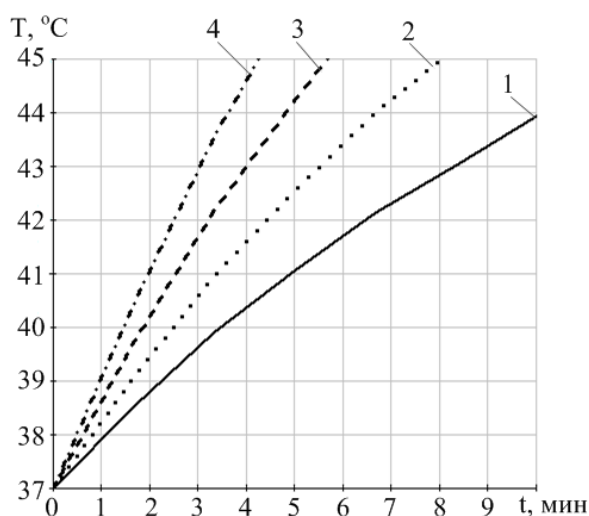


Рисунок 3. Изменение температуры в центре сустава при различных значениях мощности, поступающей на излучатель: 1 – 36 Вт; 2 – 49 Вт; 3 – 64 Вт; 4 – 81 Вт

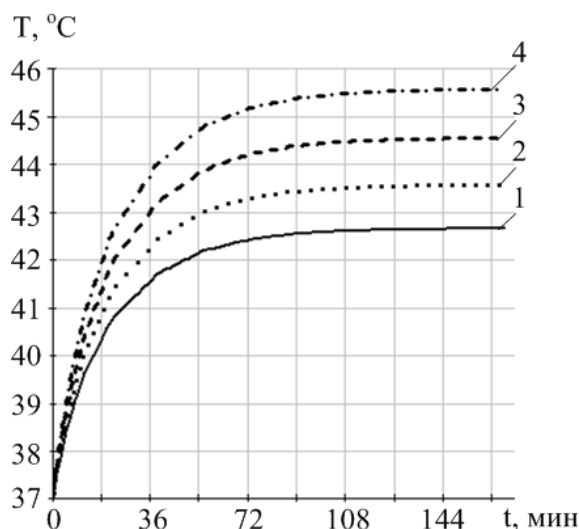


Рисунок 4. Температура в центре сустава при различных значениях мощности: 1 – 12 Вт; 2 – 14 Вт; 3 – 16 Вт; 4 – 18 Вт

Аналогичные графики при меньших значениях мощности приведены на рисунке 4. Как видно из рисунка 4 рост температуры замедляется и приближается к константе, что означает термодинамическое равновесие, когда поглощаемая СВЧ-мощность равна тепловой мощности, излучаемой поверхностью кожи и отбираемой из области нагрева потоком крови. Полученные результаты говорят о возможности быстрого достижения режима гипертермии и его поддержания небольшим уровнем СВЧ-мощности.

На рисунке 5 представлено распределение температуры в двух ортогональных плоскостях, проходящих через центр сустава при мощности 16 Вт в установившемся режиме. Как видно, область высокой температуры (44 – 45 °С) находится в центральной части сустава, что объясняется фокусирующим свойством излучателя.

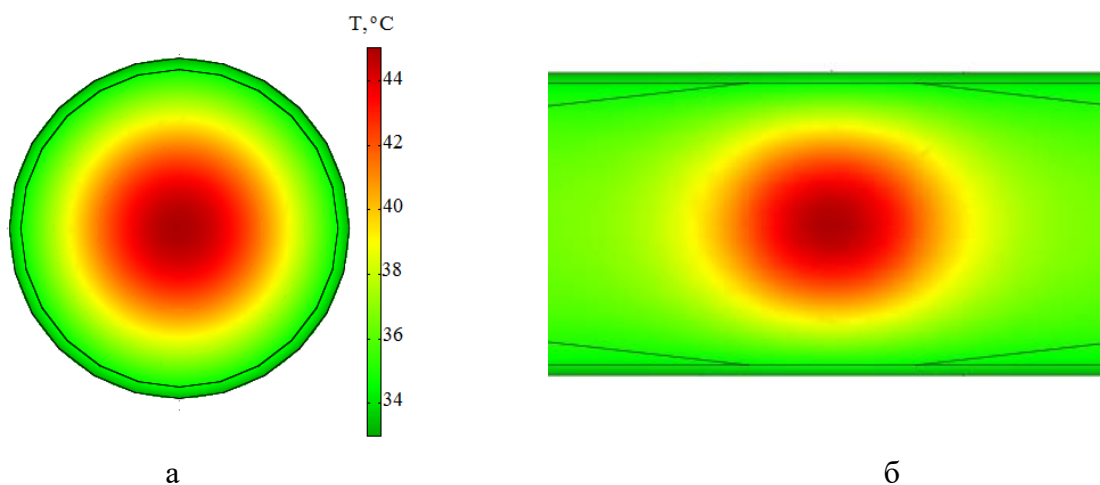


Рисунок 5. Распределение температуры в двух взаимно ортогональных плоскостях, проходящих через середину сустава при подаваемой на излучатель мощности 16 Вт: а – поперечная плоскость; б – продольная плоскость

На рисунке 6 представлены графики зависимости температуры от времени нагрева в коже на расстоянии 3 мм от поверхности, где значение удельной поглощаемой мощности максимально. Как видно температура кожного покрова повышается не более чем на 1°С.

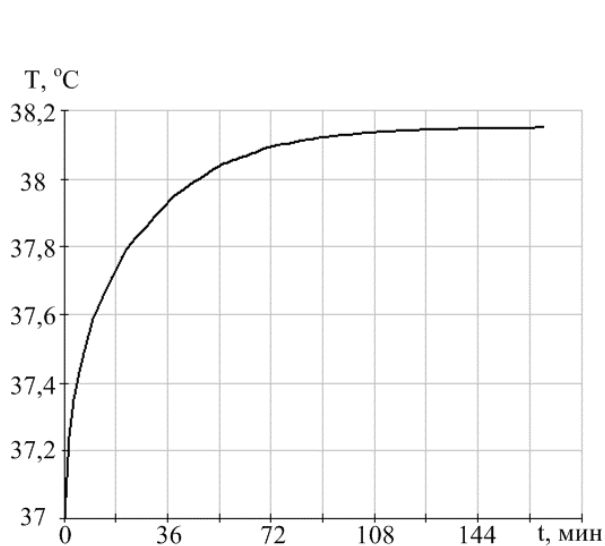


Рисунок 6. График зависимости температуры от времени нагрева в коже на расстоянии 3 мм от поверхности

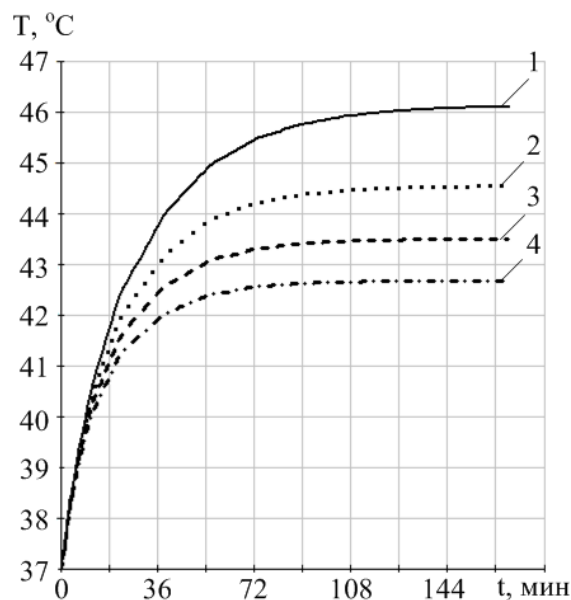


Рисунок 7. Зависимость температуры в центре сустава от времени нагрева при различных значениях коэффициента перфузии: 1 – $\omega = 2$ мл/(100г·мин); 2 – $\omega = 3$ мл/(100г·мин); 3 – $\omega = 4$ мл/(100г·мин); 4 – $\omega = 5$ мл/(100г·мин)

Используемые при расчете параметры, указанные в таблице 1, могут изменяться в зависимости от индивидуальных особенностей организма и, особенно, от состояния кровеносной системы. Кроме того, в процессе нагрева в ткани происходит расширение кровеносных сосудов и увеличение кровотока. В первую очередь важно выяснить, как влияет скорость кровотока на температуру в тканях. На рисунке 7 представлены зависимости температуры в центре сустава от времени нагрева при различных коэффициентах перфузии ω . Мощность, подаваемая на излучатель, равна 16 Вт.

Как видно из рисунка 7, гипертермическая температура в центре сустава сохраняется при коэффициенте перфузии меньшем 4 мл/(100г·мин). При больших значениях этого коэффициента необходимо увеличить мощность излучателя.

Проведенные расчеты позволяют сделать следующие рекомендации для процедуры гипертермии. Сначала следует подать на излучатель мощность 60-80 Вт, быстро нагревая сустав до гипертермической температуры, а затем следует снизить мощность до 14 – 17 Вт и продолжить нагрев заданное время.

Таким образом, предлагаемый излучатель за счет фокусирующих свойств работает при значительно меньшем уровне мощности по сравнению с известными излучателями, используемыми в гипертермических установках, и не вызывает перегрев кожи.

Библиографический список

1. Пат. 154537 Российская Федерация, МПК А61N 5/06. СВЧ излучатель для нагрева суставов конечностей / С.В. Турыгин, В.А. Яцкевич; заявитель и патентообладатель Волог. гос. ун-т. – № 2015112238/14; заявл. 03.04.2015; опубл. 27.08.2015. – Б.и. – 2011. – № 24.
2. Турыгин С.В. Выбор оптимальных частот для неинвазивной локальной СВЧ-гипертермии / С.В. Турыгин, В.А. Яцкевич // Электроника и микроэлектроника СВЧ. Сборник статей IV Всероссийской конференции. – Санкт-Петербург: СПбГЭТУ «ЛЭТИ», 2015. – С. 277 – 281.
3. Теплофизические модели гипертермии опухолей / А.Н. Гусев, В.Л. Сигал, С.П. Осинский; отв. ред. В.Г. Пинчук. – Киев: Наук. думка, 1989. – 176 с.
4. Vyas, R. Green's function solution to the tissue bioheat equation / R. Vyas, M.L. Rustgi // Medical physics. – 1992. – Vol. 19. – PP. 1319-1324
5. Березовский В.А. Биофизические характеристики тканей человека: справочник/ В.А. Березовский, Н.Н. Колотков, П.Г. Костюк. – Киев: Наукова думка, 1990. – 224с.
6. Curto, S. Antenna development for radio frequency hyperthermia applications. Doctoral Thesis / S.Curto. Dublin Institute of Technology, 2010. – 138p.