

КОМПЬЮТЕРНОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО И ТЕМПЕРАТУРНОГО ПОЛЕЙ ПРОЦЕДУРЫ ОБЩЕЙ ГИПЕРТЕРМИИ

А. М. Дежурко, С. В. Малый, С. Г. Мулярчик

Белорусский государственный университет

Минск, Беларусь

E-mail: mulyarchik@bsu.by

Представлены результаты компьютерного моделирования электромагнитного и температурного полей медицинской процедуры общей гипертермии, направленного на выяснение причин возникновения локальных ожогов у пациентов и поиск способов их преодоления.

Ключевые слова: компьютерное моделирование, общая гипертермия, контрольно-измерительный комплекс

Постановка задачи

Борьба со злокачественными новообразованиями – актуальная задача медицины сегодня. Одним из перспективных методов борьбы с опухолями является общая гипертермия – лечение опухолей путем контролируемого нагревания тканей тела человека до температуры, превышающей нормальную [1]. Гипертермический метод лечения потребовал создания нового класса установок – специализированных кушеток, оснащенных генератором электромагнитных колебаний с автоматическим регулированием мощности излучения для поддержания температуры в нужных пределах системой прецизионного контроля температуры в различных частях тела, системой охлаждения для отвода тепла с поверхности тела пациента (см. рис. 1, а) [2].

Конструктивно установка представляет собой кушетку для размещения больного (см. рис. 1, б), на которой имеется водяная подушка (болюс). Внутри кушетки находятся аппликатор (излучатель емкостного типа) и контур системы охлаждения спины пациента, замкнутый с болюсом. Аппликатор емкостного типа состоит из двух металлических пластин, расположенных на расстоянии 20 см друг от друга. На пластины подается переменное напряжение с частотой 13.56 МГц. Для контроля температуры пациента в нескольких характерных точках тела устанавливаются термодатчики.

Температурный режим процедуры гипертермии состоит из нагревания пациента, поддержания «плато» температуры и остывания.

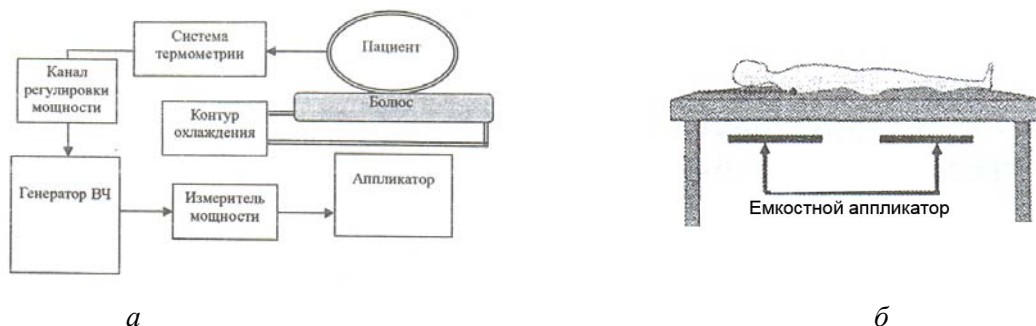


Рис. 1. Схема установки:
а – функциональная схема; б – размещение больного

Одна из серьезных проблем, с которыми столкнулись врачи при проведении процедуры гипертермии, – возникновение ожогов [2]. Наличие локальных ожогов свидетельствует о неравномерном распределении электрического поля в тканях пациента и, как следствие, о его неравномерном прогреве. Основная задача настоящего исследования – методом компьютерного моделирования определить возможные причины неравномерного прогрева пациента и найти способы их преодоления.

Привлекаемые модели и параметры

При проведении вычислительных экспериментов использовались следующие данные: частота электромагнитных колебаний – $f = 13,56$ МГц; размеры помещения – $6 \times 10 \times 3$ м; размеры пластины емкостного аппликатора – $0,5 \times 0,45$ м; расстояние между пластинами – $0,2$ м; размеры фантома – $1,8 \times 0,45 \times 0,35$ м; параметры биологической ткани (рис. 2).

Материал	μ	ε	σ [См/м]	k [Вт/(м×К)]	C [Дж/(кг×К)]	ρ [кг/м ³]
Жировая ткань	1	6	0,04	0,21	4180	918
Мышечная ткань	1	66	0,71	0,52	3639	1060

где μ – относительная магнитная проницаемость; ε – относительная диэлектрическая проницаемость; σ – удельная проводимость; k – теплопроводность; C – удельная теплоемкость; ρ – плотность.

При расчете электромагнитного поля моделирование выполнялось в частотной области, при расчете распределения температур – во временной. В обоих случаях дискретизация решаемых уравнений осуществлялась методом конечных элементов на треугольной сетке. Привлекаемая электромагнитная модель:

$$\nabla \times H = \sigma E + \frac{\partial \varepsilon E}{\partial t}, \quad \nabla \times E = -\mu \frac{\partial H}{\partial t},$$

где H – напряженность магнитного поля, E – напряженность электрического поля, t – время [3].

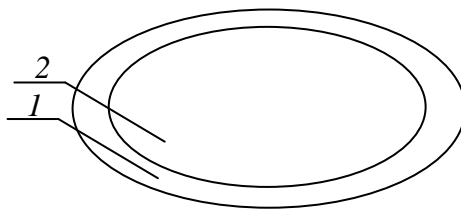


Рис. 2. Поперечное сечение фантома:
1 – жировая ткань; 2 – мышечная ткань

В экспериментах использовались два типа граничных условий: условие полного отражения (область моделирования – помещение $6 \times 10 \times 3$ м) и условие полного поглощения (область моделирования – часть помещения, содержащая установку гипертермии).

Электромагнитное поле возбуждалось плоской волной в области между пластинами аппликатора.

Привлекаемая температурная модель [4]:

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla \cdot (-k \nabla T) = \rho_b C_b \omega_b (T_b - T) + Q_{ext},$$

где ρ – плотность ткани, C_p – удельная теплоемкость ткани при постоянном давлении, T – температура ткани, k – удельная теплопроводность ткани, ρ_b – плотность крови, C_b – удельная теплоемкость крови, ω_b – частота циркуляции крови, T_b – артериальная температура крови, Q_{ext} – внешний источник тепла.

Внешний источник тепла Q_{ext} вычислялся так:

$$Q_{ext} = \frac{1}{2} Re [(\sigma - j\omega\epsilon) E \cdot E^*],$$

где ω – угловая частота электромагнитного излучения.

Граничное условие на всей поверхности фантома задавалось следующим образом: $\eta \cdot (k \nabla T) = 0$, где η – вектор нормали к поверхности.

Начальное условие $T(0) = T_{зад.}$, где $T_{зад.}$ – температура тела пациента до начала процедуры гипертермии.

Результаты вычислительных экспериментов

Результаты экспериментов представлены распределениями электрического и температурного полей в трех сечениях области моделирования с использованием цветовой шкалы. На рисунках, отражающих распределение электрического поля, выводится норма напряженности электрического поля в логарифмической шкале. Синий цвет соответствует более низкому значению напряженности, красный — более высокому. На рисунках, отражающих распределение температурного поля, выводится значение температуры в градусах Цельсия через 2 часа после начала нагревания. Белый цвет соответствует наиболее высокой температуре, темно-красный — нормальной.

В первом эксперименте изучалось распределение электромагнитного поля в помещении и влияние металлических объектов вблизи установки на распределение поля внутри фантома. В качестве граничного условия использовалось условие полного отражения от стен помещения. Результаты моделирования представлены на рис. 3 и 4.

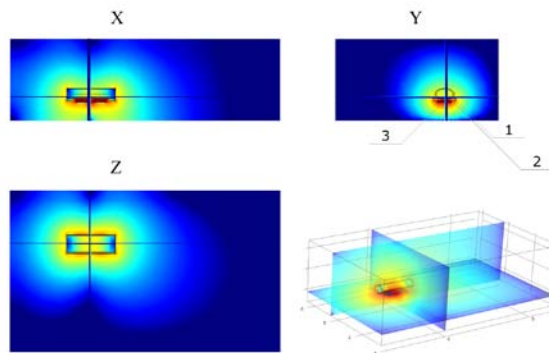


Рис. 3. Электрическое поле внутри и вне фантома:
1 – фантом; 2 – болюс, 3 – аппликатор

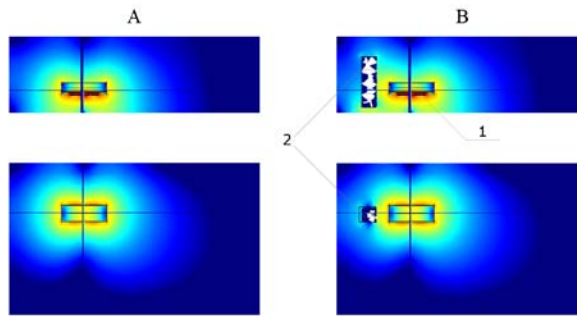


Рис. 4. Электрическое поле в отсутствие (А) и при наличии (В) металлических предметов:
1 – установка гипертермии; 2 – металлический объект

Из результатов следует, что металлические объекты, вблизи установки гипертермии незначительно влияют на распределение поля внутри фантома. В дальнейшем, привлекая граничные условия полного поглощения, будем моделировать электромагнитное поле в небольшой области, содержащей установку гипертермии. Это позволит более детально наблюдать поле в интересующей нас области фантома (рис. 5).

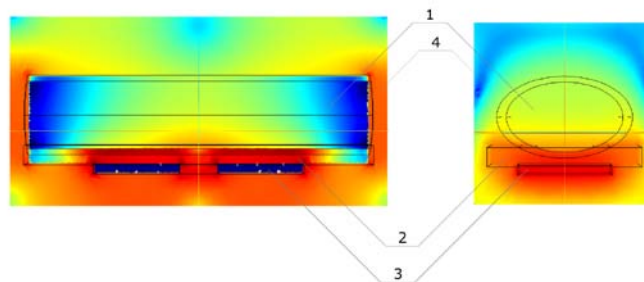


Рис. 5. Электрическое поле в локальной области наблюдения:
1 – фантом; 2 – болус; 3 – аппликатор; 4 – воздух

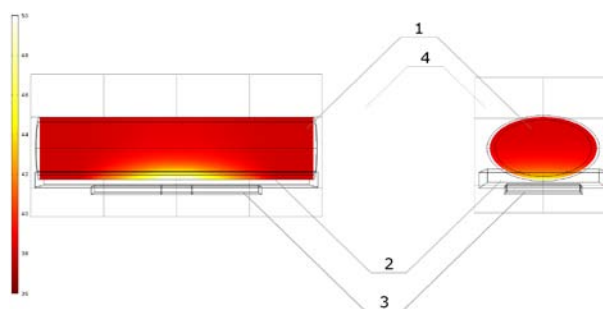


Рис. 6. Температурное поле фантома

При таком распределении электрического поля рассчитано распределение температуры внутри фантома через 2 часа после начала нагревания (см. рис. 6). Этот эксперимент свидетельствует о том, что основная область нагрева при проведении процедуры гипертермии приходится на жировой слой.

Чтобы изучить этот эффект подробнее, нами было поставлено еще два эксперимента. В первом эксперименте рассчитывалось распределение температуры в фантоме без жирового слоя, во втором — с жировым слоем, лишь частично покрывающим фантом (рис. 7 и 8).

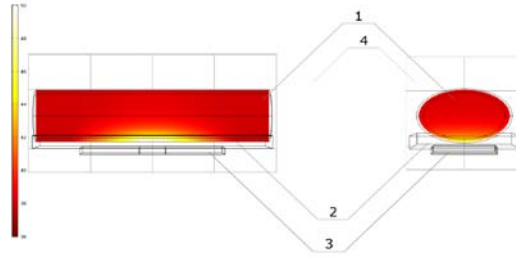


Рис. 7. Температурное поле фантома без жирового слоя

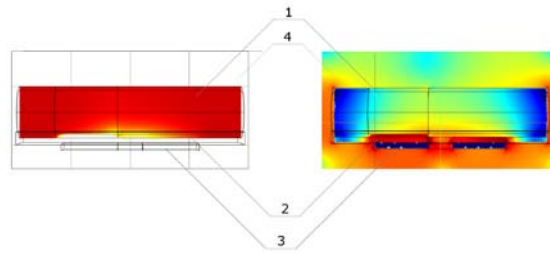


Рис. 8. Температурное и электромагнитное поле фантома с частичным жировым слоем

Из экспериментов следует, что именно жировой слой является областью высоких напряженностей электрического поля, как следствие этого — областью температурного перегрева и возникновения ожогов.

Заключение

Жировая ткань между болюсом и мышечной тканью, относительные диэлектрические проницаемости которых заметно превосходят относительную диэлектрическую проницаемость жирового слоя, является электрическим волноводом, накапливающим электромагнитную энергию. Напряженность электрического поля внутри жирового слоя, а значит и температура жирового слоя, оказываются наиболее высокими. Этот эффект – причина возникновения ожогов у пациентов.

Проведенные нами многочисленные эксперименты свидетельствуют о том, что использование более толстого, более широкого болюса, а также болюса с относительной диэлектрической проницаемостью, близкой к жировой ткани, позволяет уменьшить ожоги.

Библиографические ссылки

1. Фрадкин С. З. Современное состояние гипертермической онкологии и тенденции ее развития // Медицинские новости. 2004. № 3. С. 38.
2. Конопелько А. А., Семенович С. Н., Стецко И. П. Контрольно-измерительный комплекс для медицинской установки общей гипертермии // Электроника инфо. 2011. № 4. С. 53–56.
3. Davidson D. B. Computational Electromagnetics for RF and Microwave Engineering. Cambridge University Press, 2005.
4. Kato M. Electromagnetics in Biology. Springer, 2006.