

Моделирование яркостной температуры в биоткани

М.В. Поляков¹

¹Волгоградский государственный университет, Университетский 100, Волгоград, Россия, 400062

Аннотация. Микроволновая радиотермометрия - это пассивная и неинвазивная техника, применяемая для измерения глубинной температуры биологической ткани. Метод микро-волновой радиотермометрии основан на измерении интенсивности собственного электро-магнитного излучения внутренних тканей пациента в диапазоне сверхвысоких частот. Из-меренная прибором температура называется яркостной. Моделирование яркостной температуры проводится для исследования эффективности метода медицинской диагностики на основе данных микроволновой радиотермометрии. Была построена математическая модель распределения электромагнитного и температурного полей в молочной железе. Проведено численное моделирование электромагнитного и температурного полей для трех моделей, различающихся внутренней структурой. Структура молочной железы представляет собой многокомпонентную, неоднородную среду и состоит из следующих видов биотканей: ко-жа, жировая ткань, мышечная ткань, молочные дольки, кровотоки. Был определен вклад электромагнитного поля в формирование яркостной температуры. Проведенные оценки указывают на существенное влияние структуры биоткани на распределение яркостной температуры.

1. Введение

Радиотермометрия приобретает высокую популярность как метод диагностики онкологических заболеваний [1]. Этот метод основан на экспериментальном измерении температуры внутри биологической ткани и на поверхности в различных точках. Эти точки определяются методикой и схемой измерения [2]. Важной проблемой является зависимость измеренного температурного поля от индивидуальных физико-химических параметров биологической ткани у различных людей. Измерения температуры проводятся с использованием радиотермометра РТМ-01-РЭС. В нем используется антенна, созданная на базе круглого волновода, имеющая систему термостабилизации, поддерживающую температуру антенны постоянной для обеспечения приближенного теплового равновесия между измерительной системой и биологическим объектом [3]. Глубина обнаружения температурных аномалий до 5-7 см в зависимости от влагосодержания тканей. Прибор дает точность определения температуры внутренних тканей $\pm 0.2^\circ\text{C}$. Время измерения в одной точке 8 с. Диаметр поверхности антенны-апликатора 39 мм.

В работе используется модель, которая основана на численном интегрировании уравнений Максвелла. Неоднородная пространственная структура биоткани на малых масштабах требует использования неструктурированных численных сеток для расчета как электрического так и температурного полей. Рассчитывается яркостная температура и проводится сравнительный анализ результатов для трех различных моделей с учетом распределения электромагнитного поля.

2. Постановка задачи

Ранняя диагностика рака молочной железы в настоящее время является одной из актуальных проблем. Это заболевание в ряде стран выходит на первое место среди причин смертности женского населения. Изменение температуры (температурная аномалия) может быть, в частности, вызвано усиленным метаболизмом раковых клеток, на чем и основана ранняя диагностика рака [4]. Повышение качества диагностики, в частности связано с определением зависимости яркостной температуры от процессов протекающих внутри биоткани.

В качестве объекта моделирования рассматривается молочная железа. Она является биологическим объектом со сложной неоднородной пространственной структурой. Основные физико-химические параметры биоткани существенно зависят от координаты, при этом индивидуальны и варьируются в заданных границах (таблица 1).

Таблица 1. Физические свойства биотканей человека [5].

	Кожа	Жировая ткань	Молочные долики	Кровотоки	Мышцы
Теплопроводность λ , Вт/(м °С)	0.4–0.5	0.15–0.25	0.35–0.45	0.5–0.6	0.45–0.55
Теплоемкость c_p , Дж/(кг °С)	2930–3445	2250–2300	3000–3200	3600–3900	3300–3400
Плотность ρ , кг/м ³	2930–3445	2250–2300	3000–3200	3600–3900	3300–3400
Электропроводность σ , См/м	2.2–2.4	0.35–0.4	2.4–2.6	3.1–3.4	2.65–2.8
Диэлектрическая проницаемость ϵ	35.45–35.55	12.2–12.3	9.8–10	84.5–86.5	50–52

Необходимо определить насколько велико влияние неоднородности на формирование электрического поля в биоткани, и как сильно яркостная температура зависит от его распределения. Для этого было построено 2 характерных, отличных друг от друга модели. Для первой модели физические параметры биотканей усреднены и однородны для всего объема, для второй же модели параметры биоконтакт терпят сильную неоднородность.

3. Используемые модели

Моделирование распространения тепла в биоткани основано на классическом законе Фурье и имеет вид уравнения биотепла [6]

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} + \nabla(-\lambda \nabla T) = \omega_b \rho_b c_b (T_b - T) + Q, \tag{1}$$

где ρ , c , T – плотность, удельная теплоемкость и локальная температура ткани; ω_b , ρ_b , c_b , T_b – скорость перфузии, плотность, удельная теплоемкость и температура крови соответственно, λ – коэффициент теплопроводности. Слагаемые в правой части уравнения описывают выравнивание температуры в тканях в зависимости от температуры крови, а также изменение температуры за счет внешних и внутренних источников [7].

Антенна с частотой несколько ГГц позволяет измерять тепловое излучение от биотканей в определенном диапазоне частот $\omega_{\min} \leq \omega \leq \omega_{\max}$. Поскольку биологическая ткань имеет неоднородную температуру, то такой метод дает средневзвешенную температуру некоторой внутренней области $T_b^{(exp)}$. Погрешность метода РТМ обусловлена также шумовой температурой приемника T_{REC} , эффектами рассогласования в антенне (коэффициент $S_{11}(f)$), влиянием окружающей среды (T_{EMI}) [8]. В результате яркостная температура

определяется интегральным представлением вида [9]:

$$T_B^{(exp)} = \int_{\omega_{min}}^{\omega_{max}} \left\{ s_{11} \left[T_{EMI} + \int_{V_0} W(x, y, z; \omega) T(x, y, z) dV \right] + |S_{11}(\omega)|^2 T_{REC} \right\} d\omega, \quad (2)$$

где $s_{11} = 1 - |S_{11}|^2$ учитывает рассогласование антенны,

$$W = \frac{P_d(x, y, z; \omega)}{\int_{V_b} P_d dV} \quad (3)$$

— весовая функция с учетом нормировки,

$$\int_{V_0} W dV = 1, \quad (4)$$

$$P_d = \frac{1}{2} \sigma(x, y, z; \omega) \cdot |\vec{E}(x, y, z; \omega)|^2 \quad (5)$$

— плотность мощности электрической энергии, σ — электрическая проводимость.

4. Обсуждение результатов

Была проведена серия вычислительных экспериментов по моделированию тепловых процессов и электромагнитного поля, создаваемого антенной радиотермометра в молочной железе. Задача решалась методом конечных разностей в сферической системе координат, для того чтобы избавиться от погрешностей на границе биоткани и окружающей среды (так как модель молочной железы представлена полусферой). Стоит отметить неоднородность проекции вектора электрического поля \vec{E} (рисунок 1).

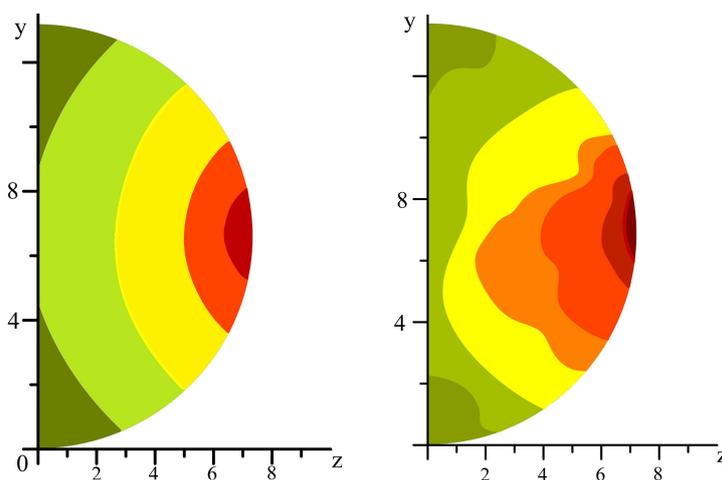


Рисунок 1. Распределение электрического поля в плоскости (x,y) для положения антенны в точке «0»: модель со слабой неоднородностью структуры (слева), сильно неоднородная модель (справа).

На основе полученных данных по формуле (2) была вычислена яркостная температура биоткани T_{br} . Было построено распределение T_{br} по 9 точкам на молочной железе

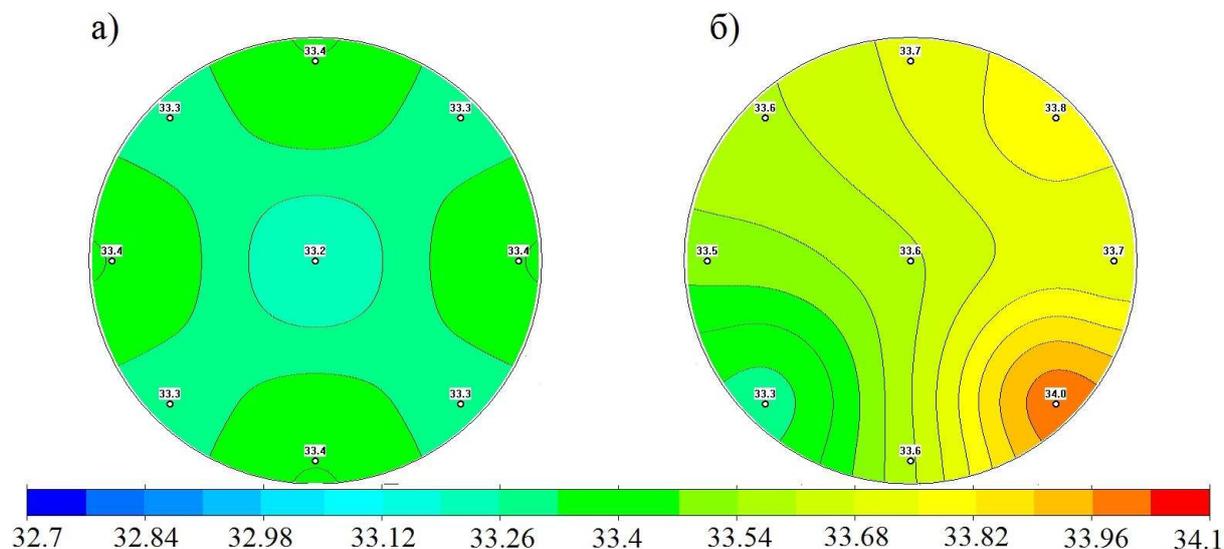


Рисунок 2. Распределение яркостной температуры: а) модель со слабой неоднородностью структуры, б) сильно неоднородная модель.

(соответствуют 9 положениям антенны радиотермометра на поверхности биоткани). Стоит отметить важные результаты:

- значения яркостной температуры для сильно неоднородной модели на $0.3\text{--}0.7\text{ }^{\circ}\text{C}$ выше чем для квазиоднородной модели, что во многом обусловлено влиянием кровотоков;
- учитывая, что внутренние градиенты $T_{br} \sim 1^{\circ}\text{C}$, то разница в $\sim 0.5^{\circ}\text{C}$ может оказать серьезное влияние на результаты диагностики, и однозначно можно утверждать, что при моделировании яркостной температуры необходимо учитывать сложную неоднородную структуру биоткани.

5. Литература

- [1] Лосев, А.Г. О некоторых характерных признаках в диагностике патологии молочных желез по данным микроволновой радиотермометрии / А.Г. Лосев, Е.А. Мазепа, Т.В. Замечник // Современные проблемы науки и образования. – 2014. – Т. 6. – С. 254-261.
- [2] Лосев, А.Г. Проблемы измерения и моделирования тепловых и радиационных полей в биотканях: анализ данных микроволновой термометрии / А.Г. Лосев, А.В. Хоперсков, А.С. Астахов, Х.М. Сулейманова // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 1: Математика. Физика. – 2015. – Т. 6, № 31. – С. 31-71.
- [3] Седанкин, М.К. Антенны-аппликаторы для медицинских микроволновых радиотермографов / М.К. Седанкин, В.Ю. Леушин, А.Г. Гудков, С.Г. Веснин, И.А. Сидоров, С.В. Агасиева, Л.М. Овчинников, Н.А. Ветрова // Медицинская техника. – 2018. – Т. 4, № 310. – С. 13-15.
- [4] Бурдина, Л.М. Применение радиотермометрии для диагностики рака молочной железы / Л.М. Бурдина, А.В. Вайсблат, С.Г. Веснин, М.А. Конкин, А.В. Лашенков, Н.Н. Тихомирова. - Москва: Маммология, 1998. – № 2. – С. 3-12.
- [5] Березовский, В.А. Биофизические характеристики тканей человека. Справочник / В.А. Березовский, Н.Н. Колотилов. – Киев: Наукова думка, 1990. – 196 с.
- [6] Pennes, H.H. Analysis of tissue and arterial blood temperature in the resting human forearm // J. of Appl. Physiology. – 1948. – Vol. 40. – P. 24-30.

- [7] Rodrigues, D.B. Numerical 3D modeling of heat transfer in human tissues for microwave radiometry monitoring of brown fat metabolism // Progress in Biomedical Optics and Imaging. Proceedings of SPIE, 2013. – P. 8584.
- [8] Поляков, М.В. Математическое моделирование пространственного распределения радиационного поля в биоткани: определение яркостной температуры для диагностики / М.В. Поляков, А.В. Хоперсков // Вестник Волгоградского государственного университета. Серия 1: Математика. Физика. – 2016. – Т. 5. – С. 73-84.
- [9] Polyakov, M.V. Numerical Modeling of the Internal Temperature in the Mammary Gland / M.V. Polyakov, A.V. Khoperskov, T.V. Zamechnic // Lecture Notes in Computer Science. – 2017. – Vol. 10594. – P.128-135.

Благодарности

Работа выполнена в рамках госзадания Минобрнауки РФ (проект No. 2.852.2017/4.6).

Modeling of brightness temperature in biological tissue

M.V. Polyakov¹

¹Volgograd State University, University 100, Volgograd, Russia, 400062

Abstract. Microwave radiometry is a passive and non-invasive technique used to measure the depth temperature of a biological tissue. The method of microwave radio thermometry is based on measuring the intensity of the own electromagnetic radiation of the internal tissues of the patient in the ultra-high frequency range. The temperature measured by the instrument is called brightness. Modeling the brightness temperature is carried out to study the effectiveness of the method of medical diagnostics based on microwave radiothermometry data. A mathematical model of the distribution of the electromagnetic and temperature fields in the mammary gland was built. A numerical simulation of the electromagnetic and temperature fields for three models differing in internal structure was carried out. The structure of the mammary gland is a multicomponent, heterogeneous medium and consists of the following types of biological tissues: skin, adipose tissue, muscle tissue, milk lobules, blood flow. The contribution of the electromagnetic field to the formation of the brightness temperature was determined. The estimates indicate a significant effect of the biotissue structure on the brightness temperature distribution.