

Модельный анализ результатов одночастотных аппликационных радиометрических исследований биологических структур

Ю.В. Гуляев, С.В. Маречек, В.М. Поляков, Ю.Г. Тищенко

Фрязинский филиал Учреждения Российской академии наук Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова РАН, Россия, 141190, г. Фрязино Московской обл., пл. акад. Б.А. Введенского, 1, e-mail: marechek@ire.rssi.ru

Дается анализ радиоярких температур биологических тканей с использованием априорной информации о теплофизических и электрофизических свойствах тканей для однослойной модели биологической ткани. Обсуждаются вопросы адекватности использования модели однослойной среды с экспоненциальным профилем термодинамической температуры.

The analysis of biological tissues radio bright temperatures with usage of the aprioristic information about heat-transfer and electrophysical properties of biological tissues for one-sheeted model of a biological tissue is given. Problems about adequacy of usage of one-sheeted model with exponential profile of thermodynamic temperature are considered.

Результатом СВЧ радиометрических измерений является радиояркая температура, которая не всегда достаточна для того, чтобы делать заключения о состоянии исследуемого объекта. Многочастотные измерения увеличивают объем получаемой информации, но, как правило, во всех случаях при окончательной обработке используется априорная информация.

В настоящей работе проводится анализ радиоярких температур биологических тканей с использованием априорной информации о теплофизических и электрофизических свойствах тканей для однослойной модели биологической ткани. Обсуждаются вопросы адекватности использования модели однослойной среды с экспоненциальным профилем термодинамической температуры.

При анализе радиоярких температур в общем случае следует учитывать четыре класса параметров среды:

- характерные геометрические размеры;
- временные характеристики;
- теплофизические параметры.
- электрофизические параметры.

В настоящей работе рассматриваются теплофизические и электрофизические параметры биологических тканей.

Параметры этих двух классов объединены между собой радиояркой температурой $T_{я}$, которую можно определить из формулы

$$T_{я}(f) = \left(1 - |R(f)|^2\right) \int_0^{\infty} T(x) \cdot \alpha(f) \cdot e^{-\alpha(f) \cdot x} dx, \quad (1)$$
$$|R(f)| = \left| \frac{1 - \sqrt{\varepsilon(f)}}{1 + \sqrt{\varepsilon(f)}} \right|$$

где f – частота электромагнитной волны, на которой проводится измерение, α – коэффициент поглощения электромагнитной волны, $|R|$ – модуль коэффициента отражения электромагнитной волны от плоского слоя биологической ткани по полю, ε

- комплексная диэлектрическая проницаемость биоткани, $T(x)$ - профиль термодинамической температуры биологической ткани.

В ряде литературных источников [2-4] показано, что профиль термодинамической температуры $T(x)$ однородной биологической ткани может быть с достаточной степенью точности аппроксимирован соотношением

$$T(x) = T(0) + (T(\infty) - T(0)) \cdot (1 - e^{-\beta \cdot x}) = T(0) + \Delta \cdot (1 - e^{-\beta \cdot x}) \quad (2)$$

где x - ось, направленная вглубь исследуемой ткани, $T(0)$ температура поверхности, Δ - перепад температур внутри биоткани, β - показатель экспоненты температурного профиля.

В этом случае радиояркая температура однородного полупространства может быть рассчитана по формуле

$$T_{\text{я}}(f) = (1 - |R(f)|^2) \cdot \left(T(0) + \frac{\Delta \cdot \beta}{\alpha(f) + \beta} \right) \quad (3)$$

Современные СВЧ радиотермометры позволяют при контактных измерениях получить наряду с радиояркой температурой $T_{\text{я}}$ также значение модуля коэффициента отражения по мощности $|R|^2$ и термодинамическую температуру поверхности $T(0)$. Такой пассивно-активный радиотермометр для зондирования биологических объектов был разработан и изготовлен в ИРЭ им. В.А. Котельникова РАН. Функциональная схема его (без блока питания) представлена на рис. 1.

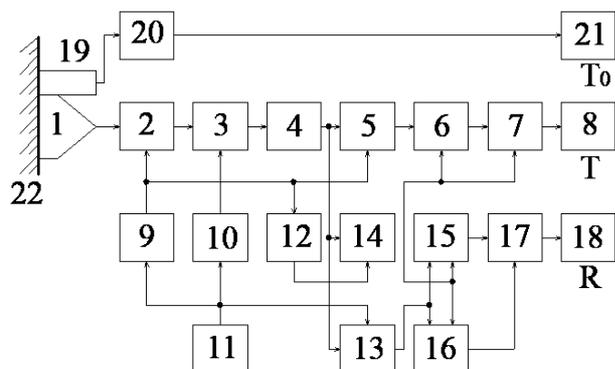


Рис. 1.

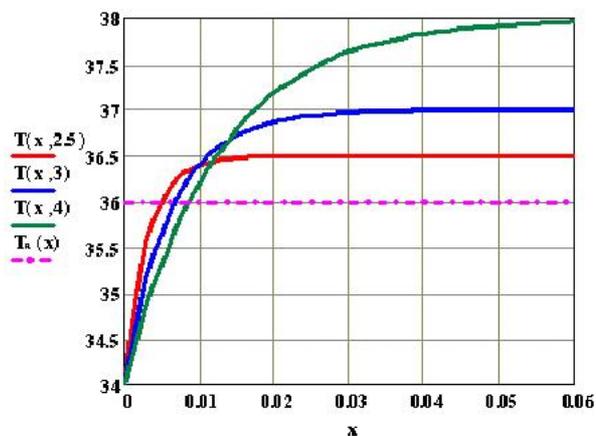


Рис. 2.

Цифрами обозначены: 1 - аппликационная антенна, 2 - модулятор, 3 - циркулятор, 4 - усилитель высокой частоты с квадратичным детектором, 5, 13 и 14 - синхронные детекторы с интегрирующими цепочками, 6 и 16 - сумматоры, 7 и 17 - делители напряжений, 8, 18 и 21 - индикаторы температуры (Т), коэффициента отражения (R) и температуры поверхности (T_0), 9 и 11 - генераторы прямоугольных импульсов, 10 - шумовой генератор, 12 - фазовращатель, 15 - вычитающее устройство, 19- датчик температуры поверхности, 20 - усилитель канала измерения поверхностной температуры, 22 - биологический объект. По результатам измерений таким радиотермометром можно получить информацию о характеристиках взаимодействия электромагнитных волн с исследуемой средой, а также информацию о ее теплофизических свойствах. Проведем модельный анализ формулы (3), для чего введем

априорную информацию об исследуемой среде, связывающую теплофизические и электрофизические параметры. Прежде всего, отметим, что одна и та же радиояркая температура, даже при постоянной температуре поверхности, без априорной информации может соответствовать различным температурным профилям. На рис.2 представлены три разных температурных профиля, соответствующие одной и той же радиояркой температуре, но имеющих различную величину параметра Δ .

Для однородной модели с экспоненциальным профилем температуры угол наклона экспоненты при температуре $T(0)$ определяется произведением теплофизических параметров Δ и β

$$T(x) - T(0) = \Delta \cdot (1 - e^{-\beta \cdot x});$$

$$\left. \frac{dT(x)}{dx} \right|_{x=0} = \Delta \beta \quad (4)$$

С другой стороны из уравнения теплопроводности следует, что этот угол определяется абсолютной температурой поверхности $T(0)+273$ и теплопроводностью κ исследуемой среды

$$\frac{T_{\text{абс}}}{\kappa} = \frac{T(0) + 273}{\kappa} = \Delta \cdot \beta \quad (5)$$

Теплопроводность связана с теплоемкостью C_v и температуропроводностью a и плотностью биологической ткани ρ соотношением [5]

$$a = \frac{\kappa}{C_v \cdot \rho} \quad (6)$$

Используя (4) и (5), а также предположение о типе биоткани, можно из (3) определить значение β и Δ по формулам

$$\beta = \frac{T(0) + 273}{(T_{\text{я}}(f) - T(0)) \cdot \kappa} - \alpha(f), \quad \Delta = \frac{T_{\text{абс}}}{\kappa \cdot \beta} \quad (7)$$

Из (7) видно, что значение β определяется теплопроводностью κ , радиояркой температурой $T_{\text{я}}(f)$ и коэффициентом поглощения биоткани по мощности $\alpha(f)$, зависящих от частоты. Теплофизические характеристики некоторых типов биологических тканей приведены в [5].

Коэффициенты поглощения определяются комплексной диэлектрической проницаемостью биоткани по известной формуле [4]

$$\alpha(f) = \frac{4 \cdot \pi \cdot f}{c} \sqrt{0.5 \left(-\varepsilon'(f) \div \sqrt{(\varepsilon'(f))^2 + (\varepsilon''(f))^2} \right)} \quad (8)$$

Действительную ε' и мнимую ε'' части диэлектрической проницаемости для мышц (m) и жира (g) можно рассчитать по интерполяционным формулам (9) [6], или по данным интерполяции таблиц [1]

$$\begin{aligned}
\varepsilon' m(f) &= 100 \cdot f^{-0.1} + 2000 \cdot f^{-1.3}, \\
\varepsilon' g(f) &= 5,3 \cdot f^{-0,008} + 500 \cdot f^{-1,1} + 0,00006 \cdot f \\
\sigma m(f) &= 0,000000045 \cdot f^2 + 0,0948 \cdot f^{0,39} + 0,3, \\
\sigma g(f) &= 0,0000000013 \cdot f^2 + 0,0059 \cdot f^{0,43}, \\
\varepsilon''(f) &= \frac{18000 \cdot \sigma(f)}{f}
\end{aligned} \tag{9}$$

Используя приведенные выше априорные данные, можно построить зависимость показателя экспоненты β от разности глубинной и поверхностной температур Δ (рис. 3) для различных типов ткани (1 и 2 – ткани с высоким содержанием воды; 3 – ткани с низким содержанием воды). Из априорных данных также можно рассчитать зависимости коэффициентов поглощения от частоты для мышечной и жировой тканей. Используя эти данные и применяя формулу (10), можно построить рабочие графики для оценки связи измеренной радиояркой температуры с характеристиками однородного полупространства заполненного биологической тканью (рис. 4).

$$T_a(f, \Delta, \beta) = T(0) + \frac{\Delta \cdot \beta}{\alpha(f, \beta) + \beta} \tag{10}$$

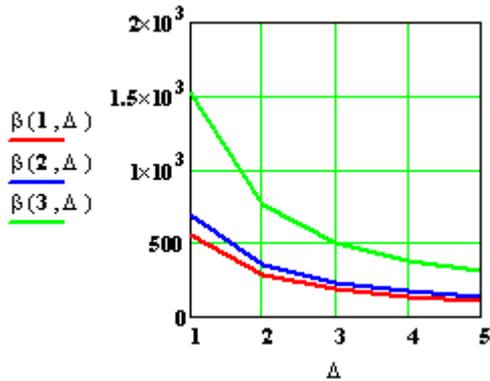


Рис. 3.

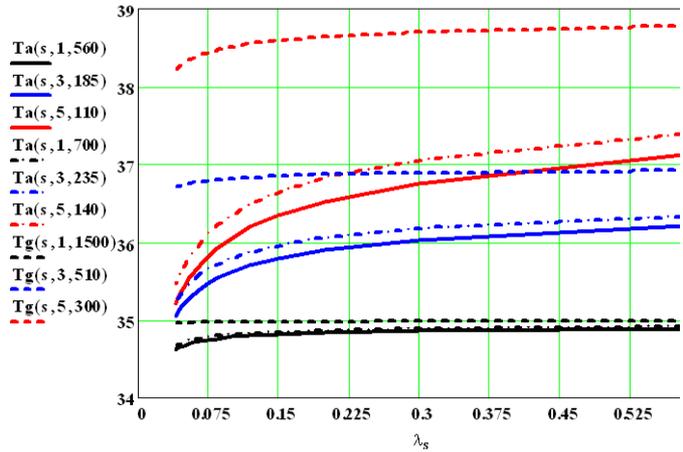


Рис. 4.

По расположению измеренной радиояркой температуры на рабочем графике (рис. 4) можно оценить возможные границы значений параметров однородной модели. Для уточнения этих параметров и выяснения возможности использования однородной модели необходимо провести измерения коэффициентов отражения и радиоярких температур с помощью двух различных антенн или на двух частотах и сравнить их с расчетными значениями. Расчеты значений радиояркой температуры проводятся по формуле (3), а коэффициента отражения - по формуле (11)

$$|R(f)|^2 = \frac{\left(\sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right) + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{2}\right)^2}} - 1 \right)^2 + \left(-\frac{\varepsilon'(f)}{2} + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{2}\right)^2} \right)^2}{\left(\sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right) + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{2}\right)^2}} + 1 \right)^2 + \left(-\frac{\varepsilon'(f)}{2} + \sqrt{\left(\frac{\varepsilon'(f)}{2}\right)^2 + \left(\frac{\varepsilon''(f)}{2}\right)^2} \right)^2} \tag{11}$$

Результаты расчета для мышц и жира представлены на рис. 5. По результатам измерений коэффициента отражения, которые будут лежать в пределах, ограниченных коэффициентами отражения от слоя мышц $R(s)$ и слоя жира $Rg(s)$, можно по формулам (11) сделать выводы об усредненных электрофизических параметрах исследуемой биоткани.

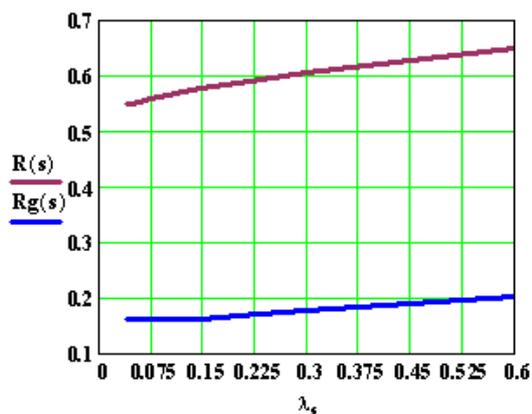


Рис. 5.

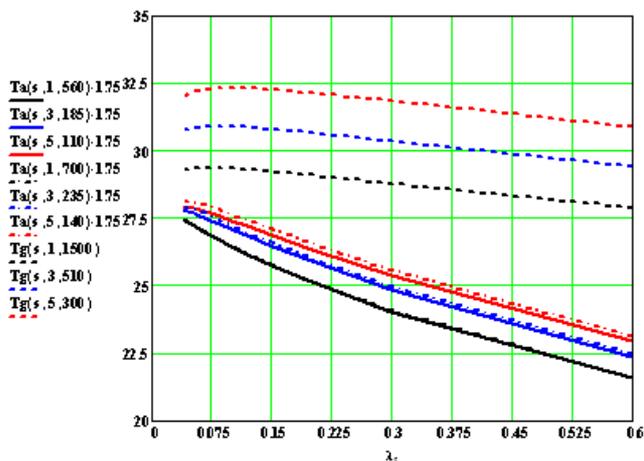


Рис. 6.

Измерение коэффициента отражения позволяет, используя графики рис. 5, оценить теплопроводность исследуемой среды. Для сред с большой теплопроводностью (мышцы, миокарда, мозг) в рассматриваемом диапазоне частот коэффициент отражения по полю равен порядка 0,8 (по мощности 0,65) и примерно в полтора раза больше чем у сред с малой теплопроводностью (жир, кости с коэффициентом отражения по полю не превышает 0,5 (по мощности 0,25)). При таком изменении коэффициента отражения коэффициент теплопроводности изменяется в диапазоне 0,8 – 0,1 $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{°C}^{-1}$.

Использование, полученных по измерениям модуля коэффициента отражения и радиояркостной температуры, данных позволяет по рис. 6 определить возможные параметры однослойной биологической ткани.

Существенное различие между результатами обработки экспериментальных данных полученных при использовании двух типов антенн или частот свидетельствует о некорректном применении однослойной модели с экспоненциальным распределением температуры по глубине и наоборот совпадение результатов применения этих методик говорит о возможности использования этой модели и оценить ее основные параметры.

Литература

1. Johnson C. C., Guy A.W. Nonionizing electromagnetic effects in biological materials and systems. Proc. IEEE, vol. 60, No 6, p.692- 716, 1972.
2. Schwan H.P. Interaction of microwave and radio frequency radiation with biological system. IEEE Trans. MTT, vol, 19, No 2, p.146 -152, 1971.
3. Сборник трудов Всесоюзной конференции «Методические вопросы определения температуры биологических объектов радиофизическими методами». Москва. 1985.
4. В.М. Поляков, А.С. Шмаленюк. СВЧ-термография и перспективы ее применения. Применение в медицине и народном хозяйстве. Обзоры по электронной технике. Серия 1. Электроника СВЧ. Выпуск 8(1640), 1991.
5. В.М. Боголюбов, Г.Н. Пономаренко. Общая физиотерапия. Учебная литература для медвузов. Санкт Петербург. 1996 г.

6. С.В. Маречек, В.М. Поляков. Возможности оценки приповерхностной структуры биологической ткани по измерению коэффициента отражения на отдельных частотах СВЧ-диапазона. Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. №11-12, стр.4-11, 2005.