

МОДЕЛЬ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ГЛУБИННЫХ ТЕМПЕРАТУР В ТКАНЯХ ЧЕЛОВЕКА

С.Н. Сакало, А.Ю. Азархов

(Харьковский национальный университет радиоэлектроники)

Предлагается модель тепловых полей в тканях человека с использованием теории электрического поля. Проведен расчет теплового поля на поверхности кожи при наличии злокачественной опухоли в тканях человека на разной глубине.

глубинные температуры, ткани человека, злокачественные опухоли

Постановка проблемы. В организме постоянно происходят процессы аккумуляции и расходования энергии. При этом, учитывая к.п.д. процессов жизнедеятельности, в организме происходит постоянное выделение тепла, С другой стороны, организм находится в тепловом поле окружающей среды. В связи с этим система стабилизации температур является одной из главных систем регуляции. Главным, регулирующим температуру организма элементом, служит кровь. В одних органах происходит нагрев крови, в других – ее относительное остывание. Температура, как показатель, зависит от состояния практически всех органов и систем. Накопленный медициной опыт позволяет утверждать [1 – 3], что теплопродукция человека, его тепловой портрет, могут дать много ценной информации о функционировании различных систем организма.

До появления тепловидения в медицинской практике использовали, в основном четыре способа измерения температуры, в тех местах тела, которые сравнительно защищены от воздействия внешней среды. В настоящее время, возможности термометрической диагностики используются практически во всех разделах клинической медицины. Для некоторых заболеваний термография является единственным методом ранней диагностики [3].

Анализ литературы. Для некоторых заболеваний термография является единственным методом ранней диагностики. Например, ранняя диагностика варикозного расширения вен ног. Тепловидение является эффективным методом контроля динамики крови в капиллярах ног. Широкое распространение термометрия получила при ранней диагностике рака молочной железы [3]. Однако измерение поверхностных температур не позволяет детализировать структуру железы, а при небольших, глубокорасположенных узлах эффективность метода сводится к нулю. Более перспективным оказался метод радиотермометрии (РТМ-метод),

позволяющий определить изменение глубинной температуры тканей.

Теоретические основы использования РТМ-метода базируются на исследованиях французского ученого М. Gautherie, которые проводились в течение 16 лет [4]. Основываясь на клинических данных о 85000 пациентах, он ежегодно проводил изучение взаимосвязи между тепловыми аномалиями, физиологическими процессами, данными рентгеновского и гистологического исследований. Кроме того, с помощью термодатчиков, расположенных на конце иглы, измерялись температуры злокачественной опухоли молочной железы и окружающих тканей. РТМ-метод обладает уникальной способностью обнаруживать в первую очередь быстрорастущие опухоли.

В работе [5] показана перспективность РТМ-метода в диагностике мышечно-суставных расстройств шеи при цервикогенной головной боли. РТМ-метод используется в травматологии и ортопедии для скрининг-диагностики врожденной дисплазии тазобедренных суставов у детей и хронического посттравматического остеомиелита длинных трубчатых костей.

Безвредность и неинвазивность РТМ-метода определяет перспективы его применения в комбустиологии для дифференциальной диагностики ожогов IIIA-IIIБ степеней. В работе [7] продемонстрированы возможности РТМ-метода при диагностике заболеваний щитовидной железы.

Исследования глубинной температуры мозга у здоровых и лиц перенесших тромбоэмболию, инфаркты, инсульты мозга на разных стадиях патологического процесса, освещены в работе [8]. В работе [9] приведены результаты РТМ-исследований при остеохондрозах позвоночника с неврологическими проявлениями.

Для внедрения РТМ-метода в практическую медицину необходимо решить ряд научных и инженерных задач. Прежде всего, необходимо создать модель распределения температур внутри биологического объекта при различных патологиях. Модельные представления позволяют определить требования к аппаратуре и методике исследований.

Цель статьи. Рассмотреть модель распределения температур в тканях человека при наличии в ней точечного источника повышенной температуры.

Модель распределения температур. Рассмотрим физические и физиологические процессы, приводящие к образованию в биологической среде температурной аномалии, при этом будем считать что:

- новообразование представляет собой сферу радиусом r_0 расположенную далеко от поверхности кожи;
- сфера находится в однородной, с точки зрения теплофизических свойств, среде;
- повышение температуры сферы связано с процессами метаболизма;
- тепло в сфере выделяется с равномерной по объему удельной плотностью;
- теплопроводность внутри и вне сферы различна.

Рассмотрим аналогичную задачу на примере распределения электростатического поля. Электростатическая модель представляет собой диэлектрический шар радиусом r_0 , внутри и вне которого диэлектрическая постоянная равняется ϵ_1 и ϵ_2 соответственно. Напряженность электрического поля, по аналогии с проводящим шаром, имеющим зарядом Q , при $r \geq r_0$ равна [10]

$$E = \frac{Q}{4\pi\epsilon_2 r^2} = \frac{\rho r_0^3}{3\epsilon_2 r^2}, \quad (1)$$

где $r \geq r_0$ – текущий радиус.

Потенциал за пределами шара соответственно

$$\varphi = \frac{Q}{4\pi\epsilon_2 r} = \frac{\rho r_0^3}{3\epsilon_2 r}. \quad (2)$$

Напряженность электрического поля внутри шара равна

$$E = \frac{\rho r^2}{3\epsilon_1}, \quad (3)$$

а потенциал

$$\varphi = -\int E dr = -\frac{\rho r^2}{6\epsilon_1} + A. \quad (5)$$

Постоянная интегрирования может быть определена из условия непрерывности потенциала на границе сферы, т.е. при $r = r_0$.

Таким образом, из (1), (3) и (4) общее выражение для потенциала внутри и вне шара может быть записано в виде:

$$\varphi = \frac{\rho r_0^2}{3} \left(\frac{1}{\epsilon_2} + \frac{1}{2\epsilon_1} \right), \quad \text{для } r = 0; \quad (4)$$

$$\varphi = \frac{\rho r_0^2}{3} \left(\frac{1}{\epsilon_2} + \frac{1}{2\epsilon_1} \right) - \frac{\rho r^2}{6\epsilon_1}, \quad \text{для } 0 \leq r \leq r_0; \quad (5)$$

$$\varphi = \frac{\rho r_0^2}{2\epsilon_2 r}, \quad \text{для } r \geq r_0. \quad (6)$$

Для перехода к тепловой модели необходимо заменить потенциал на температуру ($\varphi \rightarrow T$), и соответственно заменить ϵ на λ .

Теоретическое распределение температур, в предположении, что температура сферы (опухоли) превышает температуру окружающей среды в функции от радиуса r для различных значений удельной теплопроводности, приведено на рис. 1.

Как видим, температура в центре опухоли увеличивается при уменьшении теплопроводности λ_1 .

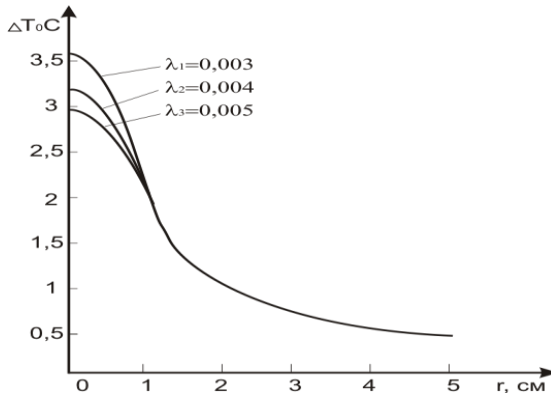


Рис. 1. Теоретическое распределение температур

Например, при радиусе опухоли $r_0 = 1$ см, удельном тепловыделении $\rho = 0,03$ Вт/см³, теплопроводности $\lambda_1 = \lambda_2 = 0,05$ Вт/(см К), получаем превышение температуры над окружающими тканями в центре опухоли на $+3^\circ$ С, а на границе опухоли – на $+2^\circ$ С. Эти значения сопоставимы с данными, полученными инвазивным путем.

Когда радиус опухоли сопоставим с расстоянием от ее центра к поверхности кожи, необходимо учитывать влияние теплофизических параметров кожи на распределение температур.

Проанализируем реальный случай, когда сфера опухоли расположена в среде с довольно высокой теплопроводностью и отделена от внешней среды с низкой теплопроводностью (воздуха) плоской границей. Эту задачу рассмотрим на электростатической модели, когда заряд Q сосредоточен в очень малом объеме и расположен на расстоянии a от плоской границы двух сред с различными диэлектрическими проницаемостями ϵ_2 и ϵ_3 , причем $\epsilon_2 \gg \epsilon_3$.

Для тепловой модели, при замене электростатических параметров на теплофизические, для данного случая получим

$$T(x, y) = \frac{r_0^3 \rho}{3\lambda_2} \left(\frac{1}{\sqrt{(x+a)^2 + y^2}} + \frac{\lambda_1 - \lambda_2}{\lambda_1 + \lambda_2} \frac{1}{\sqrt{(x-a)^2 + y^2}} \right). \quad (7)$$

Последнее выражение соответствует случаю, когда тепловыделение происходит в очень малом объеме в центре сферы (опухоли). Изотермы, рассчитанные согласно выражению (7) для источника тепла с нормированной мощностью при условии, что $\lambda_2 \gg \lambda_3$, приведены на рис. 2.

Решение задачи в полном виде (нагретый шар над границей распределения двух сред с разными теплопроводностями) вызывает значительные трудности расчетного характера.

Изотермы на поверхности кожи представлены на рис. 3.

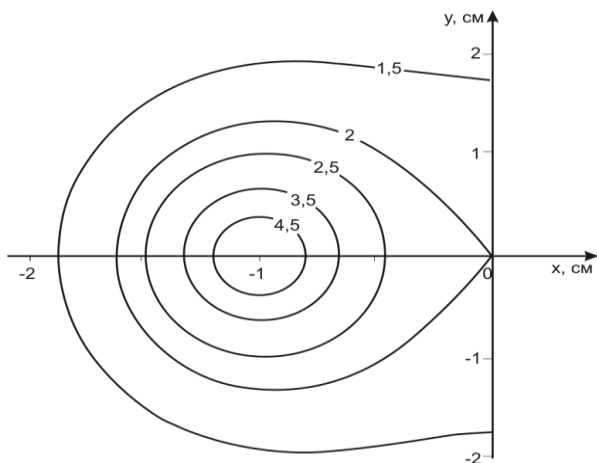


Рис. 2. Изотермы для источника тепла с нормированной мощностью

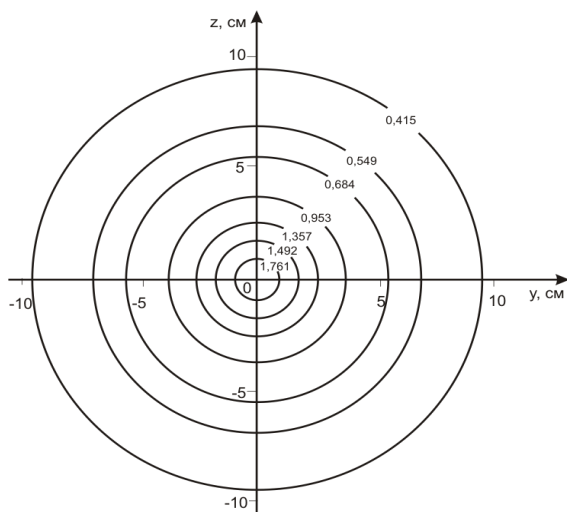


Рис. 3. Изотермы на поверхности кожи

Полученные кривые, рассчитанные при $r_0 = 1$ см, $a = 2$ см при тех же параметрах позволяют сделать вывод, что размеры «горячего» пятна на поверхности кожи, в зоне проекции опухоли всегда превышают диаметр опухоли, определенной из клинической практики пальпацией или рентгеном. Изменение теплопроводности опухоли влияет на «яркостную» температуру, регистрируемую аппликатором радиотермометра, и не влияет на температуру кожи. На яркостную температуру большее влияние оказывает теплопроводность окружающих опухоль тканей, главным образом теплопроводность тканей между опухолью и поверхностью кожи.

Выводы. Предложенная модель позволяет сделать следующие выводы:

- изменение теплопроводности внутри опухоли влияет на яркостную температуру и не влияет на температуру кожи;
- при неглубоком расположении опухоли ($a/r_0 \geq 2$) существенно влияние границы распределения биообъект - внешняя среда на повышение температуры между опухолью и кожей, что повышает яркостную температуру и содействует выявлению опухоли;
- в зоне проекции опухоли «горячее» пятно на поверхности кожи всегда превышает размер опухоли за счет «растекания» тепла вдоль границы распределения сред.

ЛИТЕРАТУРА

1. Мазурин В.Я. Медицинская термография. – Кишинев, 1984. – 287 с.
2. Поляков В.М., Шмаленок А.С. СВЧ-термография и перспективы ее развития. Применение в народном хозяйстве // *Обзоры по электронной технике. Сер. 1, Электроника СВЧ.* – 1991. – Вып. 8 (1640). – 68 с.
3. Рахлин В.Л., Алова С.Е. Радиотермометрия в диагностике патологии молочных желез, гениталий, предстательной железы и позвоночника. *Препринт № 253.* – Горький: НИРФИ, 1988. – 46 с.
4. Barrett A.H., Myers Ph.C. Subcutaneous Temperature: A method of Noninvasive Sensing // *Science, Nov. 14.* – 1975. – Vol. 190. – P. 669-671.
5. Гусейнов Т.Ю., Веснин С.Г. Микроволновая радиотермометрия в диагностике мышечно-суставных расстройств при цервикогенной головной боли // *Тезисы докладов Российской научно-практической конференции «Клинические и теоретические аспекты боли».* – М., 2001. – С. 28-29.
6. Колесов С.Н., Прахова Ж.В. Исследование радиояркостной температуры здорового человека в СВЧ диапазоне // *Теплорадиовидение в травматологии и ортопедии: Сб. науч. трудов ГНИИТО.* – Горький, 1988. – С. 129-136.
7. Густов А.В., Троицкий В.С., Цейтлина В.Н. Краниоцеребральная температура при сосудистых заболеваниях головного мозга по данным дециметровый радиотермометрии // *Тез. докл. Всесоюзн. конф. «Вопросы разработки и внедрения радиоэлектронных средств при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний».* – М., 1984. – С. 129.
8. Азин А.Л., Власов А.П., Мякотных В.С. Радиотермографическое изучение смерти мозга и церебральной ишемии // *Ишемия мозга: Междун. симп.: Санкт-Петербурга.* – СПб., 1997. – С. 214.
9. Колесов С.Н., Холодилов Н.Н. Результаты сопоставления данных СВЧ термометрии и тепловидения в клинике дискогенного пояснично-крестцового радикулита // *Тепловидение в медицине.* – Л., 1987. – Ч. II. – С. 124-128.
10. Матвеев А.Н. Электродинамика. – М.: Высш. шк., 1980. – 457 с.

Поступила 31.03.2006

Рецензент: кандидат технических наук, профессор А.И. Поворознюк,
Национальный технический университет «ХПИ», Харьков.