

ВОССТАНОВЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ИСТОЧНИКА ТЕПЛА В МЯГКИХ БИОТКАНЯХ ПО ИНФРАКРАСНЫМ ИЗОБРАЖЕНИЯМ ПОВЕРХНОСТИ КОЖИ

А.П. Иванов, В.В. Барун

Институт физики им. Б.И. Степанова НАН Беларуси, Минск, Беларусь

The relationship between real luminance of biotissue volume over spectral range of 2 to 6 μm and luminance of absolutely black body, having the same temperature as that of the skin surface, is considered for a heated region inside biotissue. The arising error in surface temperature measured by a thermal imager is determined to be due to volumetric radiation from the whole tissue. Approaches for retrieving characteristics of an internal heat source are proposed for various thermal physical and optical properties of the tissue.

Введение. Термографические методы на основе ИК изображений в настоящее время активно внедряются в медицинскую практику с целью диспансерных обследований, ранней диагностики заболеваний, при проведении клинических процедур и хирургических операций. Суть методов заключается в снятии тепловых изображений открытой поверхности биоткани пациента и вынесении заключения, например, о воспалительной патологии внутренних участков, протекающей с повышением температуры обследуемого органа, или о дистрофической патологии, когда температура понижена. Несмотря на очевидные достоинства такого подхода, одним из слабых мест в нем является то, что тепловые изображения снимаются только с поверхности биологических тканей. Изображения зашумлены тепловым влиянием слоя ткани, находящейся между обследуемым органом и тепловизором и, следовательно, лишь косвенно несут информацию о температурном режиме внутренних органов. Поэтому особую актуальность приобретают методы коррекции ИК изображений с целью их «очистки» и выделения информации о температуре и других параметрах представляющего интерес внутреннего участка ткани. Следует отметить, что не только температура, но и порождаемое ею свечение также несет независимую информацию о рассматриваемом участке тела. Поэтому представляет интерес рассмотреть широкий вопрос, связанный с восстановлением инфракрасных изображений внутренних участков биотканей.

Связь сигнала тепловизора с температурой поверхности кожи. При решении обратной задачи, т. е. при восстановлении параметров патологического участка ткани, источником информации является связь между температурой поверхности и теплофизическими и геометрическими характеристиками рассматриваемой системы. В экспериментальном плане информацию о температуре поверхности дает светимость поверхности кожи в ближней ИК области спектра, которая связывается с температурой формулой Планка. На самом деле светимость формируется излучением, поступающим с различных глубин, на которых температура, вследствие наличия теплового источника, разная. Это приводит к тому, что регистрируемая температура поверхности будет искажена, что, в свою очередь, приведет к дополнительным ошибкам при решении обратной задачи. Определим погрешность измеряемой температуры δT_0 . Для этого воспользуемся аналитическим решением задачи о распределении температуры в любой точке (r, z) цилиндрической системы координат в полубесконечной среде (имитирующей ткань кожи), содержащей точечный источник тепла [1, 2]. На поверхности ткани ($z = 0$) радиальное распределение прироста температуры, обусловленного источником,

$$DT(r, z = 0) = \frac{Q}{2pk} \int_0^r \frac{\exp(-pa) p J_0(pr)}{p + h} dp. \quad (1)$$

Здесь r - радиус-вектор точки наблюдения в плоскости $z = \text{const}$; a - глубина нахождения источника в ткани; Q - тепловая мощность источника; k и h - коэффициент теплопроводности кожи и параметр теплоотдачи на границе раздела кожа - окружающая среда; J_0 - функция Бесселя нулевого порядка. Можно показать, что точечный источник

приближенно эквивалентен сферическому, и при достаточно большом a его температура T_t и диаметр связаны соотношением

$$2pkT_t d = Q. \quad (2)$$

Оценим δT_0 при измерении тепловизором светимости в ближней ИК области (2 – 6 мкм). Если рассматривать ткань как черное тело с температурой при $r = 0$ равной $DT(0,0) + T_s$, то спектральная светимость будет

$$E_0(\lambda) = 3.75\lambda^{-5} \exp\{-1.44 \cdot 10^4 / [(\Delta T(0,0) + T_s)\lambda]\}, \quad (3)$$

где λ в мкм, T в К. В действительности светимость поверхности

$$E(\lambda) = 3.75\lambda^{-5} \int_0^a \exp\{-1.44 \cdot 10^4 / [(\Delta T(0,0) + T_s)\lambda]\} k(\lambda) \exp[-k(\lambda)y] dy. \quad (4)$$

Здесь $k(\lambda)$ – спектральный показатель поглощения ткани. Поскольку ткань на 70 – 90 % состоит из воды, а другие компоненты в рассматриваемой ИК области имеют существенно меньшую поглощательную способность, то можно использовать показатель поглощения воды [3] как показатель ткани. Рассеяние в среде на полтора – два порядка меньше, чем поглощение. Поэтому при записи (4) учитывается только поглощение.

В качестве детектора в тепловизорах часто используют диоды на основе барьеров Шоттки PtSi/Si_{1-x}Ge_x и PtSi/Si, спектральные чувствительности которых S_1 и S_2 приведены в [4]. При градуировке приборов относительно абсолютно черного тела связь между электрическим сигналом $\alpha_{1,2}$ и температурой T осуществляется по формуле

$$\alpha_{1,2} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E_0^*(\lambda) S_{1,2}(\lambda) d\lambda, \quad (5)$$

где $E_0^*(\lambda) = 3.75\lambda^{-5} \exp[-1.44 \cdot 10^4 / (T\lambda)]$. Для первого детектора интервал интегрирования 2 – 5 мкм, для второго 2 – 6 мкм. В общем случае, регистрируемый от кожи сигнал

$$\beta_{1,2} = \int_{\lambda_1}^{\lambda_2} E(\lambda) S_{1,2}(\lambda) d\lambda, \quad (8)$$

где $E(\lambda)$ описывается формулой (4). Введем характеристику

$$V_{1,2} = \beta_{1,2} / \alpha_{1,2}, \quad (9)$$

которая содержит информацию о том, насколько регистрируемый приемником сигнал в широком спектральном интервале искажает истинную температуру поверхности. Нетрудно показать, что при измерении тепловизором

$$\delta T_0 = 6.94 \cdot 10^{-4} A_{1,2}(T) T^2 (V_{1,2} - 1), \quad (10)$$

где

$$A_{1,2}(T) = \frac{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \lambda^{-5} \exp[-1.44 \cdot 10^4 / (T\lambda)] S_{1,2}(\lambda) d\lambda}{\int_{\lambda_1}^{\lambda_2} \lambda^{-6} \exp[-1.44 \cdot 10^4 / (T\lambda)] S_{1,2}(\lambda) d\lambda}. \quad (11)$$

Рисунок 1 иллюстрирует влияние погрешности измерения тепловизором температуры поверхности на результат определения температуры источника тепла. На нем построены при $r = 0$ зависимости превышения ΔT температуры поверхности кожи над нормальной от температуры источника для двух случаев: расчет по (1) и измерения ΔT_s по светимости с систематической ошибкой δT_0 . Под величиной T_t понимаем разность реальной температуры источника и нормальной температуры ткани. Видно, что если экспериментально измеренная температура соответствует величине A (детектор 1, $h = 0.8 \text{ см}^{-1}$), то, пользуясь прямой 4, будет определена температура T_t , соответствующая точке A^* . В действительности

надо ΔT уменьшить на δT_0 , т. е. перейти в точку B , которая будет соответствовать температуре источника в точке B^* . Таким образом, абсолютная погрешность, а точнее завышение температуры источника, будет ΔT_t . Очевидно, $\Delta T_t = \delta T_0 / [\Delta T(0,0)']$ есть величина постоянная. Здесь $\Delta T(0,0)'$ – производная от приращения температуры поверхности по температуре источника. Относительное завышение температуры источника есть переменная величина $\Delta T_t / T_t$. Полученные результаты следует иметь в виду при решении обратных задач.

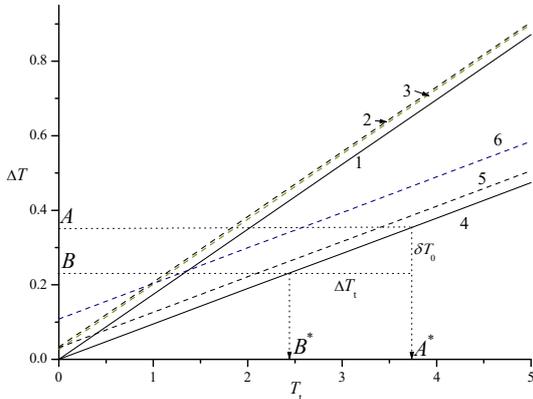


Рисунок 1 – Зависимость ΔT от T_t при измерении тепловизором. Сплошные линии – $-\Delta T(0,0)$, расчет по (2), прерывистые – ΔT_t , эксперимент по светимости. Цифры у кривых: 1, 2, 3 – $h = 0.2 \text{ см}^{-1}$; 4, 5, 6 – $h = 0.8 \text{ см}^{-1}$; 2 и 5 – детектор 1; 3 и 6 детектор 2

температуры на поверхности при разных a для наименьшего и наибольшего значений h . Взяты типичный коэффициент теплопроводности $\kappa = 0.0042 \text{ Вт/(см К)}$ и $Q = 0.1 \text{ Вт}$.

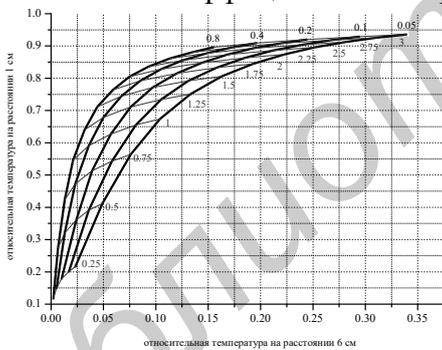


Рисунок 2 – Взаимосвязь относительных значений температуры при $r = 1$ и 6 см для определения a и h . Числа у конца тонких линий – значения a в см , у толстых – h в см^{-1}

О решении обратных задач. Согласно (1), по измеряемому на поверхности изменению температуры можно определить только три характеристики: отношение Q/κ , h и a . При постоянном r отношение $DT(r,0)/DT(0,0)$ для сферически симметричного источника является функцией только a и h биоткани. Построенные на рис. 2 номограммы позволяют по измеренным сигналам на двух расстояниях r определить указанные параметры. Когда известны теплофизические параметры, определяющие перенос тепла в ткани, то, измерив $DT(r,0)$ и используя (1), можно рассчитать Q/κ . В качестве примера, иллюстрирующего эту возможность, на рис. 3 представлены радиальные зависимости превышения

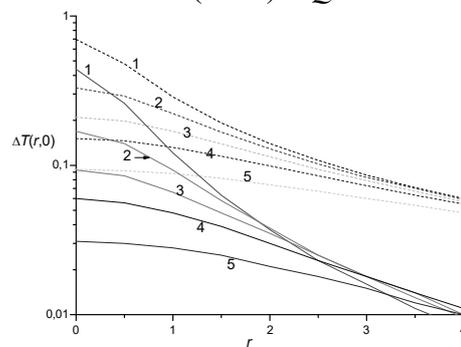


Рисунок 3 – Зависимость $\Delta T(r,0)$ от r при $Q/\kappa = 23.8 \text{ см К}$ и разных h и a . Сплошные линии – $h = 0.8 \text{ см}^{-1}$, прерывистые – 0.05 см^{-1} . Цифры у кривых: 1 – $a = 0.5 \text{ см}$, 2 – 1, 3 – 1.5, 4 – 2, 5 – 3

Литература

1. Карслоу, Г. Теплопроводность твердых тел / Г. Карслоу, Д.Егер. – Москва: Наука, 1964.
2. Draper, J. W. The calculation of skin temperature distributions in thermography / J.W.Draper, J.W.Boag // Phys. Med. Biol. – 1971. – V.16, P.201 – 211.
3. Hale, G.M. Optical constants of water in the 200-nm to 200- μm wavelength region / G.M.Hale, M.R.Querry // Appl. Opt. – 1973. – V.12. – P.555 – 563.
4. Maiti, С.К. Applications of silicon-germanium heterostructure devices / С.К.Maiti, G.A.Armstrong – Bristol and Philadelphia: Institute of Physics, 2001. – P. 339.