

Особенности применения спектроскопии диффузного отражения в задачах определения оптических свойств поверхностных биотканей

В. А. Фираго

Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь, e-mail: firago@bsu.by

Анализируется методика определения оптических свойств поверхностных биологических тканей, которые востребованы при оценке состояния артериальных сосудов их микроциркуляторного русла. Обсуждаются особенности регистрации спектрально-пространственных профилей локального диффузного отражения светового излучения тканью и определения ее спектральных показателей приведенного рассеяния и поглощения излучения путем составления функции невязки, варьирования этими двумя показателями и нахождения ее минимума методом Левенберга-Марквардта. Приводится расчетная модель формирования спектрально-пространственного профиля, используемого при формировании функции невязки, которая основана на диффузионном приближении процессов переноса светового излучения в рассеивающих средах

Ключевые слова: спектроскопия диффузного отражения; диффузионное приближение; биологические ткани; оптические свойства.

Peculiarities of application of diffuse reflection spectroscopy in problems of determination of optical properties of surface biotissues

V. A. Firago

Belarusian State University, Minsk, Belarus, e-mail: firago@bsu.by

The technique of determining the optical properties of surface biological tissues, which are in demand when assessing the state of arterial vessels of their microcirculatory channel, is analyzed. The paper discusses the peculiarities of registration of spectral-spatial profiles of local diffuse reflection of light radiation by a tissue and determination of its spectral indices of reduced scattering and absorption of radiation by compiling the residual function, varying these two indices and finding its minimum by the Levenberg-Marquardt method. A computational model of spectral-spatial profile formation used in the formation of the residual function is given, which is based on the diffusion approximation of light radiation transport processes in scattering media.

Keywords: diffuse reflectance spectroscopy; diffusion approximation; biological tissues; optical properties.

Введение

Спектроскопия диффузного отражения наиболее удобный неинвазивный метод определения оптических характеристик поверхностных тканей. Световое излучение в виде узкого пучка с диаметром менее 1 мм вводят в исследуемую точку ткани. Фотоны, попадая в ткань, многократно рассеиваются и поглощаются ее хромофорами. Поскольку кожа достаточно тонкая большинство фотонов проникает в подкожный слой ткани. Небольшая доля этих фотонов в результате процессов рассеяния выходит обратно из ткани. Регистрируя спектральную зависимость светимости поверхности ткани $M(\lambda, \rho)$ от расстояния ρ между точкой ввода излучения в ткань и точкой регистрации излучения, выходящего из ткани, можно определять

спектрально-пространственные профили локального диффузного отражения $R_m(\lambda, \rho)$ светового излучения исследуемой тканью [1] при применении градуированной спектральной аппаратуры [2, 3].

Регистрируемые профили $R_m(\lambda, \rho)$ определяются спектральными показателями приведенного рассеяния $\mu'_s(\lambda)$ и поглощения $\mu_a(\lambda)$ светового излучения живыми тканями. Причем, $\mu'_s(\lambda)$ определяется морфологией ткани (ее микрофизическими параметрами), которая напрямую влияет на пространственное распределение изменений показателя преломления излучения n_i тканью. Расчеты и экспериментальные измерения [1] показывают, что $\mu'_s(\lambda)$ биотканей монотонно уменьшается с ростом длины волны λ , что согласуется с выводами теории Ми. Показатель поглощения $\mu_a(\lambda)$, наоборот, слабо зависит от морфологии и формируется суммой показателей поглощения хромофоров, которые содержатся в тканях. Поэтому в зависимости $\mu_a(\lambda)$ проявляются полосы поглощения этих хромофоров, интенсивность которых можно использовать для определения их концентрации. Различия в поведении $\mu'_s(\lambda)$ и $\mu_a(\lambda)$ целесообразно использовать при формировании методики определения оптических свойств исследуемых тканей.

1. Особенности регистрации спектрально-пространственных профилей

Биологические ткани отличаются от мелкодисперсных рассеивающих материалов существенной неоднородностью структуры, обусловленной влиянием ее морфологии, индивидуальным распределением сосудов микроциркуляторного русла и вариациями концентрации основных хромофоров кожи и подкожных тканей. Это приводит к неоднородности их оптических свойств, что существенно усложняет методику регистрации спектрально-пространственных профилей $R_m(\lambda, \rho)$. Для оперативного выявления неоднородности ткани в исследуемой точке тела приходится применять регистрацию $R_m(\lambda, \rho)$ как минимум в двух направлениях, например при движении приемного зонда спектрофотометра влево и вправо от точки ввода излучения в ткань, т. е. регистрировать два профиля $R_{mL}(\lambda, \rho)$ и $R_{mR}(\lambda, \rho)$. В случае их несимметричности, приходится смещать точку ввода излучения в ткань, находя ее положение, обеспечивающее симметричность $R_{mL}(\lambda, \rho)$ и $R_{mR}(\lambda, \rho)$. Поэтому используемый компьютеризированный спектральный комплекс должен обеспечивать оперативную непрерывную визуализацию регистрируемых профилей, что существенно облегчает поиск однородного участка в исследуемой точке тела. При этом приходится оптимизировать диапазон используемых значений смещения ρ . Очевидно, что при исследовании оптических свойств тканей дистальной фаланги пальцев руки следует ограничивать диапазон используемых смещений ρ , поскольку при приближении зонда к суставу морфология ткани быстро меняется.

Выбор диапазона спектра, используемого при регистрации $R_{mL}(\lambda, \rho)$ и $R_{mR}(\lambda, \rho)$, определяется целью проводимых исследований. При необходимости определения гидратации ткани и параметров ее микроциркуляторного русла в точке исследования следует использовать видимую и ближнюю инфракрасную области спектра, в которой явно проявляются полосы поглощения излучения жидкой водой и гемоглобином, содержащимся в эритроцитах крови. При этом необходимо учитывать спектральные характеристики аппаратуры. В указанном диапазоне спек-

тра используются спектрометры на основе вогнутых отражательных дифракционных решеток и линеек кремниевых фотоприемников. Спектральная чувствительность этих спектрометров максимальна в области около 600 нм и существенно падает на коротковолновом и длинноволновом участках обсуждаемого диапазона. Также приходится учитывать поведение суммарного спектрального показателя поглощения ткани, который в видимой области спектра быстро нарастает при уменьшении длины волны. Поэтому отношение сигнал/шум регистрируемых профилей $R_{mL}(\lambda, \rho)$ и $R_{mR}(\lambda, \rho)$ в коротковолновом участке спектра при $\lambda < 490$ нм становится недостаточным. На длинноволновом крыле используемого диапазона спектра спектральная чувствительность светочувствительных элементов линеек кремниевых фотоприемников становится малой и отношение сигнал/шум снижается до недопустимого уровня. Поэтому оптимальным в рассматриваемом случае является регистрация $R_m(\lambda, \rho)$ в диапазоне от 490 до 1100 нм.

При определении других параметров, например объемной концентрации липидов в тканях лица можно использовать диапазон от 900 до 1800 нм, где присутствует более сильная их полоса поглощения по сравнению с полосой с максимумом 930 нм. Но в этом случае необходимо применять спектрометры на линейках фотоприемников на основе InGaAs.

Поскольку при минимизации функции невязки приходится использовать расчетную модель формирования $R_m(\lambda, \rho)$, основанную на диффузионном приближении [1], необходимо обеспечивать отсутствие непосредственного контакта зондов с кожными покровами в исследуемой точке тела. Также необходима градуировка используемой спектральной аппаратуры [1, 3], позволяющая правильно пересчитывать регистрируемые спектральные зависимости $V_m(\lambda_i, \rho_k) = D_s(\lambda_i, \rho_k)/\tau_k$, где $D_s(\lambda_i, \rho_k)$ – получаемые на выходе спектрометра цифровые отсчеты, τ_k – время экспозиции при заданном значении расстояния ρ_k , в локальный коэффициент диффузного отражения

$$R_m(\lambda_i, \rho_k) = \frac{\pi S_L(\lambda_{wm}) V_m(\lambda_i, \rho_k)}{\Phi_S(\lambda_{wm}) V_{Wn}(\lambda, \rho_0)}, \quad (1)$$

где $S_L(\lambda_{wm})$ – абсолютная спектральная чувствительность регистрирующего тракта аппаратуры по яркости излучения на длине волны λ_{wm} , которая соответствует максимуму спектральной чувствительности используемой аппаратуры [2, 3]; $\Phi_S(\lambda_{wm})$ – мощность светового потока, формируемого используемым источником светового излучения на торце излучающего зонда при $\lambda = \lambda_{wm}$, $V_{Wn}(\lambda, \rho_0)$ – нормирующая зависимость $V_{Wn}(\lambda, \rho_k) = V_W(\lambda, \rho_0)/\max[V_W(\lambda, \rho_0)]$ с максимумом, равным единице, где $V_W(\lambda, \rho_0)$ – спектр диффузного отражения референсного белого отражателя, например WS-2 фирмы Avantes.

2. Расчетная модель, используемая при минимизации функции невязки

Используемая расчетная модель формирования $R(\lambda, \rho)$ основана на диффузионном приближении процессов переноса светового излучения в полубесконечной конденсированной среде, в которой происходит многократное рассеяние фотонов

[4, 5]. Наличие аналитических выражений для расчета $R(\lambda, \rho_k)$ при введении в ткань излучения в виде узкого пучка света существенно упрощает алгоритмы определения минимума функции невязки, которые обеспечивают наилучшее совпадение $R(\lambda, \rho_k)$ с экспериментально полученным профилем $R_m(\lambda, \rho_k)$ при варьировании зависимостями $\mu'_s(\lambda)$ и $\mu_a(\lambda)$.

Как показали проведенные исследования, целесообразно использовать аппроксимацию монотонно изменяющейся зависимости приведенного показателя рассеяния биотканей $\mu'_s(\lambda)$ экспоненциально-степенной функцией

$$\mu'_s(\lambda) = \mu'_s(\lambda_0) \exp\left[1 - (\lambda/\lambda_0)^{m_\lambda}\right], \quad (2)$$

в которой используются два варьируемых параметра: значение функции $\mu'_s(\lambda_0)$ при λ_0 и показатель степени m_λ . Для однозначности получаемых в результате минимизации функции невязки параметров $\mu'_s(\lambda_0)$ и m_λ следует использовать фиксированное значение λ_0 , которое соответствует минимуму спектрального показателя поглощения ткани, т. е. около 700 нм.

Связь между $\mu'_s(\lambda)$ и $\mu_a(\lambda)$, описываемая диффузионным приближением, позволяет при задании варьируемых параметров $\mu'_s(\lambda_0)$ и m_λ определять с помощью функции численной двумерной интерполяции F_{2D} на неравномерной сетке отсчетов $R(\lambda_i, \rho_k)$, μ'^*_s варьируемые зависимости $\mu'^*_a(\lambda, \rho_k)$ [1]

$$\mu'^*_a(\lambda_i, \rho_k) = F_{2D}\left[R(\mu'_s, \mu_a, \rho_k), \mu'_s, \mu_a, R_m(\lambda_i, \rho_k), \mu'^*_s(\lambda_i)\right], \quad (3)$$

что позволяет сформировать варьируемую зависимость $R(\lambda_i, \rho_k)$ и проводить минимизацию функции невязки.

В докладе подробно рассматриваются особенности формирования функции невязки, обеспечивающие одинаковый вклад в результирующую невязку всех спектральных составляющих измеренного $R_m(\lambda_i, \rho_k)$ и моделируемого $R(\lambda_i, \rho_k)$ профилей, что повышает устойчивость получаемых решений в указанном диапазоне спектра.

Библиографические ссылки

1. Possibilities of Diffuse Reflectance Spectroscopy in Determining and Operational Control of the Optical Properties of Finely Dispersed Scattering Media. / O. Hotra [et al.] // *Electronics*. 2023, 12, P. 2893.
2. Investigation of the Possibility of Using Microspectrometers Based on CMOS Photodiode Arrays in Small-Sized Devices for Optical Diagnostics. / O. Hotra [et al.] // *Sensors*, 2022, Vol. 11, 4195. 22 p.
3. *Firago V. A.* Diffuse Reflectance Spectrophotometers Based on C12880MA and C11708MA Mini-Spectrometers Hamamatsu / V. A. Firago, N. V. Levkovich, K. I. Shuliko // *Devices and Methods of Measurements*, 2022, vol. 13, № 2, P. 50–59.
4. *Farrell T. J.* A diffusion theory model of spatially resolved, steady-state diffuse reflectance for the noninvasive determination of tissue optical properties in vivo / T. J. Farrell, M.-S. Patterson, B. C. Wilson // *Med. Phys.* 1992. V. 19. P. 881–888.
5. *Farrell T. J., Patterson M. S.* Experimental verification of the effect of refractive index mismatch on the light fluence in a turbid medium // *J. Biomed. Opt.* 2001. V. 6, № 4. P. 468–473.