

ИСКЛЮЧЕНИЕ ВЛИЯНИЯ ПАРАМЕТРОВ И ХАРАКТЕРИСТИК ИСПОЛЬЗУЕМОЙ СПЕКТРАЛЬНОЙ АППАРАТУРЫ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ОПТИЧЕСКИХ СВОЙСТВ БИОТКАНЕЙ

Белорусский государственный университет, Минск, Беларусь

Рассмотрены принципы исключения влияния параметров и характеристик спектральной аппаратуры на результаты определения оптических характеристик биообъектов. Оценены возможности самокалибрующего метода определения степени насыщения коры головного мозга кислородом, включающего регистрацию сигналов диффузного отражения на двух расстояниях: вправо и влево от точки ввода оптического излучения.

Практически все оптико–физические измерения относятся к классу косвенных, заключающихся в определении искомого значения физической величины на основании результатов прямых измерений других физических величин, функционально связанных с искомой величиной. При этом задача обработки информации в оптико–физических измерениях подразумевает не только установление функциональных связей между получаемой информацией и определяемой характеристикой, но и интерпретацию получаемой косвенной информации об исследуемом объекте (т. е. решение обратной задачи).

В связи с этим в задаче обработки данных оптико–физических измерений необходима разработка таких способов их обработки, которые позволили бы максимально исключить априорную информацию или допущения об исследуемом объекте, необходимость внесения поправок на фон и дрейф показаний приборов, влияния окружающей среды, или иначе, методов обработки, которые базируются на концепции “безаприорности”. Суть данной концепции касательно задачи интерпретации данных оптико–физических измерений заключается в минимальном использовании априорной информации или допущений об исследуемой среде, получении опорных (калибровочных) значений определяемых параметров без проведения дополнительных независимых измерений, решении проблемы калибровочных измерений (максимальном исключении влияния характеристик аппаратуры и параметров используемых физических процессов на результаты измерений).

Важное место в оптической диагностике биообъектов занимает спектроскопия диффузного отражения (ДО) с пространственным разрешением [1–3]. В методах спектроскопии ДО с пространственным разрешением на первом этапе определяют значения оптических параметров (ОП) ткани (спектральные показатели поглощения $\mu_a(\lambda)$ и приведенного рассеяния $\mu'_s(\lambda) = (1 - g)\mu_s(\lambda)$, где μ_s – показатель рассеяния, а g – средний косинус угла рассеяния) на длинах волн оптического зондирования путем сравнения экспериментальных и рассчитанных теоретически (в рамках модели переноса света в ткани) пространственных профилей обратного рассеяния (ОР) ткани (т. е. обратно рассеянных тканью световых потоков, регистрируемых на нескольких расстояниях от области ее облучения). При использовании диффузионного приближения достаточно однозначно удается определять спектральный показатель ослабления излучения $\mu_{\text{eff}}(\lambda) = \{3\mu_a(\lambda)[\mu'_s(\lambda) + \mu_a(\lambda)]\}^{1/2}$. Поэтому обязательно приходится решать задачу по разделению $\mu_{\text{eff}}(\lambda)$ на две составляющие $\mu_a(\lambda)$ и $\mu'_s(\lambda)$.

На втором этапе решается обратная задача по восстановлению структурно морфологических параметров (СМП) ткани из найденных спектральных значений ее ОП. Их спектральный показатель поглощения определяется локальным суммарным значением $\mu_a(\lambda)$ всех компонентов содержащихся в ней и слабо зависит от морфологии ткани. Показатель приведенного рассеяния $\mu'_s(\lambda)$ в основном определяется морфологией ткани, т. е. ее микрофизическими параметрами, которые формирует пространственное распределение изменений показателя преломления n_t ткани.

Следует также отметить, что известные методы анализа спектральных, пространственных профилей ОР биотканей либо не обеспечивают необходимой для практики точности,

либо требуют больших вычислительных затрат и поэтому исключают возможность оперативной количественной интерпретации экспериментальных данных. Повышение точности регистрируемых сигналов требует исключения калибровочных измерений, включающих знание аппаратных констант приемо-излучающих, измерительных блоков, влияния среды на результаты измерений. Принцип исключения данных влияний («бескалибровочности») предложен впервые в [4]. Развитие данного подхода с другой геометрией измерений получил в методе самокалибровки, предложенном в [5]. Идея основана на симметричных мультидистанционных измерениях: для получения спектральной зависимости $\mu_{\text{eff}}(\lambda_i)$ исследуемой ткани необходимо обеспечить не менее четырех измерений на каждой длине волны λ_i с применением двух источников и двух детекторов с симметричной конфигурацией.

В докладе анализируются возможности самокалибрующего метода определения степени насыщения коры головного мозга кислородом, основанного на регистрации сигналов диффузного отражения на двух расстояниях ρ_k , расположенных слева и справа от точки ввода широкополосного потока $\Phi_S(\lambda)$ оптического излучения. При моделировании процесса переноса излучения в коре головного мозга применяют диффузионную функцию Грина [2,3],

$$\phi(r) = \frac{\Phi_S}{4\pi D r} e^{-\mu_{\text{eff}} r}, \quad (1)$$

где $D = 1/[3(\mu'_s + \mu_a)]$ – диффузионная длина, на которой световое излучение ослабляется в e раз, $r = \sqrt{z_0^2 + \rho^2}$ – расстояние между эквивалентным изотропным источником излучения, расположенным под поверхностью среды, и точкой выхода излучения из нее, $z_0 = 3D = 1/(\mu'_s + \mu_a) \approx 1/\mu'_s$ – глубина размещения эквивалентного изотропного источника излучения, который моделирует рассеяние узкого пучка излучения, вводимого в ткань с помощью оптоволоконного зонда. Если не учитывать влияние границы раздела ткани и воздушной среды, что возможно при контакте оптоволоконных зондов с тканью (показатели преломления живых тканей и кварцевых оптоволокон различаются несильно, поэтому если плоскость площадки размещения излучателей и фотоприемников выполнена полностью из материала с показателем преломления около 1,4 и ее внешняя сторона поглощает полностью излучение, которое выходит из среды), можно записать выражение для усредненного показателя $\bar{\mu}_{\text{eff}}(\lambda_i)$ с учетом обстоятельства, что на практике используемые расстояния ρ_k будут всегда немного отличаться друг от друга,

$$\bar{\mu}_{\text{eff}}(\lambda_i) \approx \frac{1}{\rho_{GL} - \rho_{SL} + \rho_{GR} - \rho_{SR}} \ln \left(\frac{V_m(\lambda_i, \rho_{SL}) V_m(\lambda_i, \rho_{SR}) \rho_{SL} \rho_{SR}}{V_m(\lambda_i, \rho_{GL}) V_m(\lambda_i, \rho_{GR}) \rho_{GL} \rho_{GR}} \right), \quad (2)$$

где ρ_G и ρ_S – большее и меньшее из используемых расстояний (L относится к точкам, расположенным слева от излучающего зонда, а R – справа) между точками ввода излучения в ткань и точками регистрации выходящего из ткани диффузно рассеянного излучения. Глубина размещения эквивалентного изотропного источника излучения для живых тканей небольшая, поскольку $\mu'_s(\lambda)$ для них изменяется примерно от 5 см^{-1} при λ около 1000 нм до $15\text{-}20 \text{ см}^{-1}$ в области, соответствующей сине-зеленому цвету. Поэтому при $\rho > 20 \text{ мм}$ и соблюдении выше указанных условий можно использовать (2) для исследования сатурации гемоглобина крови коры головного мозга.

В докладе обсуждаются результаты, получаемые при использовании модели диффузионного приближения и самокалибрующегося метода для тканей руки. Приводятся соответствующие зависимости $\mu_{\text{effL}}^*(\lambda)$ и $\mu_{\text{effR}}^*(\lambda)$ для ткани в районе тенора ладони левой руки при использовании диффузионного приближения, а также зависимости $\mu_{\text{effR}}^{\text{SC}}(\lambda)$, $\mu_{\text{effL}}^{\text{SC}}(\lambda)$ и их усредненная зависимость $\bar{\mu}_{\text{eff}}^{\text{SC}}(\lambda)$, рассчитанные с использованием (2).

Показано, что при использовании модели диффузионного приближения спектральные показатели эффективного ослабления $\mu_{\text{effL}}^*(\lambda)$ и $\mu_{\text{effR}}^*(\lambda)$ определяются составляющими ткани на всем среднем пути, которые фотоны проходят в ткани между излучающим и приемным зондами. При использовании отношений регистрируемых спектральных зависимостей $V_m(\lambda_i, \rho_k)$ вклад кожных покровов в получаемые спектральные показатели $\mu_{\text{effR}}^{\text{SC}}(\lambda)$, $\mu_{\text{effL}}^{\text{SC}}(\lambda)$ и $\bar{\mu}_{\text{eff}}^{\text{SC}}(\lambda)$ небольшой, поскольку соответствующие зависимости сокращаются в процессе вычисления отношений в (2). Рассчитанные значения $\mu_{\text{effR}}^{\text{SC}}(\lambda)$, $\mu_{\text{effL}}^{\text{SC}}(\lambda)$ и $\bar{\mu}_{\text{eff}}^{\text{SC}}(\lambda)$ соответствуют спектральным показателям эффективного ослабления более глубоких слоев ткани на участке с длиной примерно $\rho_G - \rho_S$, что отмечается авторами [6]. Показывается, что зависимости, полученные самокалибрующимся методом $\mu_{\text{effR}}^{\text{SC}}(\lambda)$, $\mu_{\text{effL}}^{\text{SC}}(\lambda)$ и $\bar{\mu}_{\text{eff}}^{\text{SC}}(\lambda)$ в инфракрасной области спектра имеют меньший наклон, чем зависимости, получаемые с учетом диффузионной компоненты, т. е. по формулам (1). Это указывает на то, что при малых расстояниях, когда надо учитывать диффузионную компоненту, применение самокалибрующегося метода дает завышенные значения $\mu_{\text{eff}}^*(\lambda)$, т. е. его применение нецелесообразно. В настоящее время проблема учета диффузионной компоненты при небольших расстояниях между точкой ввода и точкой регистрации ρ_k в полной мере не решена.

Таким образом, при определении концентрации компонент рассеивающей среды требуется знание $\mu_a(\lambda)$, поэтому для адекватного решения рассматриваемой задачи нужно правильно разделять определяемую зависимость эффективного показателя ослабления светового излучения живой кровенаполненной тканью $\mu_{\text{eff}}(\lambda) = \sqrt{3\mu_a(\lambda)[\mu_a(\lambda) + \mu'_s(\lambda)]}$ на показатель приведенного (уменьшенного или редуцированного) рассеяния $\mu'_s(\lambda)$ и показатель поглощения $\mu_a(\lambda)$. Также на результаты определения сатурации гемоглобина крови коры головного мозга существенное влияние оказывает объемная концентрация воды и наклон показателя поглощения условно обескровленной ткани коры, что требует введения в измерительную аппаратуру блоков для их определения.

Список литературы

1. Лысенко С. А. Методы оптической диагностики биологических объектов. Минск: БГУ, 2014. 232 с.
2. Jacques S. Video reflectometry to specify optical properties of tissue in vivo / Proc. SPIE 10311, Medical Optical Tomography: Functional Imaging and Monitoring, (5 August 1993). P. 103110D-1-103110D-16; doi: 10.1117/12.2283758.
3. Doornbos R, Lang R., Aadlers M., Cross F. The determination of in vivo human tissue optical properties and absolute chromophore concentrations using spatially resolved steady-state diffuse reflectance spectroscopy // Physics in Medicine and Biology. 1999, Vol. 44, No 4. P. 967-981.
4. Кугейко М. М. О «бескалибровочных» оптико-физических измерениях. Измерительная техника. 1997, №9. С.35–38.
5. Hueber D. M; Fantini S; Cerussi A. E.; Barbieri B. B. New optical probe designs for absolute (selfcalibrating) NIR tissue hemoglobin measurements. In Optical Tomography and Spectroscopy of Tissue III; International Society for Optics and Photonics: San Jose, CA, USA, 1999; Volume 3597, pp. 618–631.
6. Sassaroli, A., Blaney, G., Fantini, S. Dual-slope method for enhanced depth sensitivity in diffuse optical spectroscopy. J. Opt. Soc. Am. 2019. A 36, 1743– 1761.