

УДК 551.508

СРАВНИТЕЛЬНЫЙ АНАЛИЗ МЕТОДОВ СПЕКТРОСКОПИИ ДИФФУЗНОГО ОТРАЖЕНИЯ БИОТКАНИ

С.А. ЛЫСЕНКО, М.М. КУГЕЙКО, В.А. ФИРАГО

Белорусский государственный университет, пр-т Независимости 4, 220030, Минск, Беларусь

Аннотация. Проведен сравнительный анализ методов спектроскопии диффузного отражения биоткани. Показано, совместная обработка спектральных и пространственных характеристик обратного рассеяния ткани позволяет 2–3 раза уменьшить погрешность восстановления оптических параметров ткани по сравнению результатами их восстановления только из спектральных или только из пространственных характеристик обратного рассеяния.

Ключевые слова: спектроскопия диффузного отражения, биоткани, спектральные и пространственные характеристики, оптические параметры

COMPARATIVE ANALYSIS OF THE METHODS OF DIFFUSE REFLECTION SPECTROSCOPY OF A BIOTAIL

S.A. LYSENKO, M.M. KUGEYKO, V.A. FIRAGO

Belarusian State University, Nezalezhnosti Ave. 4, 220030, Minsk, Belarus

Annotation. A comparative analysis of the methods of diffuse reflection spectroscopy has been carried out. It is shown that joint processing of the spectral and spatial characteristics of backscattering of a tissue makes it possible to reduce the error in reconstructing the optical parameters of a tissue by a factor of 2–3 compared to the results of their reconstruction only from spectral or only from spatial backscattering characteristics.

Keywords: diffuse reflectance spectroscopy, biological tissues, spectral and spatial characteristics, optical parameters.

Введение

Биомедицинская оптика является одной из наиболее быстро развивающихся областей науки и техники. Неразрушающая природа света, используемого для исследования и детектирования аномалий в тканях человека, делает ее весьма привлекательной для разработки новых неинвазивных диагностических методов. Среди них наиболее простыми в реализации и безопасными для здоровья пациента являются методы спектроскопии диффузного отражения (ДО) [1–7]. Исходной информацией в них являются спектральные коэффициенты диффузного отражения (КДО) ткани, измеряемые с использованием спектрофотометра с интегрирующей сферой, или спектрально-пространственные характеристики поля, обратно рассеянного тканью излучения (спектроскопия с пространственным разрешением), измеряемые на основе оптоволоконной техники с пространственным разнесением каналов посылки и регистрации оптического излучения. Детектируемые сигналы, являясь суперпозицией рассеяния и поглощения ткани, несут информацию о ее структурно-морфологических параметрах (СМП) – концентрациях оптически-активных хромофоров (оксигемоглобин, дезоксигемоглобин, меланин, билирубин и др.), концентрациях и размере эффективных рассеивателей ткани.

В методах спектроскопии ДО с пространственным разрешением [7,8] задача количественной оценки СМП ткани решается в два этапа. На первом этапе определяют значения оптических параметров (ОП) ткани (коэффициента поглощения k и транспортного коэффициента рассеяния $\beta' = (1 - g)\beta$, где β – коэффициент рассеяния, g – фактор анизотропии 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). На втором этапе решается обратная задача по восстановлению СМП ткани из найденных спектральных значений ее ОП. Таким образом, спектральные и пространственные характеристики ОР ткани рассматриваются независимо друг от друга. Между тем, известно, что спектральные зависимости ОП ткани можно описать при помощи сравнительно небольшого количества свободных параметров, поэтому оптические, а значит и структурно-морфологические параметры ткани, можно определять с более высокой точностью (и это будет показано в дальнейшем) на основе одновременной обработки пространственных и спектральных характеристик ее ОР. Следует также отметить, что известные методы анализа 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.

Анализ методов определения оптических параметров ткани из сигналов обратного рассеяния

В работах [8–11] предложены регрессионные методы решения обратных задач оптического зондирования светорассеивающих сред, заключающиеся в определении параметров исследуемой среды на основе аналитических выражений, аппроксимирующих связи искоемых параметров среды с измеряемыми в эксперименте оптическими сигналами. Эти выражения получают путем регрессионного анализа результатов статистического моделирования оптических сигналов при широкой вариации параметров среды. Важным достоинством такого подхода к интерпретации данных оптического зондирования является возможность восстановления параметров среды в режиме реального времени без привлечения для этого априорной информации (если реальные значения параметров среды не выходят за пределы выборки, используемой для получения статистического оператора решения обратной задачи). Кроме того, он позволяет получить представление о потенциальной точности восстановления искоемых параметров с учетом особенностей реальной аппаратуры и имеющейся априорной информации, исследовать влияние количества и точности оптических измерений на устойчивость решения обратной задачи; дает возможность определять параметры среды в тех случаях, когда объем экспериментальных данных не достаточен для использования строгих математических методов решения некорректных обратных задач.

В большинстве известных методов спектроскопии ДО для доставки излучения на исследуемый объект и сбора обратно рассеянного им светового потока используются оптические волокна. В принципе измерения могут выполняться на базе коммерчески доступных спектрометрических устройств – широкополосного источника излучения, соединенной с оптическим волокном для доставки излучения на объект, и многоканального спектрометра, соединенного с оптическими волокнами для приема рассеянного объектом излучения с различных расстояний от области облучения. Однако возможны и другие варианты реализации измерительного устройства. Общая схема устройства для спектральных измерений сигналов обратного рассеяния с пространственным разрешением приведена на рис. 1 [9].

Источник света I может быть выполнен на основе широкополосного излучателя, например, белого светодиода или лампы, или на основе набора узкополосных излучателей, например лазерных или светодиодных источников. В качестве устройств спектральной селекции 2 и $2'$ могут использоваться спектрометр, монохроматор, перестраиваемый оптический фильтр или набор интерференционных светофильтров, которые могут располагаться в канале посылки зондирующего излучения или в канале регистрации рассеянного объектом излучения. Фотоприемное устройство 5 может быть выполнено на основе фотодиодов или ПЗС-матрицы. Свет от источника излучения I , пропущенный через устройство спектральной селекции 2 , поступает в оптоволоконный зонд 3 , который подводит его к исследуемому объекту 4 . Рассеянное объектом излучение попадает в светопринимающие волокна 8 , подводящие его к устройству спектральной селекции $2'$, связанному с

фотоприемным устройством 5. Сигналы с фотоприемного устройства передаются на блок обработки измерительной информации 6, выполняющий их количественный анализ с целью определения параметров объекта.

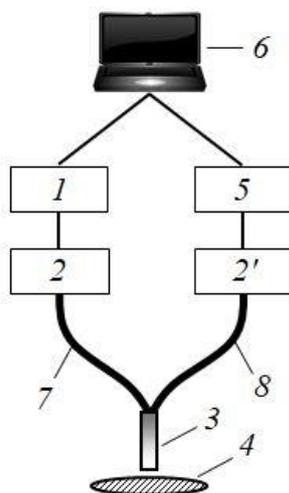


Рис.1. Блок-схема устройства для спектральных измерений сигналов обратного рассеяния. 1 – источник света, 2 и 2' – устройства спектральной селекции, 3 – оптоволоконный зонд, 4 – исследуемый объект, 7 – светоподводящие волокна, светопринимающие волокна, 5 – фотоприемное устройство, 6 – блок управления источником света и обработки измерительной информации

Как уже отмечалось выше, известные методы спектроскопии ДО основаны на раздельной интерпретации спектральных и пространственных характеристик ОР ткани. В большинстве случаев измерения рассеянного тканью излучения выполняют на одном фиксированном расстоянии от области облучения, а СМП ткани определяют на основе анализа спектрального сигнала $P(\lambda)$, скорректированного на аппаратную функцию на основе аналогичных измерений для калибровочного образца с известными оптическими параметрами [2, 3]. В тех случаях, когда измерения обратно рассеянного тканью излучения выполняются с пространственным разрешением, обратная задача решается в два этапа. Первоначально для каждого спектрального участка по соответствующему ему радиальному профилю ОР определяют ОП ткани [4, 12, 13]. Далее из найденных спектральных значений ОП ткани восстанавливают ее СМП. Предлагаемый в [8,9] метод основан на одновременной обработке спектральных и пространственных характеристиках ОР ткани. О том, какой выигрыш в точности определения ОП ткани это позволяет получить по сравнению с использованием для этого только спектральных или только пространственных характеристик ОР, можно судить по соответствующим погрешностям восстановления k и β' , приведенным в таблице 1.

Данные погрешности получены нами на основе замкнутых численных экспериментов с использованием установленных регрессионных соотношений [9]. В первом случае параметры $k(\lambda_n)$ и $\beta'(\lambda_n)$ на $\lambda_n = 514$ и 633 нм восстанавливались из спектральных сигналов $P(\lambda)$ (26 значений λ из диапазона 450–700 нм), соответствующих единичной аппаратной функции. При этом для восстановления параметра β' использовался спектральный сигнал $P(\lambda)$ для ближайшего к области облучения ткани принимающего волокна ($L = 0,23$ мм), а для параметра k – сигнал, соответствующий наиболее удаленному каналу регистрации рассеянного излучения ($L = 1,15$ мм). Это связано с тем, что чувствительность сигналов $P(\lambda)$ к малым изменениям коэффициента поглощения среды повышается с увеличением эффективного пути, проходимого светом от источника к приемнику. Для определения же коэффициента рассеяния среды, напротив, более предпочтительно минимизировать базу между источником и приемником излучения, для того, чтобы регистрируемые сигналы в наименьшей степени были подвержены влиянию поглощательной способности среды. Во втором случае для восстановления $k(\lambda_n)$ и $\beta'(\lambda_n)$ использовались пространственные сигналы $P(L) = P(L, \lambda = \lambda_n)$, соответствующие длине

волны λ_n и $L = 0,23; 0,46; 0,69; 0,92; 1,15$ мм. И, наконец, в третьем случае для восстановления ОП использовались спектрально-пространственные сигналы $P(L, \lambda)$ для пяти расстояний от области облучения и 26 значений λ из диапазона 450–700 нм.

Таблица 1. Средние погрешности восстановления ОП из спектральных $P(\lambda)$, пространственных $P(L)$ и спектрально-пространственных $P(L, \lambda)$ отсчетов сигнала обратного рассеяния

| λ , нм | $P(\lambda)$ | | $P(L)$ | | $P(L, \lambda)$ | |
|----------------|----------------|--------------------|----------------|--------------------|-----------------|--------------------|
| | δk , % | $\delta\beta'$, % | δk , % | $\delta\beta'$, % | δk , % | $\delta\beta'$, % |
| 514 | 9,5 | 9,3 | 8,4 | 7,7 | 3,1 | 3,5 |
| 633 | 15,5 | 8,3 | 15,6 | 5,8 | 7,1 | 3,5 |

Из результатов, представленных в таблице 1, видно, что совместная обработка спектральных и пространственных характеристик ОР ткани позволяет 2–3 раза уменьшить погрешность восстановления ОП ткани по сравнению результатами их восстановления только из спектральных или только из пространственных характеристик ОР.

Список литературы

1. D. Yudovsky, L. Pilon. Retrieving skin properties from in vivo spectral reflectance measurements. J. Biophotonics. 2011. Vol. 4, № 5. – P. 305–314.
2. G. Zonios [et. al.]. Diffuse reflectance spectroscopy of human adenomatous colon polyps in vivo. Appl. Opt. – 1999. – Vol. 38, № 31. – P. 6628–6637.
3. M. Johns, C.A. Giller, H. Liu. Determination of hemoglobin oxygen saturation from turbid media using reflectance spectroscopy with small source-detector separation. Appl. Spectroscopy. – 2001. – Vol. 55, № 12. – P. 1686–1694.
4. Y. Zhou [et. al.]. Fiber-optic probe for noninvasive real-time determination of tissue optical properties at multiple wavelengths. Appl. Opt. 2001. Vol. 40, № 7. P. 1155–1164.
5. N. Ghosh [et. al.]. Measurement of optical transport properties of normal and malignant human breast tissue. Appl. Opt. 2001. Vol. 40, № 1. P. 176–184.
6. P. R. Bargo [et. al.]. In vivo determination of optical properties of normal and tumor tissue with white light reflectance and an empirical light transport model during endoscopy. J. Biomed. Opt. – 2005. – Vol. 10, № 3. – P. 034018-1–15.
7. G. M. Palmer, N. Ramanujam. Monte Carlo-based inverse model for calculating tissue optical properties. Part I: Theory and validation on synthetic phantoms. Appl. Opt. – 2006. – Vol. 45, № 5. – P. 1062–1071.
8. М. М. Кугейко, С. А. Лысенко. Лазерная спектрофелометрия аэродисперсных сред. Минск: БГУ, 2012. 208 с.
9. С. А. Лысенко. Методы оптической диагностики биологических объектов. Минск: БГУ, 2014. 231 с.
10. С. А. Лысенко, М. М. Кугейко, В. А. Фираго, А. Н. Собчук. Неинвазивный экспресс-анализ содержания гемоглобинов в крови с использованием оптоволоконного спектрофотометра. Журнал прикладной спектроскопии. 2014. Т. 81, № 1. С. 128–136.
11. С. А. Лысенко, М. М. Кугейко, В. А. Фираго, А. Н. Собчук. Аналитическая модель спектра диффузного отражения кожной ткани. Квантовая электроника. 2014. Т. 44, № 1. С. 69–75.
12. Y. Zhou [et. al.]. An integrated fiber-optic probe combined with support vector regression for fast estimation of optical properties of turbid media. Anal. Chim. Acta. 2015. Vol. 880. P. 122–129.
13. B. Aernouts [et. al.]. Estimation of bulk optical properties of turbid media from hyperspectral scatter imaging measurements: metamodelling approach. Opt. Express. 2015. – Vol. 23, №. 20. – P. 26049–26063.