

ОПТИКА И СПЕКТРОСКОПИЯ В БИОФИЗИКЕ И МЕДИЦИНЕ

УДК 535.535.36:535.341:535.361

ОПТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ БРЮШИНЫ В СПЕКТРАЛЬНОМ ДИАПАЗОНЕ 350–2500 нм

© 2016 г. А. Н. Башкатов^{*,**}, Э. А. Генина^{*,**}, М. Д. Козинцева^{*}, В. И. Кочубей^{*},
С. Ю. Городков^{***}, В. В. Тучин^{****,*****}

^{*} Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012 Саратов, Россия

^{**} Томский государственный университет, 634050 Томск, Россия

^{***} Саратовский государственный медицинский университет им. В.И. Разумовского, 410012 Саратов, Россия

^{****} Институт проблем точной механики и управления РАН, 410028 Саратов, Россия

E-mail: a.n.bashkatov@mail.ru

Поступила в редакцию 07.08.2015 г.

Впервые в широком диапазоне длин волн (350–2500 нм) экспериментально исследованы оптические характеристики биологических тканей передней брюшной стенки лабораторных крыс. Эксперименты выполнены *in vitro* на спектрофотометре LAMBDA 950 (PerkinElmer, США). На основе экспериментально измеренных спектров диффузного отражения, полного и коллимированного пропускания с помощью инверсного метода Монте-Карло восстановлены спектральные зависимости для коэффициентов рассеяния и поглощения, а также фактора анизотропии рассеяния биоткани.

DOI: 10.7868/S0030403416010050

ВВЕДЕНИЕ

Знание оптических характеристик биотканей является одним из ключевых моментов при разработке математических моделей, адекватно описывающих распространение света в биотканях, что является принципиально важным для развития новых оптических методов, используемых в различных областях биологии и медицины. Однако, несмотря на значительное число работ [1–5], посвященных определению оптических параметров биотканей, оптические свойства многих биотканей в широком диапазоне длин волн остаются в настоящее время недостаточно изученными. Хотя именно анализ поглощения биотканями излучения видимого и ближнего ИК спектральных диапазонов имеет принципиальное значение для развития методов оптической диагностики, фотодинамической и фототермической терапии различных заболеваний.

Брюшина представляет собой серозную оболочку, выстилающую стенки живота и покрывающую органы, находящиеся внутри него. Пристеночная или париетальная брюшина плотно прилежит изнутри к мышцам передней брюшной стенки, диафрагме, костям таза. Основным элементом брюшины является соединительнотканная основа и покрывающий ее слой мезотелиальных клеток (плоский эпителий), образующий серозный слой брюшины. Заболевания брюшины имеют важное клиническое значение. Среди них спаечная болезнь, перитониты различного гене-

за, онкологические заболевания (перитониеальный лейомиоматоз, карциноматоз, мезотелиома). Таким образом, исследование оптических свойств брюшины целесообразно как с точки зрения создания новых диагностических подходов к заболеваниям органов брюшной полости и самой брюшины, так и для их лечения методами лазерной терапии и хирургии.

Целью настоящего исследования является определение рассеивающих и поглощающих характеристик биологических тканей передней брюшной стенки лабораторных крыс в спектральном диапазоне 350–2500 нм.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Эксперименты были выполнены на самцах белых аутбредных лабораторных крыс, масса которых в среднем составляла 150–200 г. Материалом для исследования послужили 13 образцов ткани слизистой/подслизистой оболочки париетальной брюшины, 10 образцов мышцы передней брюшной стенки и 14 образцов ткани париетальной брюшины с подлежащими мышцами передней брюшной стенки. Непосредственно после биопсии образцы ткани помещались в 0.9%-ный водный раствор NaCl и хранились в нем до проведения спектральных измерений в течение 3–4 ч при температуре около 4°C. Площадь образцов составила в среднем 7.6 ± 0.5 см². Для измерения толщины образцы помещались между двумя пред-

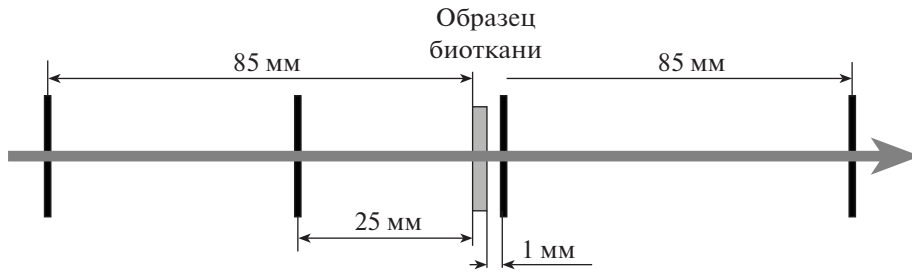


Рис. 1. Схема приставки для измерения коллимированного пропускания образцов биоткани.

метными стеклами и измерения выполнялись микрометром в нескольких точках образца. Погрешность каждого измерения ± 5 мкм. Толщина экспериментальных образцов варьировала от 0.5 до 3 мм и в среднем составляла 0.56 ± 0.33 мм для ткани париетальной брюшины, 1.11 ± 0.53 мм для мышечного слоя и 1.89 ± 0.95 мм для цельной ткани.

Измерения диффузионного отражения, полного и коллимированного пропусканий проводились на спектрофотометре LAMBDA 950 (Perkin-Elmer, США) с интегрирующей сферой в спектральном диапазоне 350–2500 нм при комнатной температуре порядка 20°C. В качестве источника излучения использовалась галогенная лампа накаливания. Размеры падающего на образец пучка света составляли при измерении полного пропускания 2×4 мм, при измерении диффузионного отражения 2×2 мм, при измерении коллимированного пропускания 2×4 мм. Скорость сканирования 5 нм/с. При проведении экспериментов образцы биоткани закреплялись между двумя предметными стеклами. Для измерения коллимированного пропускания использовалась специально разработанная приставка, состоящая из фиксатора, в котором закреплялся исследуемый образец биоткани и системы из четырех диафрагм (рис. 1).

Для обработки результатов экспериментов и определения оптических параметров ткани брюшины использовался комбинированный метод, на первом этапе которого данные измерений обрабатывались с помощью инверсного метода добавления-удвоения (ИДУ) [6]. Затем полученные значения оптических параметров: коэффициентов поглощения (μ_a), рассеяния (μ_s) и фактора анизотропии рассеяния (g) уточнялись с помощью инверсного метода Монте-Карло посредством минимизации целевой функции:

$$F(\mu_a, \mu_s, g) = (R_d^{\text{exp}} - R_d^{\text{calc}}(\mu_a, \mu_s, g))^2 + (T_c^{\text{exp}} - T_c^{\text{calc}}(\mu_a, \mu_s, g))^2 + (T_t^{\text{exp}} - T_t^{\text{calc}}(\mu_a, \mu_s, g))^2,$$

с граничными условиями $0 \leq g \leq 0.99$. Здесь R_d^{exp} , T_t^{exp} , T_c^{exp} , R_d^{calc} , T_t^{calc} , T_c^{calc} – экспериментально измеренные и теоретически рассчитанные методом Монте-Карло [7], с учетом геометрии исследуемой среды и эксперимента, значения коэффициентов диффузного отражения, полного и коллимированного пропусканий. В качестве минимизационной процедуры использовался симплекс-метод Нелдера–Мида, подробно описанный в работе [8]. Итерационная процедура продолжалась до согласования измеренных и расчетных данных с заданной точностью ($< 0.1\%$). На рис. 2 представлена блок-схема данного метода.

Задание начальных значений μ_a , μ_s и g выполнялось с помощью решения следующей системы уравнений [6] с использованием экспериментально измеренных значений R_d , T_t , и T_c :

$$\frac{\mu'_s}{\mu_a + \mu'_s} = \begin{cases} 1 - \left(\frac{1 - 4R_d - T_t}{1 - T_t} \right)^2, & \text{если } \frac{R_d}{1 - T_t} < 0.1 \\ 1 - \frac{4}{9} \left(\frac{1 - R_d - T_t}{1 - T_t} \right)^2, & \text{если } \frac{R_d}{1 - T_t} \geq 0.1, \end{cases} \quad (1)$$

$$(\mu_a + \mu'_s)l = \begin{cases} -\frac{\ln T_t \ln(0.05)}{\ln R_d}, & \text{если } R_d \leq 0.1 \\ 2^{1+5(R_d+T_t)}, & \text{если } R_d > 0.1, \end{cases} \quad (2)$$

$$\mu_t = -\ln(T_c)/l. \quad (3)$$

Здесь $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – коэффициент ослабления (1/см), $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ – транспортный коэффициент рассеяния (1/см) и l – толщина измеряемого образца биоткани (см).

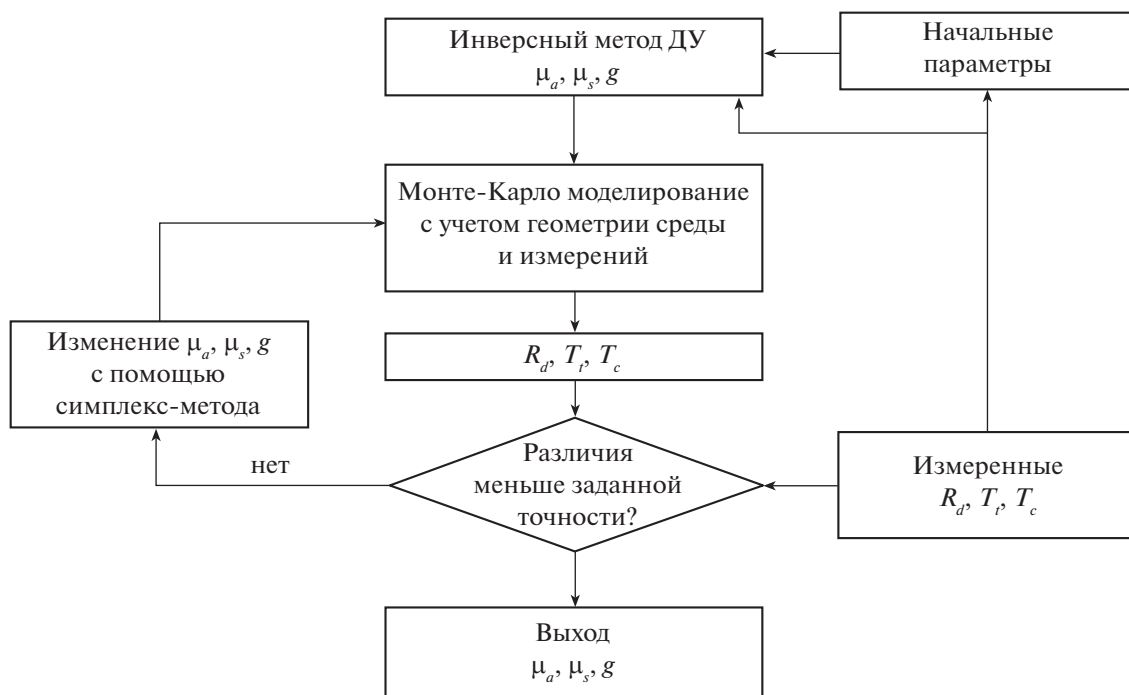


Рис. 2. Блок-схема инверсного метода Монте-Карло для определения оптических параметров биотканей.

Помимо этого в блоке начальных параметров задавались геометрия образца и схемы измерений, параметры интегрирующей сферы и т.д. После введения начальных параметров выполнялась обработка экспериментальных данных с помощью инверсного метода “добавления–удвоения”, основное назначение которого в получении более точного начального приближения. Поскольку основным недостатком инверсного ме-

тода Монте-Карло являются большие затраты машинного времени, то использование на первом этапе ИДУ позволяет существенно его минимизировать и выполнять расчет оптических параметров биотканей в течение достаточно короткого временного интервала.

На следующем этапе выполнялось Монте-Карло-моделирование коэффициентов диффузного отражения и коэффициентов полного и коллимированного пропусканий, учитывающее реальную геометрию образца биоткани и схемы измерений, и сравнение рассчитанных значений с экспериментально измеренными значениями R_d , T_t , и T_c . В случае достижения заданной точности процесс прекращался, и выполнялась запись в файл рассчитанных значений μ_a , μ_s , g . Если различия между экспериментально измеренными и теоретически рассчитанными значениями R_d , T_t , и T_c были больше, чем изначально заданная расчетная точность, то с помощью симплекс-метода выполнялась модификация значений μ_a , μ_s , g , и процесс повторялся до достижения заданной точности согласования экспериментальных и рассчитанных значений R_d , T_t , и T_c .

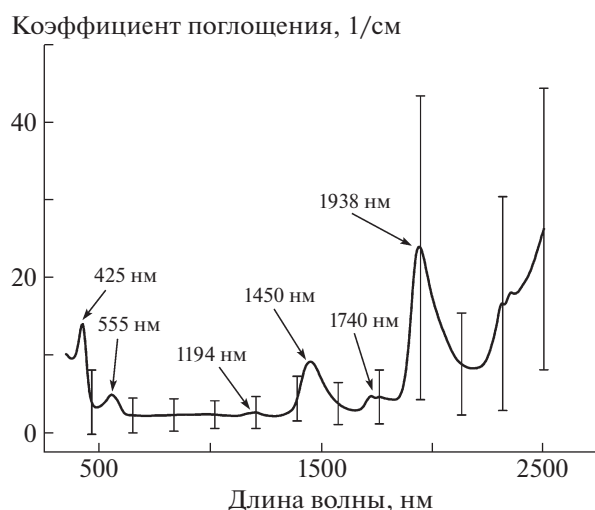


Рис. 3. Спектр коэффициента поглощения слизистой/подслизистой оболочки париетальной брюшины крысы.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 3–6 показаны спектральные зависимости для коэффициентов поглощения, транс-



Рис. 4. Транспортный коэффициент рассеяния париетальной брюшины: 1 – экспериментальные данные, 2 – аппроксимация функцией $\mu'_s(\lambda) = 3.539 \times 10^{10} \lambda^{-3.531} + 28.422 \lambda^{-0.124}$.

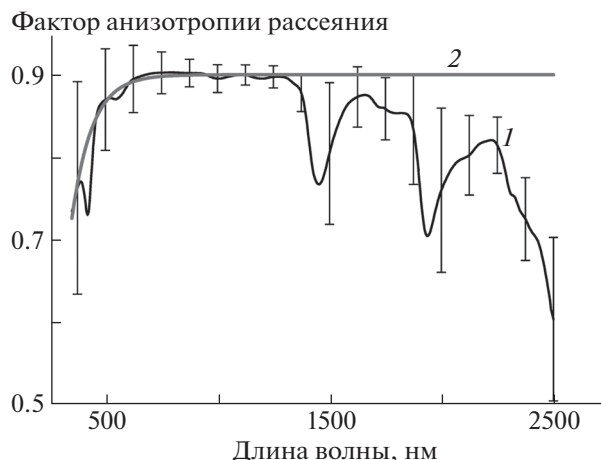


Рис. 6. Спектральная зависимость фактора анизотропии рассеяния париетальной брюшины крысы: 1 – экспериментальные данные, 2 – аппроксимация функцией $g(\lambda) = 0.707 + 0.195 \left(1 - \exp\left(-\frac{\lambda - 340.116}{90.4}\right) \right)$.

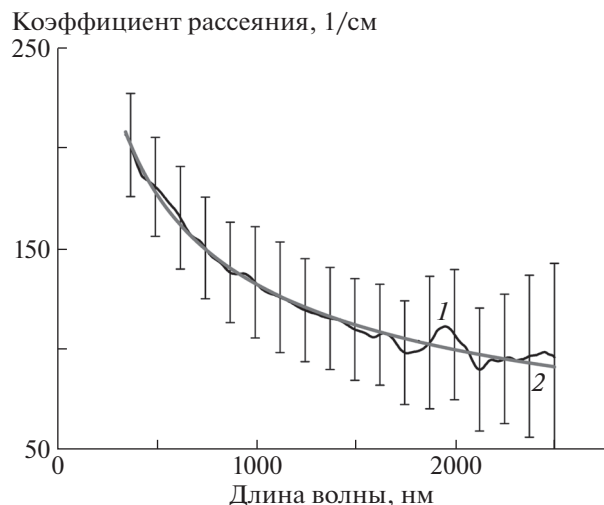


Рис. 5. Спектр коэффициента рассеяния слизистой/подслизистой оболочки ткани брюшины: 1 – экспериментальные данные, 2 – аппроксимация функцией $\mu_s(\lambda) = 3177 \lambda^{-0.508} + 141.607 \lambda^{-0.191}$.

портного коэффициента рассеяния, коэффициента рассеяния и фактора анизотропии рассеяния париетальной брюшины крысы, рассчитанные с помощью инверсного метода Монте-Карло на основе измеренных коэффициентов диффузного отражения и полного и коллимированного пропускания.

На рис. 3 представлен спектр коэффициента поглощения слизистой/подслизистой оболочки ткани брюшины, измеренный в настоящей работе. Вертикальные линии соответствуют средне-

квадратичному отклонению (SD), рассчитанному по формуле

$$SD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (\bar{\mu}_a - \mu_{ai})^2}{N(N-1)}}$$

где $N = 13$ – число измеренных образцов биоткани, μ_{ai} – коэффициент поглощения i -го образца биоткани и $\bar{\mu}_a$ – среднее значение коэффициента поглощения в каждой спектральной точке, най-

денное по формуле $\sum_{i=1}^N \mu_{ai} / N$. В спектре хорошо

видны полосы поглощения воды с максимумами на 1450 и 1938 нм [9, 10] и гемоглобина с максимумами на 425 и 555 нм, что свидетельствует о его деоксигенированной форме [11]. Значительно менее выражены полосы поглощения воды с максимумами на 1194 и 1740 нм [9, 10]. Полоса поглощения воды с максимумом на 975 нм [9, 10] в спектре поглощения ткани брюшины не наблюдается, что связано с ее малой интенсивностью. Наблюдаемый рост поглощения в области свыше 2200 нм является коротковолновым плечом полосы поглощения воды с максимумом на 2950 нм [9, 10]. Увеличение среднеквадратичного отклонения коэффициента поглощения, наблюдаемое в области полос поглощения, свидетельствует о различии в содержании воды и гемоглобина для разных образцов биоткани.

На рис. 4 представлены спектры транспортного коэффициента рассеяния слизистой/подслизистой оболочки брюшины, полученные усреднением соответствующих спектров, измеренных для каждого из 13 образцов биоткани. Вертикальные линии соответствуют среднеквадратичному отклонению рассеивающих характеристик, полученных в процессе измерений. Хорошо видно, что в области 350–1300 нм транспортный коэффициент рассеяния плавно падает в сторону больших длин волн, что в целом соответствует общему характеру спектрального поведения рассеивающих характеристик биотканей. Однако начиная с 1300 нм с ростом длины волны спектральное поведение транспортного коэффициента рассеяния становится диаметрально противоположным и наблюдается отклонение от монотонной зависимости в области полос поглощения.

Эффект отклонения спектральной зависимости рассеивающих характеристик от монотонной зависимости объясняется увеличением влияния мнимой части комплексного показателя преломления рассеивающих центров, в качестве которых в данном случае выступают гидратированные коллагеновые волокна, в области полос поглощения воды.

Согласно теории Ми, интенсивность рассеянного излучения определяется комплексными показателями преломления рассеивателей и окружающего их вещества биоткани [12], и рост мнимой части комплексного показателя преломления в области полос поглощения приводит к изменению как сечения рассеяния, так и транспортного коэффициента рассеяния в данной спектральной области. Помимо этого увеличение мнимой части комплексного показателя преломления рассеивателей и окружающей их среды вызывает значительное уменьшение фактора анизотропии рассеяния g , который вместе с коэффициентом рассеяния биоткани μ_s формирует спектр транспортного коэффициента рассеяния $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$. Ранее было экспериментально показано [13, 14], что в области полос поглощения воды с максимумами на 1450 и 1940 нм наблюдается снижение g , что неизбежно приводит к росту транспортного коэффициента рассеяния и появлению полос в его спектре. При этом уменьшение фактора анизотропии рассеяния в области полос поглощения пропорционально интенсивности полос поглощения. Аналогичные данные были получены авторами работы [15] при исследовании оптических характеристик крови, что объясняет появление пика в спектре транспортного коэффициента рассеяния в области полосы поглощения гемоглобина с максимумом на 420 нм. Эти измерения согласуются с данными работ [16, 17], авторами которых была разработа-

на теория и построена компьютерная модель, объясняющие наблюдаемое поведение спектра коэффициента рассеяния.

Представленные на рис. 4 данные хорошо согласуются с вышеизложенным. В области 350–1300 нм поглощение воды либо незначительно, либо полосы поглощения сравнительно малоинтенсивны (рис. 3 и данные работ [9, 10]). Соответственно формирование спектра транспортного коэффициента рассеяния в данной спектральной области определяется в основном действительной частью комплексного показателя преломления, и спектр транспортного коэффициента рассеяния достаточно монотонно падает в сторону больших длин волн. В области 1300–2500 нм в спектре поглощения наблюдаются достаточно интенсивные полосы поглощения воды. Наличие сильных полос поглощения приводит к тому, что формирование спектра происходит не только под влиянием действительной, но и мнимой части относительного комплексного показателя преломления рассеивающих центров биоткани, что и проявляется в виде увеличения светорассеяния в данной спектральной области с достаточно сильными пиками в области полос поглощения.

Как было показано в работах [1–5, 18–22], в видимой и ближней ИК областях спектра спектральная зависимость как коэффициента рассеяния, так и транспортного коэффициента рассеяния с хорошей точностью аппроксимируется степенной функцией вида $\mu'_s(\lambda) = a\lambda^{-w}$, где параметр a определяется концентрацией рассеивающих центров биоткани и отношением показателей преломления рассеивателей и окружающей их среды, а параметр w (волновой экспонент) характеризует средний размер рассеивателей и определяет спектральное поведение коэффициента рассеяния. На рис. 4 показана аппроксимация спектра транспортного коэффициента рассеяния слизистой/подслизистой оболочки функцией $\mu'_s(\lambda) = 3.539 \times 10^{10} \lambda^{-3.531} + 28.422 \lambda^{-0.124}$, где λ – длина волны (в нм). Из рисунка видно, что данная функция хорошо аппроксимирует экспериментальные данные в спектральном диапазоне 350–1300 нм в отличие от спектральной области 1300–2500 нм, в которой наблюдается расхождение между экспериментальными данными и аппроксимирующей зависимостью. То, что аппроксимирующие функции являются комбинацией двух степенных функций, свидетельствует о формировании спектра транспортного коэффициента рассеяния как минимум двумя типами рассеивателей. Первое слагаемое аппроксимирующей функции отвечает за светорассеяние, вызванное достаточно малыми рассеивателями, в качестве

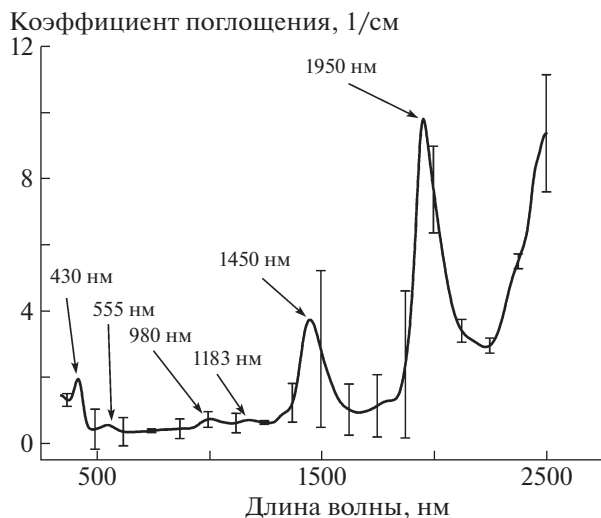


Рис. 7. Спектр коэффициента поглощения подлежащей мышечной ткани передней брюшной стенки.

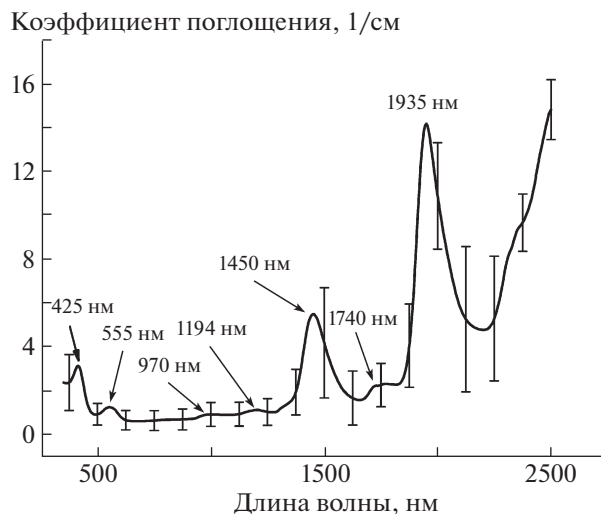


Рис. 9. Спектр коэффициента поглощения париетальной брюшины с подлежащей мышечной тканью передней брюшной стенки.

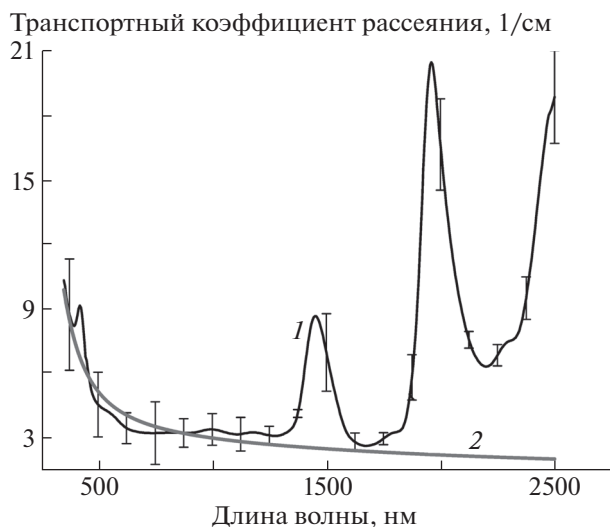


Рис. 8. Транспортный коэффициент рассеяния мышечной ткани передней брюшной стенки: 1 – экспериментальные данные, 2 – аппроксимация функцией $\mu_s(\lambda) = 6.623 \times 10^{10} \lambda^{-3.964} + 44.711 \lambda^{-0.393}$.

которых могут выступать, например, отдельные коллагеновые волокна и т.д. Второе слагаемое соответствует достаточно крупным рассеивателям, так называемым рассеивателям Ми, в качестве которых могут выступать жгуты волокон или их сплетения, а также клеточные ядра или другие достаточно крупные компоненты клеток эпителия.

На рис. 5 представлены спектры коэффициента рассеяния слизистой/подслизистой оболочки брюшины, полученные усреднением соответствующих спектров, измеренных для каждого из

13 образцов биоткани. Вертикальные линии соответствуют среднеквадратичному отклонению рассеивающих характеристик, полученных в процессе измерений. Хорошо видно, что коэффициент рассеяния плавно спадает в сторону больших длин волн, что в целом соответствует общему характеру спектрального поведения рассеивающих характеристик биотканей. На рис. 5 показана аппроксимация спектральной зависимости коэффициента рассеяния слизистой/подслизистой оболочки функцией $\mu_s(\lambda) = 3177\lambda^{-0.508} + 141.607\lambda^{-0.191}$, где λ – длина волны (в нм). Из рисунка видно, что данная функция хорошо аппроксимирует экспериментальные данные во всем исследуемом спектральном диапазоне, за исключением спектральной области 1700–2150 нм, в которой наблюдается расхождение между экспериментальными данными и аппроксимирующей зависимостью, что связано с проявлением аномальной дисперсии в области поглощения воды с максимумом на 1938 нм и соответствующим увеличением влияния мнимой части относительного комплексного показателя преломления рассеивающих центров в области полос поглощения. Как и для транспортного коэффициента рассеяния, аппроксимирующая функция является комбинацией двух степенных функций, что свидетельствует о формировании спектра коэффициента рассеяния как минимум двумя типами рассеивателей.

На рис. 6 представлены спектральная зависимость фактора анизотропии рассеяния слизистой/подслизистой оболочки и ее аппроксимация функцией $g(\lambda) = 0.707 +$

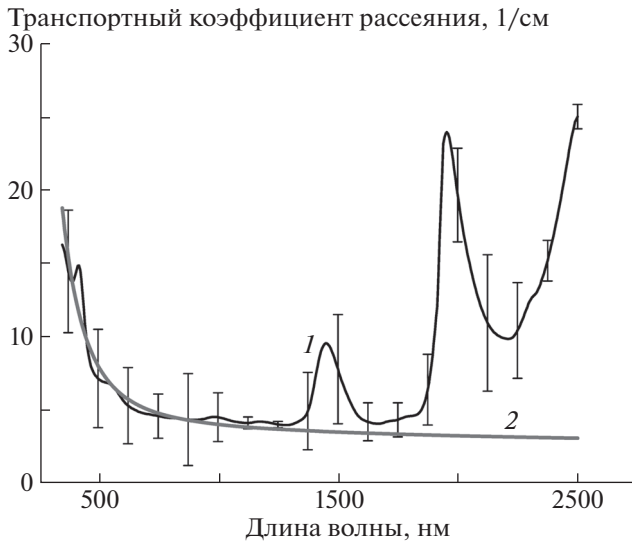


Рис. 10. Спектр транспортного коэффициента рассеяния париетальной брюшины с подлежащей мышечной тканью передней брюшной стенки: 1 – экспериментальные данные, 2 – аппроксимация функцией $\mu'_s = (6.003 \times 10^{10})\lambda^{-3.786} + 16.973 \lambda^{-0.216}$.

+ $0.195 \left(1 - \exp \left(-\frac{\lambda - 340.116}{90.4} \right) \right)$, где λ – длина волны (в нм). Из рисунка видно, что в области 350–1300 нм экспериментальные данные хорошо аппроксимируются данной функцией. Анализ, выполненный в работах [23, 24], позволяет предположить, что в видимой области спектра формирование спектра анизотропии рассеяния происходит под влиянием как мелких, так и крупных частиц, в то время как в ИК области спектра основной вклад вносят только достаточно крупные рассеиватели, о чем свидетельствует рост фактора анизотропии с увеличением длины волны. В спектральной области 1300–2500 нм наблюдается значительный спад фактора анизотропии с резкими провалами в области полос поглощения воды, что объясняется влиянием мнимой части комплексного показателя преломления как самих рассеивателей, так и окружающей их среды. Провал в спектре фактора анизотропии рассеяния в области 420 нм связан с проявлением поглощения гемоглобина в данной спектральной области, что подтверждается данными работы [15].

На рис. 7 и 8 показаны спектры коэффициента поглощения и транспортного коэффициента рассеяния мышечного слоя ткани брюшины, рассчитанные с помощью инверсного метода Монте-Карло на основе экспериментальных значений коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания.

В спектре поглощения мышечного слоя брюшины, представленном на рис. 7, видны полосы поглощения воды с максимумами на 980, 1183, 1450 и 1950 нм. Полосы поглощения гемоглобина с максимумами на 430 и 555 нм проявляются в спектре поглощения мышечного слоя с интенсивностью, меньшей, чем в спектре поглощения слизистой/подслизистой оболочки брюшины, что объясняется меньшей кровенаполненностью мышечного слоя по сравнению с тканью непосредственно брюшины.

На рис. 8 представлена спектральная зависимость транспортного коэффициента рассеяния мышечной ткани передней брюшной стенки и ее аппроксимация функцией $\mu'_s(\lambda) = 6.623 \times 10^{10} \lambda^{-3.964} + 44.711 \lambda^{-0.393}$, где λ – длина волны (в нм). Из сравнения транспортного коэффициента рассеяния мышечного слоя с транспортным коэффициентом рассеяния ткани париетальной брюшины (рис. 4) видно, что несмотря на то, что в целом спектральное поведение транспортного коэффициента рассеяния для этих двух типов тканей схоже, светорассеяние для мышечного слоя более чем в 3.5 раз меньше, чем для слизистой/подслизистой оболочки, что связано с различиями в структуре этих тканей.

На рис. 9 и 10 показаны спектры коэффициента поглощения и транспортного коэффициента рассеяния ткани париетальной брюшины с подлежащей мышечной тканью передней брюшной стенки, рассчитанные с помощью инверсного метода Монте-Карло на основе экспериментальных значений коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания.

В спектре поглощения цельной ткани брюшины, представленном на рис. 9, наблюдаются полосы поглощения воды с максимумами на 970, 1194, 1450, 1740 и 1935 нм. Полосы поглощения гемоглобина с максимумами на 425 и 555 нм свидетельствуют о его деоксигенированной форме. Наблюдаемый в спектральном интервале 2200–2500 нм рост поглощения связан с проявлением коротковолнового плеча полосы поглощения воды с максимумом на 2950 нм [9, 10].

На рис. 10 представлена спектральная зависимость транспортного коэффициента рассеяния цельной ткани брюшины. В целом спектральное поведение транспортного коэффициента рассеяния париетальной брюшины с подлежащей мышечной тканью передней брюшной стенки соответствует характеру спектрального поведения транспортного коэффициента рассеяния собственно париетальной брюшины и мышечного слоя передней брюшной стенки, и величина све-

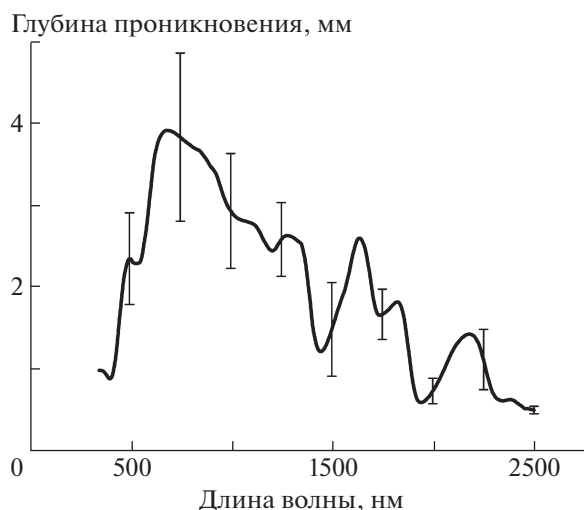


Рис. 11. Зависимость глубины проникновения излучения (δ) в ткань брюшины от длины волны, рассчитанная по экспериментальным данным, представленным на рис. 9 и 10.

торассеяния занимает промежуточное значение между ними.

Глубина проникновения света является одной из важнейших характеристик для корректного определения дозы облучения при фототермической и фотодинамической терапии различных заболеваний. Оценка глубины проникновения излучения в биоткань (δ) была выполнена с использованием соотношения $\delta = 1/\sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}$ [2], и результат показан на рис. 11. Глубина проникновения излучения в ткани брюшины рассчитывалась с использованием значений коэффициента поглощения, представленных на рис. 9, и транспортного коэффициента рассеяния, представленных на рис. 10.

Из рис. 11 хорошо видно, что в зависимости от длины волны зондирующего излучения глубина его проникновения значительно меняется. Максимальный эффект наблюдается в спектральной области от 700 до 900 нм, где глубина проникновения излучения приблизительно соответствует суммарной толщине слизистой/подслизистой оболочки и мышечного слоя и составляет более 3 мм, что свидетельствует о достаточно большом количестве излучения, проникающем в брюшную полость. В области выше 900 нм с ростом длины волны глубина проникновения излучения существенно снижается вплоть до 0.6 мм в области полосы поглощения воды с максимумом на 1940 нм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящей работе экспериментально исследованы оптические параметры как цельной ткани брюшины (слизистая/подслизистая оболочка + мышечный слой), так и ее отдельных слоев: слизистая/подслизистая оболочка и мышечный слой. Эксперименты выполнены *in vitro* на спектрофотометре LAMBDA 950 (PerkinElmer, США) в спектральном диапазоне 350–2500 нм. На основе экспериментально измеренных спектров диффузного отражения и полного и коллимированного пропусканий с помощью инверсного метода Монте-Карло рассчитаны спектры коэффициентов поглощения и рассеяния ткани брюшины, спектральная зависимость фактора анизотропии рассеяния и глубина проникновения излучения.

Работа выполнена при поддержке гранта РФФ № 14-15-00186.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2012. 812 с.
2. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. 488 с.
3. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. Tissue Optical Properties // Chapter 5 in: Handbook of Biomedical Optics / Ed. by Boas D.A., Pitris C., Nimmi Ramamujam. Taylor & Francis Group, LLC, CRC Press Inc., 2011. P. 67–100.
4. Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V. // J. of Innovative Optical Health Sci. 2011. V. 4. № 1. P. 9.
5. Jacques S.L. // Phys. Med. Biol. 2013. V. 58. № 11. P. R37.
6. Prahl S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. // Appl. Opt. 1993. V. 32. № 4. P. 559.
7. Wang L., Jacques S.L., Zheng L. // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 1995. V. 47. P. 131.
8. Банди Б. Методы оптимизации. М.: Радио и связь, 1988. 128 с.
9. Kou L., Labrie D., Chylek P. // Appl. Opt. 1993. V. 32. № 19. P. 3531.
10. Palmer K.F., Williams D. // J. Opt. Soc. Am. 1974. V. 64. № 8. P. 1107.
11. Bosschaart N., Edelman G.J., Aalders M.C.G., van Leeuwen T.G., Faber D.J. // Lasers Med. Sci. 2014. V. 29. P. 453.
12. Борен К., Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами. М.: Мир, 1986. 656 с.
13. Du Y., Hu X.H., Cariveau M., Kalmus G.W., Lu J.Q. // Phys. Med. Biol. 2001. V. 46. P. 167.
14. Ritz J.-P., Roggan A., Isbert C., Muller G., Buhr H., Germer C.-T. // Lasers Surg. Med. 2001. V. 29. P. 205.

15. *Friebel M., Helfmann J., Netz U., Meinke M.* // J. Biomed. Opt. 2009. V. 14. № 3. P.034001.
16. *Fu Q., Sun W.* // Appl. Opt. 2001. V. 40. № 9. P. 1354.
17. *Sun W., Loeb N.G., Lin B.* // Appl. Opt. 2005. V. 44. № 12. P. 2338.
18. *Mourant J.R., Fuselier T., Boyer J., Johnson T.M., Bigio I.J.* // Appl. Opt. 1997. V. 36. P. 949.
19. *Schmitt J.M., Kumar G.* // Appl. Opt. 1998. V. 37. P. 2788.
20. *Wang R.K.* // J. Modern Opt. 2000. V. 47. P. 103.
21. *Jacques S.L.* // J. of Innovative Optical Health Sci. 2011. V. 4. P. 1.
22. *Shchyogolev S.Yu.* // J. Biomed. Opt. 1999. V. 4. P. 490.
23. *Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V.* // J. Phys. D. 2005. V. 38. № 15. P. 2543.
24. *Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Рубцов В.С., Колесникова Е.А., Тучин В.В.* // Квант. электрон. 2014. Т. 44. № 8. С. 779.