

УДК 535.535.36:535.341:535.361

## ОПТИЧЕСКИЕ СВОЙСТВА СКЛЕРЫ ГЛАЗА ЧЕЛОВЕКА В СПЕКТРАЛЬНОМ ДИАПАЗОНЕ 370–2500 нм

© 2010 г. А. Н. Башкатов, Э. А. Генина, В. И. Кочубей, В. В. Тучин

Саратовский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского, 410012 Саратов, Россия  
E-mail: a.n.bashkatov@mail.ru

Поступила в редакцию 11.02.2010 г.

Экспериментально исследованы оптические характеристики склеры глаза человека. Эксперименты выполнены *in vitro* на спектрофотометре CARY-2415 в спектральном диапазоне 370–2500 нм. На основе зарегистрированных спектров диффузного отражения и полного пропускания с помощью инверсного метода “добавления–удвоения” рассчитаны спектры поглощения и транспортного коэффициента рассеяния.

### 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, для фотодинамической и фототермической деструкции клеток и тканей, а также для разработки новых подходов в оптической томографии, оптической биопсии и т.д. [1–4]. Однако, несмотря на значительное число работ, посвященных определению оптических параметров биотканей, оптические свойства многих биотканей в широком диапазоне длин волн остаются в настоящее время неизученными, 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. Кроме того, остается недостаточно исследованным и поведение рассеивающих характеристик биотканей в области полос поглощения. В частности, отклонение спектральной зависимости рассеивающих характеристик от классической (монотонной) зависимости часто относят к ошибке расчета или эксперимента [5]. В то же время дозиметрия оптического излучения при проведении лазерной терапии практически невозможна без учета рассеивающих характеристик биотканей. В силу этого анализ светорассеяния в области полос поглощения становится достаточно актуальной задачей оптики биотканей.

В офтальмологии оптические методы широко применяются для диагностики и лечения глаукомы, оптической томографии глазного дна, исследования тканевого метаболизма и патологиче-

ских изменений тканей глаза в результате различных заболеваний и т.д. [2, 4, 6–9]. Знание оптических характеристик поверхностных фиброзных тканей, в частности, склеры глаза в этом случае имеет принципиальное значение для разработки новых и оптимизации существующих методов оптической томографии, когерентной и конфокальной микроскопии, повышения информативности методов отражательной спектроскопии, дозиметрии лазерной трансклеральной коагуляции цилиарного тела и т.д. Однако несмотря на всю актуальность данных исследований, в настоящее время существует достаточно ограниченное число работ [6–10], посвященных исследованию оптических характеристик склеры глаза.

Целью настоящего исследования является определение рассеивающих и поглощающих характеристик склеры глаза человека в спектральном диапазоне 370–2500 нм.

### МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Материалом для исследования послужили 10 образцов склеры глаза человека, полученных при проведении плановых операций по удалению глаза. Непосредственно после биопсии образцы склеры помещались в 0.9%-ный раствор NaCl и хранились в нем до проведения спектральных измерений в течение 2–3 ч при температуре порядка 20°C. Площадь образцов 300–400 мм<sup>2</sup>. Для измерения толщины образцы помещались между двумя предметными стеклами и измерения выполнялись микрометром в нескольких точках образца. Погрешность каждого измерения  $\pm 50$  мкм. Полученные значения усреднялись. Толщина экспериментальных образцов варьировалась от одного до двух миллиметров и в среднем составляла  $1.5 \pm 0.5$  мм.

Исследование оптических свойств было выполнено в спектральном диапазоне 370–2500 нм на спектрофотометре CARY-2415 (Varian, Австралия) с интегрирующей сферой, представляющей собой двухканальный дифракционный монохроматор со встроенной системой управления и регистрации сигнала. В качестве источника излучения использовалась галогенная лампа накаливания. Размеры пучка света, падающего на образец,  $5 \times 5$  мм. Скорость сканирования 2 нм/с.

Для обработки результатов экспериментов и определения оптических параметров склеры использовался инверсный метод “добавления–удвоения” (ИДУ) [11], широко применяемый в оптике биотканей для обработки данных спектрофотометрии с использованием интегрирующих сфер [5, 6, 10, 12–20]. Метод ИДУ позволяет определять коэффициент поглощения  $\mu_a$  и транспортный коэффициент рассеяния  $\mu'_s = \mu_s(1-g)$  биоткани с использованием коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания. Здесь  $\mu_s$  – коэффициент рассеяния,  $g$  – фактор анизотропии рассеяния. При проведении расчетов фактор анизотропии фиксируется. В данной работе  $g$  полагалось равным 0,8, поскольку данное значение наиболее типично для большинства биотканей в видимом и ближнем ИК спектральных диапазонах [4].

Широкая распространенность метода ИДУ для обработки данных спектрофотометрических измерений связана с независимостью данного метода от соотношения коэффициентов поглощения и рассеяния биотканей [11], что является его главным преимуществом в сравнении с другими методами решения уравнения переноса излучения в сильно рассеивающих средах, например, в сравнении с достаточно часто используемыми в оптике биотканей диффузионным приближением теории переноса излучения [21–23] или методом Кубелки–Мунка [24–26], в качестве одного из основных критериев применимости, требующих выполнения условия  $\mu_a/\mu_s \ll 1$  [1–4]. Данная особенность метода ИДУ становится принципиально важной в случае определения оптических характеристик биотканей в области сильных полос поглощения, когда значения коэффициентов поглощения и рассеяния становятся сравнимы. Основное ограничение метода ИДУ связано с возможными потерями рассеянного излучения через боковые стороны образца биоткани [27], что возможно в случае, когда размеры образца невелики по сравнению с размерами светового пучка, падающего на образец биоткани, или когда биоткань характеризуется малыми значениями коэффициентов поглощения и рассеяния. Отсутствие учета боковых потерь зондирующего излучения в случае, если они возникают, приводит к завышению определяемого коэффициента

поглощения [27]. Для корректного применения метода ИДУ необходимо потребовать, чтобы расстояние от края зондирующего пучка, падающего на образец биоткани, до ближайшей границы образца было больше транспортной длины свободного пробега фотонов, которая определяется как  $1/(\mu_a + \mu'_s)$  [1].

Вычисление оптических параметров выполнялось отдельно для каждой спектральной точки. Используемый алгоритм включает следующие шаги.

1. Задание начальных значений  $\mu_a$  и  $\mu'_s$ . Аналитические выражения для задания начальных значений  $\mu_a$  и  $\mu'_s$  представлены в [19] со ссылкой на работу [11].

2. Расчет коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания на основе начальных значений  $\mu_a$  и  $\mu'_s$  методом “добавления–удвоения” [28].

3. Сравнение рассчитанных значений с экспериментально измеренными величинами коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания.

4. Выполнение итерационной процедуры до согласования расчетных и измеренных данных с заданной точностью.

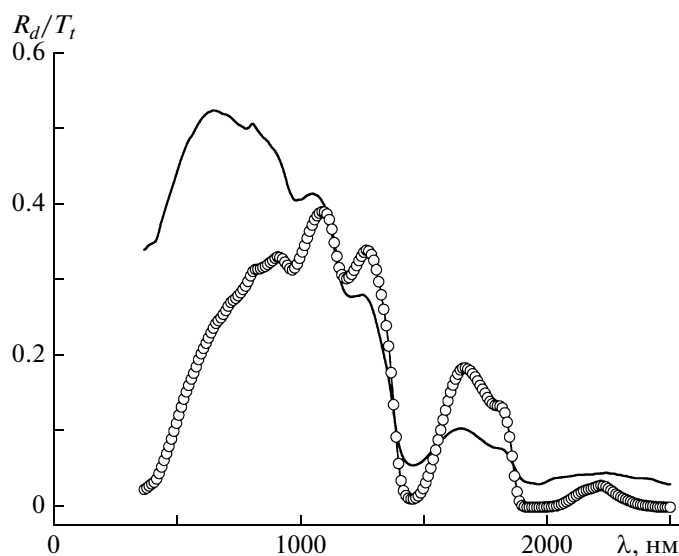
В качестве итерационной процедуры использовался симплекс-метод Нелдера–Мида, подробно описанный в работе [29]. В качестве критерия завершения итерационной процедуры использовалось условие

$$\left| R_d^{\text{exp}} - R_d^{\text{calc}} \right| / R_d^{\text{exp}} + \left| T_t^{\text{exp}} - T_t^{\text{calc}} \right| / T_t^{\text{exp}} < 0.001,$$

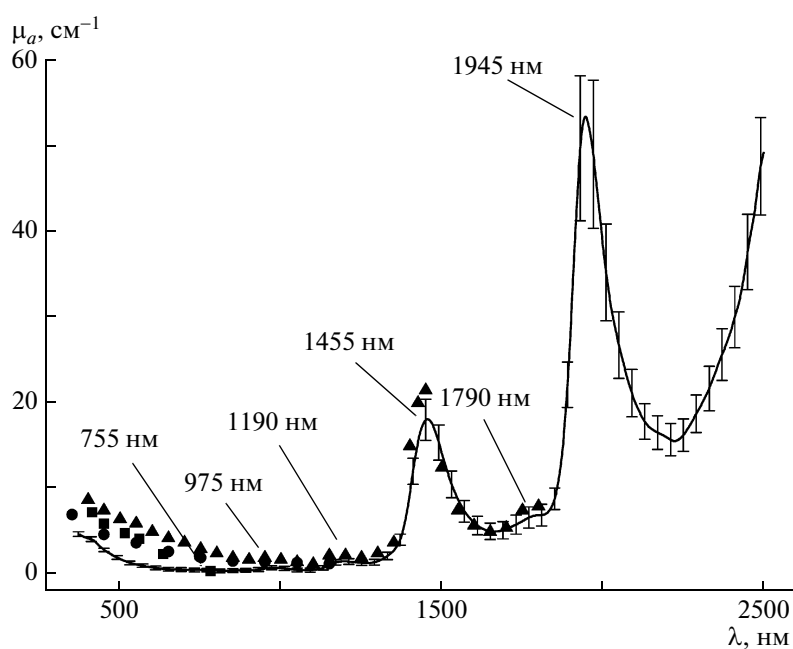
где  $R_d^{\text{exp}}$ ,  $R_d^{\text{calc}}$ ,  $T_t^{\text{exp}}$  и  $T_t^{\text{calc}}$  – экспериментально измеренные и теоретически рассчитанные значения коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания.

## РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 1 показаны типичные спектры полного пропускания и диффузного отражения образца склеры глаза, зарегистрированные на спектрофотометре CARY-2415 в спектральном диапазоне 370–2500 нм. Форма представленных спектров в основном определяется спектральной зависимостью коэффициента рассеяния коллагеновых волокон склеры и полосами поглощения воды внутритканевого матрикса. Из рис. 1 видно, что как в видимом, так и в ИК спектральных диапазонах форма спектра полного пропускания достаточно хорошо коррелирует с формой спектра диффузного отражения, т.е. с ростом длины волны наблюдаются одновременный подъем и спад коэффициентов диффузного отражения и полного пропускания биоткани с резкими провалами в области полос поглощения воды.



**Рис. 1.** Спектры диффузного отражения ( $R_d$ ) и полного пропускания ( $T_t$ ) образца склеры глаза человека. Сплошная линия – спектр диффузного отражения, символы – спектр полного пропускания. Толщина образца  $1.0 \pm 0.05$  мм.

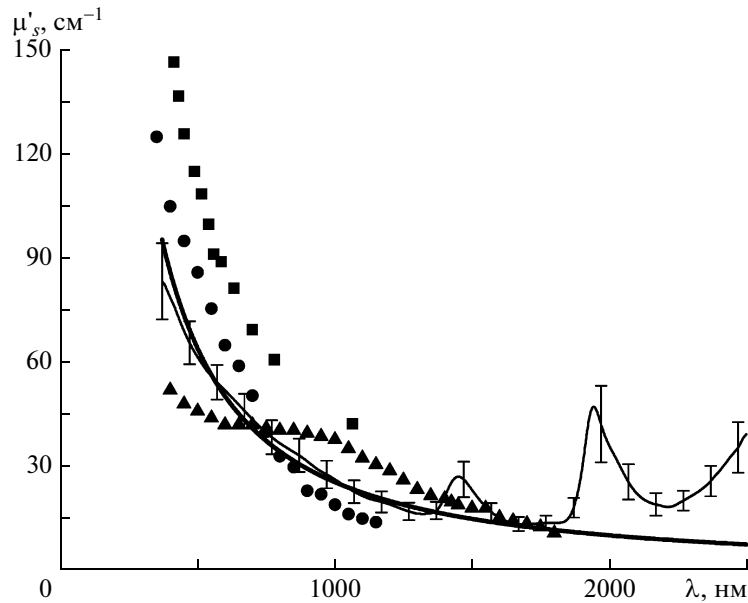


**Рис. 2.** Спектральная зависимость коэффициента поглощения  $\mu_a$  склеры глаза человека, рассчитанная по экспериментальным данным с помощью метода ИДУ. Вертикальные линии показывают среднеквадратичные отклонения. Символы соответствуют литературным данным (● – [6], ■ – [7], ▲ – [10]).

Спектр поглощения воды в настоящее время является хорошо исследованным. В видимом диапазоне длин волн поглощение воды пренебрежимо мало [30]. В ближнем ИК спектральном диапазоне вода является основным хромофором, имеющим полосы поглощения с максимумами на 754, 975, 1196, 1455, 1790 и 1930 нм [31, 32]. Из рис. 1 видно, что провалы, соответствующие по-

лосам поглощения воды, наблюдаются как в спектре полного пропускания, так и в спектре диффузного отражения образца ткани склеры глаза.

На рис. 2 и 3 показаны спектры поглощения и транспортного коэффициента рассеяния, рассчитанные с помощью метода ИДУ на основе экспериментальных значений коэффициентов



**Рис. 3.** Спектральная зависимость транспортного коэффициента рассеяния  $\mu'_s$  склеры глаза человека, рассчитанная по экспериментальным данным с помощью метода ИДУ (тонкая сплошная линия), и ее аппроксимация степенной функцией  $2.411 \times 10^5 \lambda^{-1.325}$  (жирная сплошная линия). Вертикальные линии показывают среднеквадратичные отклонения. Символы соответствуют литературным данным (● – [6], ■ – [7], ▲ – [10]).

диффузного отражения и полного пропускания. Анализ представленных спектров поглощения и рассеяния показывает корректность применения метода ИДУ при определении оптических параметров данных образцов биоткани. Максимальное значение транспортной длины свободного пробега фотонов, рассчитанное с использованием выражения  $1/(\mu_a + \mu'_s)$  и наблюдаемое на длине волны 1300 нм, составляет 0.56 мм. С учетом размеров зондирующего пучка, падающего на поверхность образца биоткани ( $5 \times 5$  мм), минимальный размер образца должен быть не менее 7 мм, что выполняется для самого малого из исследуемых образцов площадью порядка  $300 \text{ мм}^2$ , имеющего размеры  $15 \times 20$  мм.

На рис. 2 показан спектр поглощения склеры глаза в спектральном диапазоне от 370 до 2500 нм. Вертикальные линии показывают среднеквадратичные отклонения ( $SD$ ), рассчитанные по формуле

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

где  $N = 10$  – число измеренных образцов,  $\mu_{ai}$  – коэффициент поглощения  $i$ -го образца биоткани,  $\bar{\mu}_a$  – среднее значение коэффициента поглощения в каждой спектральной точке, найденное по формуле  $\sum_{i=1}^N \mu_{ai} / N$ . В спектре хорошо видны полосы поглощения воды с максимумами на 1190, 1455, 1790 и 1945 нм. Полосы поглощения воды с

максимумами на 754 и 975 нм недостаточно проявляются в спектре поглощения склеры из-за их малой интенсивности. Наблюдаемый рост поглощения в области свыше 2200 нм является коротковолновым плечом полосы поглощения воды с максимумом на 2950 нм. Увеличение среднеквадратичного отклонения коэффициента поглощения, наблюдаемое в области полос поглощения, свидетельствует о различии в содержании воды для разных образцов биоткани.

Символами на рис. 2 показаны экспериментальные данные, представленные в литературе [6, 7, 10]. Сравнение данных, полученных нами и представленных другими авторами, показывает достаточно хорошее согласие между ними, что особенно хорошо видно при сравнении наших данных и данных работы [10] в области 900–1800 нм. Несколько хуже согласуются наши данные и данные работ [6, 7, 10] в области 400–900 нм, в которых исследовались оптические характеристики склеры глаза кролика [6] и свиньи [7, 10], что может быть связано с большей пигментированностью (наличием меланина) склеры животных по сравнению со склерой человека.

На рис. 3 представлена спектральная зависимость транспортного коэффициента рассеяния склеры глаза. Данная зависимость получена усреднением спектров транспортного коэффициента рассеяния каждого из 10 образцов биоткани. Вертикальные линии показывают среднеквадратичные отклонения рассеивающих характеристик склеры, полученных в процессе измерений. Хо-

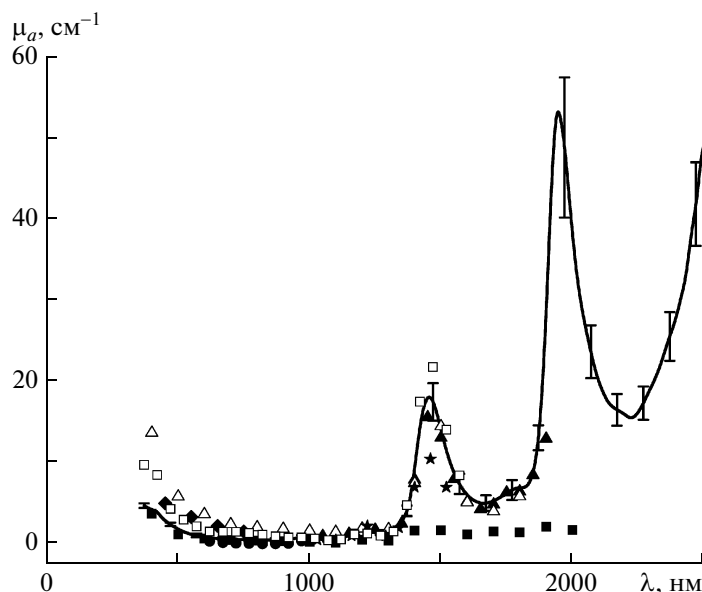
рошо видно, что транспортный коэффициент рассеяния в области 370–1300 нм довольно плавно спадает в сторону больших длин волн, что в целом соответствует общему характеру спектрального поведения рассеивающих характеристик биотканей [4, 33–35]. Однако начиная с 1300 нм, с ростом длины волны транспортный коэффициент рассеяния увеличивается и наблюдается искажение формы спектра рассеяния, т.е. отклонение его от монотонной зависимости в области полос поглощения. Символами на рис. 3 показаны экспериментальные данные, представленные в литературе [6, 7, 10]. Из рисунка видно достаточно хорошее согласие между данными, полученными нами и представленными другими авторами.

В видимом и ближнем ИК диапазонах спектральная зависимость транспортного коэффициента рассеяния с хорошей точностью аппроксимируется степенной функцией вида  $\mu'_s(\lambda) = a\lambda^{-w}$  [33–35], 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 транспортного коэффициента рассеяния [36–38]. На рис. 3 показана аппроксимация спектра транспортного коэффициента рассеяния функцией  $\mu'_s(\lambda) = 2.411 \times 10^5 \lambda^{-1.325}$ , где  $\lambda$  — длина волны (в нм). Из рисунка видно, что в области 400–1300 нм данная функция хорошо аппроксимирует экспериментальные данные в отличие от спектральной области 1300–2500 нм, в которой наблюдается значительное расхождение между экспериментальными данными и аппроксимирующей зависимостью.

Типичные значения волнового экспонента, наблюдаемые для тканей аорты, кожи, твердой мозговой оболочки и т.д., лежат в диапазоне от 1 до 2 [18, 34, 35, 39–43]. Размеры рассеивателей при этом лежат в диапазоне от 0.1 до 1 мкм. Полученное нами значение волнового экспонента 1.325 свидетельствует о наличии в склере достаточно крупных рассеивателей, в качестве которых выступают пучки коллагеновых волокон и узлы их сплетения. Использование методики, предложенной в работе [44], в предположении, что показатель преломления коллагеновых волокон склеры равен 1.47, а показатель преломления внутриканальной жидкости равен 1.36 [4], позволяет оценить средний размер рассеивателей в склере как  $0.5 \pm 0.05$  мкм, что достаточно хорошо согласуется со структурно-морфологическими особенностями данной биоткани. Электронная микроскопия показывает, что элементарными рассеивателями в склере глаза являются тонкие коллагеновые волокна размером от 30 до 300 нм со средним диаметром порядка 133 нм, которые

упакованы в лентообразные жгуты толщиной от 0.5 до 6 мкм и шириной от 1 до 50 мкм [45]. Данные атомносиловой микроскопии показывают, что средний размер коллагеновых волокон равен 310.5 нм с разбросом от 118 до 1268 нм [46]. Таким образом, полученный нами средний диаметр рассеивателей  $0.5 \pm 0.05$  мкм достаточно хорошо согласуется с данными электронной и атомносиловой микроскопии.

Отклонение спектра транспортного коэффициента рассеяния от монотонной зависимости объясняется увеличением влияния мнимой части комплексного показателя преломления рассеивающих центров, в качестве которых в данном случае выступают коллагеновые волокна, в области полос поглощения. Согласно теории Ми [47], интенсивность рассеянного излучения в основном определяется комплексным показателем преломления рассеивателей биоткани, и рост мнимой части комплексного показателя преломления в области полос поглощения приводит к изменению сечения рассеяния и, естественно, изменению транспортного коэффициента рассеяния в данной спектральной области. Помимо этого, увеличение мнимой части комплексного показателя преломления рассеивателей вызывает значительное уменьшение фактора анизотропии рассеяния  $g$ , который наравне с коэффициентом рассеяния биоткани  $\mu_s$  формирует спектр транспортного коэффициента рассеяния  $\mu'_s = \mu_s(1 - g)$ . В работах [48–50] было экспериментально показано, что в области полос поглощения воды с максимумами на 1450 и 1930 нм наблюдается снижение как  $\mu_s$ , так и  $g$ , что неизбежно приводит к росту транспортного коэффициента рассеяния и появлению полос в его спектре. При этом масштаб уменьшения фактора анизотропии рассеяния в области полос поглощения пропорционален интенсивности полос поглощения. Эти измерения хорошо согласуются с данными работ [51, 52], авторами которых была разработана теория и построена компьютерная модель, объясняющие наблюдаемое поведение спектра транспортного коэффициента рассеяния. Представленные на рис. 3 данные хорошо согласуются с вышеизложенным. В области 370–1300 нм поглощение воды либо незначительно, либо полосы поглощения сравнительно малоинтенсивны (рис. 2). Соответственно формирование спектра рассеяния в данной спектральной области определяется в основном действительной частью комплексного показателя преломления, и спектр транспортного коэффициента рассеяния достаточно монотонно спадает в сторону больших длин волн. В области 1300–2500 нм в спектре поглощения склеры глаза наблюдаются достаточно интенсивные полосы поглощения воды. Наличие сильных полос поглощения приводит к тому, что формирование спектра рассеяния



**Рис. 4.** Спектральные зависимости коэффициентов поглощения  $\mu_a$  склеры глаза и обескроволенной дермы кожи. Вертикальные линии показывают среднеквадратичные отклонения. Символы соответствуют спектру поглощения дермы кожи ( $\blacktriangle$  – [5],  $\triangle$  – [10],  $\blacksquare$  – [18],  $\star$  – [49],  $\bullet$  – [62],  $\blacklozenge$  – [63],  $\square$  – [64]).

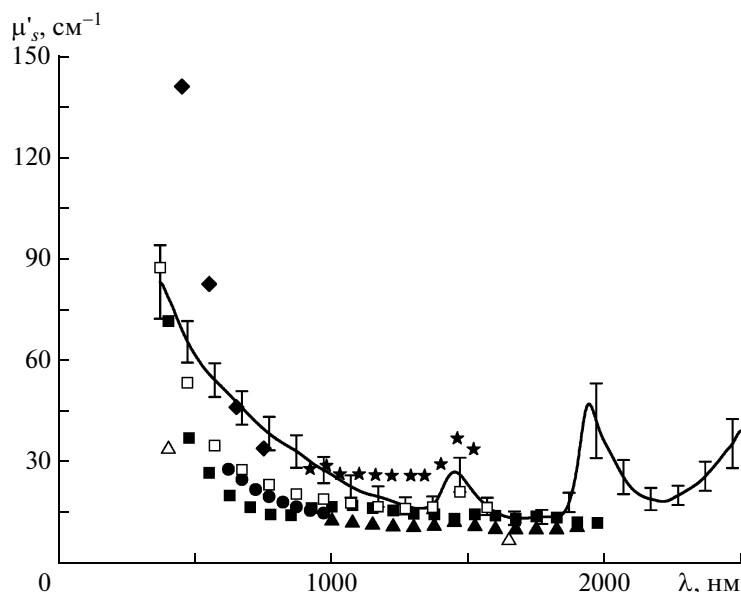
происходит не только под влиянием действительной, но и мнимой части комплексного показателя преломления рассеивающих центров биоткани, что и проявляется в виде роста транспортного коэффициента рассеяния в данной спектральной области с достаточно сильными пиками в области полос поглощения.

Поскольку склера глаза по своей структуре является типичным представителем фиброзных тканей, то в рамках данной работы нами выполнено сравнение оптических характеристик склеры и обескроволенной дермы кожи, которая по своей структуре также относится к фиброзным тканям [4], так как обе эти ткани в основном образованы крупными жгутами коллагеновых волокон, расположенными параллельно поверхности биоткани, и не содержат сколько-нибудь крупных кровеносных сосудов, заметных включений липидов или других компонентов. Сопоставимым является и содержание воды в этих тканях. Так, для дермы кожи объемная доля воды оценивается как 70% [5], 75% [53], 65% [54], 65.1–75.8% [55], что в среднем составляет  $70.2 \pm 5.2\%$ . В свою очередь, в склере содержание воды оценивается как 77.7% [56],  $71.3 \pm 3.9\%$  [57], 68% [58], что в среднем составляет  $72.3 \pm 4.9\%$ . Показатели преломления данных биотканей также имеют близкие значения. В работе [58] показано, что показатель преломления склеры глаза человека (на длине волны 589 нм) равен  $1.385 \pm 0.005$ . Согласно данным работы [59], показатель преломления дермы кожи человека на этой длине волны равен 1.388. Данное соответствие позволяет предпо-

ложить, что объемные доли рассеивающих частиц также одинаковы (или близки) для склеры глаза и дермы кожи человека, что подтверждается данными работ [60, 61], в которых показано, что объемные доли рассеивателей в данных биотканях равны 21%.

На рис. 4 и 5 показаны спектры поглощения и транспортного коэффициента рассеяния склеры глаза, полученные в данной работе, и выполнено их сравнение с оптическими параметрами дермы кожи человека и животных, представленными в литературе. На рис. 4 показан спектр поглощения склеры глаза в спектральном диапазоне от 370 до 2500 нм, полученный в настоящей работе и представленный на рис. 2. Символами на рис. 4 показаны экспериментальные данные, представленные в литературе [5, 10, 18, 49, 62–64]. Сравнение полученного нами спектра поглощения склеры и спектров поглощения обескроволенной дермы кожи, представленных другими авторами, показывает достаточно хорошее согласие между ними. В видимом диапазоне длин волн наилучшее согласие наблюдается между поглощением склеры и данными работ [18, 62]. В ближней ИК области спектра от 800 до 1300 нм спектр поглощения склеры прекрасно согласуется с коэффициентами поглощения из работ [5, 18, 49, 64]. В области от 1300 до 1800 нм спектр поглощения склеры хорошо согласуется со спектрами поглощения дермы из работ [5, 10, 49, 64].

На рис. 5 сравниваются спектры транспортного коэффициента рассеяния склеры глаза (рис. 3) и дермы из работ [5, 10, 18, 49, 62–64]. Сравнение



**Рис. 5.** Спектральная зависимость транспортных коэффициентов рассеяния  $\mu'_{s'}$  склеры глаза и обескровленной дермы кожи. Вертикальные линии показывают средние квадратичные отклонения. Символы соответствуют спектру транспортного коэффициента рассеяния дермы кожи ( $\blacktriangle$  — [5],  $\triangle$  — [10],  $\blacksquare$  — [18],  $\star$  — [49],  $\bullet$  — [62],  $\blacklozenge$  — [63],  $\square$  — [64]).

показывает достаточно хорошее согласие между ними, несмотря на относительно большой разброс значений транспортного коэффициента рассеяния дермы, особенно в видимом диапазоне длин волн. В этом диапазоне длин волн наилучшее согласие наблюдается между рассеянием в склере и данными работы [64]. Несколько худшее согласование наблюдается в ближней ИК области спектра от 800 до 1300 нм, где значения коэффициентов рассеяния склеры несколько превышают значения коэффициентов рассеяния дермы, представленные в работах [5, 10, 18, 62, 64]. В области от 1300 до 1600 нм спектр рассеяния склеры согласуется со спектрами рассеяния дермы, представленными в работах [49, 64]. И наконец, в области 1600–1800 нм наблюдается хорошее согласие между спектром транспортного коэффициента рассеяния склеры и спектром транспортного коэффициента рассеяния дермы из работы [18].

Таким образом, в целом можно заключить, что сравнение оптических характеристик склеры глаза и обескровленной дермы кожи позволяет подтвердить сделанное выше утверждение о схожести строения данных биотканей и близости их оптических характеристик, несмотря на определенные отличия (рис. 4, 5). В то же время при построении оптической модели фиброзных тканей необходимо учитывать и некоторые различия в структуре и строении данных биотканей. Так, обескровленная дерма кожи помимо волокон коллагена, который является основным белком склеры глаза, содержит волокна эластина, которые по своим разме-

рам и степени гидратации отличаются от волокон коллагена. Помимо этого следует учитывать и большую дисперсность рассеивателей в дерме кожи. В отличие от склеры глаза размер пучков волокон в дерме кожи варьирует от 1 до 8 мкм [15] с максимумом на 2.8 мкм [60], что, по-видимому, является одной из причин различия в рассеивающих характеристиках склеры глаза и дермы кожи. Возможны и различия в значениях показателей преломления непосредственных рассеивателей в данных тканях, что может быть связано с разным содержанием протеогликанов и гликозаминогликанов во внутритканевом матриксе и, как следствие, с различиями в пропорциональном содержании свободной и связанной воды в биотканях и соответственно разной гидратацией белков [65].

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Развитие оптических методов диагностики и лечения офтальмологических заболеваний требуют знания оптических характеристик склеры глаза человека в широком диапазоне длин волн. В данной работе экспериментально исследованы оптические параметры склеры глаза и проведено сравнение с известными литературными данными. Эксперименты выполнены *in vitro* на спектрофотометре CARY-2415 в спектральном диапазоне 370–2500 нм. На основе экспериментально измеренных спектров диффузного отражения и полного пропускания с помощью метода ИДУ рассчитаны спектры поглощения и транспортного коэффициента рассеяния. Полученные результа-

ты могут быть использованы для разработки новых и оптимизации уже существующих оптических методов диагностики и терапии глазных болезней.

Данная работа выполнена при финансовой поддержке гранта РФФИ № 08-02-92224 и Американского фонда гражданских исследований и развития (грант № RUB 1-2932-SR-08). Авторы выражают глубокую признательность Т.Г. Каменских (кафедра глазных болезней Саратовского государственного медицинского университета) за предоставление образцов склеры глаза и консультации.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тучин В.В. // УФН. 1997. Т. 167. № 5. С. 517.
2. Оптическая биомедицинская диагностика / Под ред. Тучина В.В. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007.
3. Зимняков Д.А., Тучин В.В. // Квант. электрон. 2002. Т. 32. № 10. С. 849.
4. Tuchin V.V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis. Bellingham: SPIE Press, USA, 2007. 882 p.
5. Troy T.L., Thennadil S.N. // J. Biomed. Opt. 2001. V. 6. № 2. P. 167.
6. Nemati B., Rylander III H.G., Welch A.J. // Appl. Opt. 1996. V. 35. № 19. P. 3321.
7. Hammer M., Roggan A., Schweitzer D., Muller G. // Phys. Med. Biol. 1995. V. 40. P. 963.
8. Vogel A., Dlugos C., Nuffer R., Birngruber R. // Las. Surg. Med. 1991. V. 11. P. 331.
9. Fine I., Loewinger E., Weinreb A., Weinberger D. // Phys. Med. Biol. 1985. V. 30. № 6. P. 565.
10. Chan E.K., Sorg B., Protsenko D., O'Neil M., Motamedi M., Welch A.J. // IEEE J. Sel. Top. Quant. Electron. 1996. V. 2. № 4. P. 943.
11. Prahl S.A., van Gemert M.J.C., Welch A.J. // Appl. Opt. 1993. V. 32. № 4. P. 559.
12. Beek J.F., Blokland P., Posthumus P., Aalders M., Pickering J.W., Sterenborg H.J.C.M., van Gemert M.J.C. // Phys. Med. Biol. 1997. V. 42. P. 2255.
13. Gebhart S.C., Lin W.-C., Mahadevan-Jansen A. // Phys. Med. Biol. 2006. V. 51. P. 2011.
14. Qu J., MacAulay C., Lam S., Palcic B. // Appl. Opt. 1994. V. 33. № 31. P. 7397.
15. Saidi I.S., Jacques S.L., Tittel F.K. // Appl. Opt. 1995. V. 34. № 31. P. 7410.
16. Sardar D.K., Mayo M.L., Glickman R.D. // J. Biomed. Opt. 2001. V. 6. № 4. P. 404.
17. Sardar D.K., Yow R.M., Tsin A.T.C., Sardar R. // J. Biomed. Opt. 2005. V. 10. № 5. 051501.
18. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. // J. Phys. D: Appl. Phys. 2005. V. 38. P. 2543.
19. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В., Чикина Е.Э., Князев А.Б., Мареев О.В. // Опт. и спектр. 2004. Т. 97. № 6. С. 1043.
20. Башкатов А.Н., Генина Э.А., Кочубей В.И., Тучин В.В. // Опт. и спектр. 2005. Т. 99. № 5. С. 868.
21. Farrell T.J., Patterson M.S., Wilson B.C. // Med. Phys. 1992. V. 19. P. 879.
22. Dam J.S., Andersen P.E., Dalgaard T., Fabricius P.E. // Appl. Opt. 1998. V. 37. № 4. P. 772.
23. Bevilacqua F., Piguat D., Marquet P., Gross J.D., Tromberg B.J., Depeursinge C. // Appl. Opt. 1999. V. 38. № 22. P. 4939.
24. Ebert D.W., Roberts C., Farrar S.K., Johnston W.M., Litsky A.S., Bertone A.L. // J. Biomed. Opt. 1998. V. 3. № 3. P. 326.
25. Farrar S.K., Roberts C., Johnston W.M., Weber P.A. // Las. Surg. Med. 1999. V. 25. P. 348.
26. Vargas W.E. // J. Opt. A. 2002. V. 4. P. 452.
27. Pickering J.W., Prahl S.A., van Wieringen N., Beek J.F., Sterenborg H.J.C.M., van Gemert M.J.C. // Appl. Opt. 1993. V. 32. № 4. P. 399.
28. Prahl S.A. // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue / Ed. by Welch A.J., van Gemert M.J.C. N.Y.: Plenum Press, 1995. P. 101.
29. Банди Б. Методы оптимизации. М.: Радио и связь, 1988. 128 с.
30. Smith R.C., Baker K.S. // Appl. Opt. 1981. V. 20. P. 177.
31. Kou L., Labrie D., Chylek P. // Appl. Opt. 1993. V. 32. P. 3531.
32. Palmer K.F., Williams D. // JOSA. 1974. V. 64. P. 1107.
33. Mourant J.R., Fuselier T., Boyer J., Johnson T.M., Bigio I.J. // Appl. Opt. 1997. V. 36. № 4. P. 949.
34. Schmitt J.M., Kumar G. // Appl. Opt. 1998. V. 37. № 13. P. 2788.
35. Wang R.K. // J. Mod. Opt. 2000. V. 47. № 1. P. 103.
36. Щеголев С.Ю., Кленин В.И. // Опт. и спектр. 1971. Т. 31. В. 5. С. 794.
37. Хлебцов Н.Г., Мельников А.Г., Щеголев С.Ю. // Коллоидный журнал. 1991. Т. 53. № 5. С. 928.
38. Хлебцов Н.Г., Мельников А.Г. // ЖПС. 1992. Т. 56. № 3. С. 435.
39. Doornbos R.M.P., Lang R., Aalders M.C., Cross F.W., Sterenborg H.J.C.M. // Phys. Med. Biol. 1999. V. 44. P. 967.
40. Cilesiz I.F., Welch A.J. // Appl. Opt. 1993. V. 32. № 4. P. 477.
41. Lin W.-C., Motamedi M., Welch A.J. // Appl. Opt. 1996. V. 35. № 19. P. 3413.
42. Vargas G., Chan E.K., Barton J.K., Rylander III H.G., Welch A.J. // Las. Surg. Med. 1999. V. 24. P. 133.
43. Ghosh N., Mohanty S.K., Majumder S.K., Gupta P.K. // Appl. Opt. 2001. V. 40. P. 176.
44. Кленин В.И., Щеголев С.Ю., Лаврушин В.И. Характеристические функции светорассеяния дисперсных систем. Саратов: Изд-во СГУ, 1977. 177 с.
45. Komai Y., Ushiki T. // Invest. Ophth. Vis. Sci. 1991. V. 32. P. 2244.
46. Meller D., Peters K., Meller K. // Cell. Tissue Res. 1997. V. 288. P. 111.
47. Борен К., Хафмен Д. Поглощение и рассеяние света малыми частицами. М.: Мир, 1986. 656 с.
48. Ritz J.-P., Roggan A., Isbert C., Muller G., Buhr H., Germer C.-T. // Las. Surg. Med. 2001. V. 29. P. 205.



49. *Du Y., Hu X.H., Cariveau M., Kalmus G.W., Lu J.Q.* // *Phys. Med. Biol.* 2001. V. 46. P. 167.
50. *Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Gavrilova A.A., Kapralov S.V., Grishaev V.A., Tuchin V.V.* // *Med. Las. Appl.* 2007. V. 22. P. 95.
51. *Fu Q., Sun W.* // *Appl. Opt.* 2001. V. 40. № 9. P. 1354.
52. *Sun W., Loeb N.G., Lin B.* // *Appl. Opt.* 2005. V. 44. № 12. P. 2338.
53. *Altshuler G., Smirnov M., Yaroslavsky I.* // *J. Phys. D.* 2005. V. 38. P. 2732.
54. *Jacques S.L.* // *J. Biophotonics.* 2010. V. 3. № 1–2. P. 75.
55. *Reinoso R.F., Telfer B.A., Rowland M.* // *J. Pharmacol. Toxicol. Meth.* 1997. V. 38. P. 87.
56. *Edwards A., Prausnitz M.R.* // *AICHE J.* 1998. V. 44. № 1. P. 214.
57. *Boubriak O.A., Urban J.P.G., Akhtar S., Meek K.M., Bron A.J.* // *Exp. Eye Res.* 2000. V. 71. P. 503.
58. *Rol P.O.* *Optics for Transscleral Laser Applications* / Ph.D. Thesis, Swiss Federal Institute of Technology, 1992.
59. *Ding H., Lu J.Q., Wooden W.A., Kragel P.J., Hu X.-H.* // *Phys. Med. Biol.* 2006. V. 51. P. 1479.
60. *Jacques S.* // *OSA TOPS on Advanced in Optical Imaging and Photon Migration 2.* 1996. P. 364.
61. *Ameen D.B., Bishop M.F., McMullen T.* // *Biophys. J.* 1998. V. 75. P. 2520.
62. *Simpson C.R., Kohl M., Essenpreis M., Cope M.* // *Phys. Med. Biol.* 1998. V. 43. P. 2465.
63. *Prahl S.A.* *Light Transport in Tissue* / Ph.D. Thesis, Univ. Texas at Austin, 1988.
64. *Salomatina E., Jiang B., Novak J., Yaroslavsky A.N.* // *J. Biomed. Opt.* 2006. V. 11. № 6. P. 064026.
65. *Chung S.H., Cerussi A.E., Klifa C., Baek H.M., Birgul O., Gulsen G., Merritt S.I., Hsiang D., Tromberg B.J.* // *Phys. Med. Biol.* 2008. V. 53. P. 6713.