

ФИЗИКА

УДК (535.34+535.36):(611.33+611.34)

DOI 10.21779/2542-0321-2017-32-2-7-18

М.Р. Джамалудинов^{1, 2}, Э.Х. Исрапов^{1, 2}, К.М. Гираев^{1, 2}, И.Ш. Гашимов², М.А. Магомедов^{1, 2}, Н.А. Ашурбеков²

Спектры поглощения и рассеяния света тканей стенки желудка и печени в спектральном диапазоне 300–1100 нм

¹ ФГБУН Институт физики им. Х.И. Амирханова Дагестанского научного центра РАН; Россия, 367003, г. Махачкала, ул. М. Ярагского, 94;

² ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный университет»; Россия, 367000, Махачкала, ул. М. Гаджиева, 43а; tagomed_dzhamaludinov@list.ru

В работе описываются экспериментальные исследования спектрально-оптических свойств тканей стенки желудка и печени крысы. Для этого была разработана экспериментальная установка на основе интегрирующей сферы и измерены спектры полного и коллимированного пропускания и диффузного отражения биотканей в спектральном диапазоне длин волн 300–1100 нм. При помощи инверсного метода «добавления-удвоения» были определены спектры коэффициентов оптического поглощения, светорассеяния, транспортного рассеяния и фактора анизотропии рассеяния. Используя метод спектра мутности, мы проанализировали спектры коэффициента транспортного рассеяния. По результатам экспериментальных исследований были выявлены особенности спектральной зависимости оптических свойств биоткани различных типов исследуемых органов, определены потенциальные хромофоры, а также размеры и концентрация доминирующих центров рассеяния.

Ключевые слова: биоткань, спектрофотометрия, интегрирующая сфера, коэффициенты поглощения, рассеяния, фактор анизотропии, инверсный метод «добавления-удвоения».

Введение

Развитие новых спектрально-оптических методов исследования биологических объектов обуславливает необходимость определения оптических характеристик биотканей: коэффициента поглощения – μ_a , коэффициента рассеяния – μ_s и фактора анизотропии рассеяния – g . Так, располагая информацией о спектральной зависимости этих параметров, можно выявить динамику физиологических, морфологических и биохимических характеристик биологических тканей. В частности, анализ спектров коэффициента поглощения биотканей позволяет определить концентрацию эндогенных хромофоров (меланина, гемоглобина, билирубина и др.), тогда как анализ двух других коэффициентов (μ_s и g) позволяет оценить доминирующий тип рассеивающих частиц, их размер и концентрацию. Результаты изучения спектрально-оптических свойств различных биообъектов (тканей головного мозга, органов брюшной полости, грудной клетки,

кожного покрова и др.) приведены в многочисленных оригинальных работах и аналитических обзорах (см., например, [1–4]).

На сегодняшний день для определения оптических свойств биологических объектов в стационарной спектроскопии применяются преимущественно два подхода: метод пространственной рефлектометрии и метод классической спектрофотометрии с использованием интегрирующей сферы. Первый из них заключается в измерении спектра коэффициента диффузного отражения с пространственным разрешением и анализе данных в приближении полубесконечной среды в рамках диффузионного приближения уравнения переноса излучения (УПИ) [2–5]. Второй подход предполагает измерение коэффициентов светопропускания и отражения для сред конечной толщины и решение обратной задачи УПИ в приближении различных численных или аналитических моделей [2, 3, 6]. Однако, несмотря на серьезную экспериментальную и теоретическую базу, указанные методы обладают рядом известных недостатков, снижающих их информативность и практическую ценность [1–6].

Данная работа посвящена развитию методов определения оптических свойств биологических тканей. С этой целью была собрана экспериментальная установка на базе интегрирующей сферы и измерены спектральные коэффициенты диффузного отражения – R_d , полного пропускания – T_t и диффузного пропускания – T_d и, используя инверсный метод «добавления-удвоения», мы определили спектры коэффициента поглощения – μ_a , коэффициента рассеяния – μ_s и фактора анизотропии рассеяния – g для тканей желудка и печени. По результатам экспериментальных исследований были выявлены особенности спектральной зависимости оптических свойств биоткани различных типов исследуемых органов.

Материалы и методы

Исследование спектрально-оптических свойств биотканей проводились на образцах тканей печени и желудка лабораторных крыс породы Vistar в возрасте 6 месяцев и массой примерно 250 г, общим количеством 11 особей. Для снижения влияния сторонних веществ (пищи и др.) на оптические спектры тканей внутренних органов все крысы за сутки до начала проведения эксперимента лишались воды и питания.

Материалом исследования являлись, соответственно, 11 образцов нативных гистологических срезов тканей желудка и тканей печени толщиной порядка $d = 1.0 \pm 0.1$ мм и площадью в пределах 200 ± 50 мм². Для удаления остатков крови полученный материал многократно ополаскивался в 0,9 % физиологическом растворе (водный раствор $NaCl$) и хранился в нем при температуре 4 °С примерно 24 часа. Непосредственно перед началом спектрометрических исследований гистологические срезы помещались между двумя кварцевыми пластинами (показатель преломления $n_{glass} \approx 1,55$), а промежуток между их краями герметично заливался клеем для предотвращения высыхания биотканей.

Спектральные измерения коэффициентов полного и диффузного светопропускания ($T_t(\lambda)$ и $T_d(\lambda)$) и диффузного отражения ($R_d(\lambda)$) для образцов биотканей проводились в диапазоне длин волн 300–1100 нм на экспериментальной установке, блок-схема

которой показана на рисунке 1. В качестве источника света использовалась комбинированная дейтериевая/галогенная лампа (1) AvaLight-DH-S-BAL (*Avantes, Нидерланды*), излучение которой подводилось к исследуемому образцу (2) под углом 8° посредством двух 600 мкм волоконно-оптических световодов: световод (3) предназначался для возбуждения спектров диффузного отражения, а световод (4) – для спектров полного и диффузного пропускания.

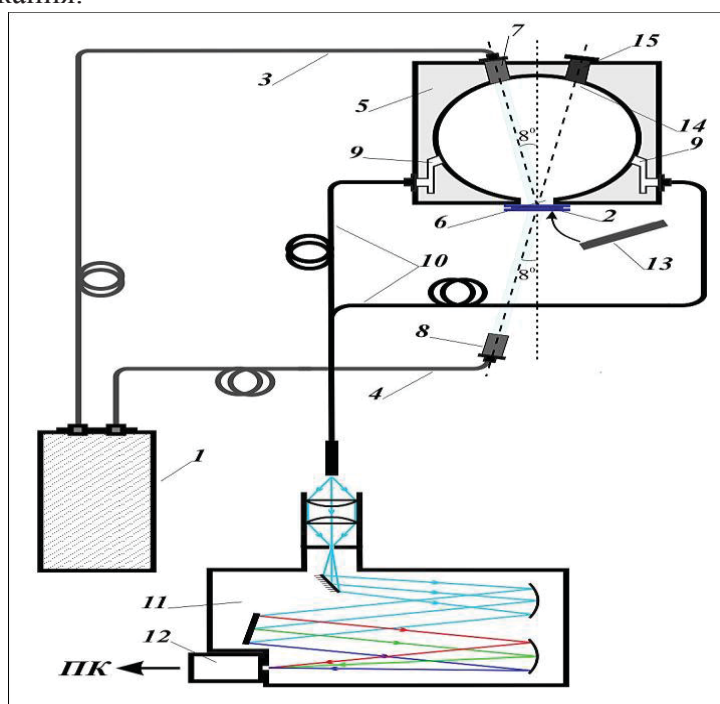


Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки для измерения спектров диффузного отражения – $R_d(\lambda)$, диффузного пропускания – $T_d(\lambda)$ и полного пропускания – $T_t(\lambda)$: 1 – комбинированная дейтериевая/галогенная лампа; 2 – исследуемый образец; 3 – световод, предназначенный для возбуждения спектров диффузного отражения; 4 – световод, предназначенный для возбуждения спектров полного и диффузного пропускания; 5 – интегрирующая сфера; 6 – оптический порт; 7, 8 – коллиматоры; 9 – боковые оптические порты; 10 – двухканальный регистрирующий волоконно-оптический кабель; 11 – спектрометр; 12 – ПЗС-матричная камера; 13 – референсный отражатель; 14 – выходной порт сферы; 15 – поглощающая заглушка

Основным элементом данной установки являлась интегрирующая сфера (5) *Avasphere-50 (Avantes, Нидерланды)*, изготовленная из спектралона с внутренним диаметром 5,0 см и размером входного оптического порта (6) $1,0 \text{ см}^2$. При этом диаметр световых пятен, формируемых коллиматорами (7) и (8) на поверхности биоткани, равнялся $6,0 \pm 0,5 \text{ мм}$, что при соответствующих размерах образцов и оптического порта сферы позволило не учитывать эффект световых потерь на боковых границах биоткани при обработке экспериментальных результатов. Для регистрации прошедшего или отраженного от биоткани излучения в сфере имелись два боковых оптических регистрирующих порта (9), совмещенных с двухканальным волоконно-оптическим кабелем (10), посредством которых фотосигналы передавались к спектрометру.

Спектральный анализ полученных сигналов осуществлялся при помощи автоматизированного спектрометра (11) *MS3504i (SOL-Instruments, Белоруссия)*, совмещенно-

го с ПЗС-матричной камерой (12) HS-101(HR)-2048×122 (*Hamamatsu, Япония*) и персональным компьютером.

Методика спектрофотометрических измерений с интегрирующей сферой заключалась в следующем. Для измерения коэффициента диффузного отражения $R_d(\lambda)$ образец биоткани (2), закрепленный у входного оптического порта (6), дополнительно сзади прикрывался референсным отражателем (13) WS-2 (*Avantes, Нидерланды*). В выходной порт сферы (14) устанавливалась поглощающая заглушка (15), что позволило минимизировать уровень зеркального отражения. Для измерения полного пропускания $T_t(\lambda)$ использовалась конфигурация установки со световодом (4), а в выходной порт монтировалась вставка из спектралона. В то же время при измерениях диффузного пропускания $T_d(\lambda)$ в позицию (14) вновь устанавливалась поглощающая заглушка (15), сводящая к минимуму вклад коллимированного (направленного) пропускания в сигнал $T_d(\lambda)$.

Конечные данные спектрофотометрических измерений рассчитывались согласно следующим выражениям [3, 7]:

$$R_{d_exp}(\lambda) = \frac{R_{d_s}(\lambda) - R_0(\lambda)}{R_{100}(\lambda) - R_0(\lambda)}, \quad T_{t_exp}(\lambda) = \frac{T_{t_s}(\lambda) - T_0(\lambda)}{T_{100}(\lambda) - T_0(\lambda)}, \quad T_{d_exp}(\lambda) = \frac{T_{d_s}(\lambda) - T_0(\lambda)}{T_{100}(\lambda) - T_0(\lambda)},$$

где $R_{d_s}(\lambda)$, $T_{t_s}(\lambda)$, $T_{d_s}(\lambda)$ – интенсивность соответственно диффузного отражения, а также полного и диффузного пропускания образцов биотканей; $R_{100}(\lambda)$ и $T_{100}(\lambda)$ – интенсивность падающего излучения для отражения и пропускания, измеренная с покровных стекол без биотканей; $T_0(\lambda)$ – фоновый сигнал, измеренный для интегрирующей сферы с закрытым входным портом референсным отражателем входным портом; $R_0(\lambda)$ – фоновый сигнал, измеренная для интегрирующей сферы с открытым.

Для определения спектральной зависимости оптических коэффициентов поглощения – μ_a , рассеяния – μ_s и фактора анизотропии рассеяния – g биотканей в работе использовался инверсный метод «добавления-удвоения» (ИДУ), предложенный в работе [8] и позднее хорошо развитый в работе [9]. Этот метод широко применяется в оптике биотканей для обработки данных спектрофотометрии с интегрирующей сферой [1–4, 10, 11], а алгоритм его вкратце может быть изложен в виде четырех этапов:

1. На первом этапе проводилось вычисление начальных приближений показателей μ_a , μ_s и g с использованием экспериментальных данных $R_{d_exp}(\lambda)$, $T_{t_exp}(\lambda)$ и $T_{d_exp}(\lambda)$ из следующих аналитических выражений:

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

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

$$(\mu_a + \mu_s)d = -\ln(T_t - T_d)$$

2. На втором этапе вычислялись расчетные значения коэффициентов $R_{d_calc}(\lambda)$, $T_{t_calc}(\lambda)$ и $T_{d_calc}(\lambda)$ по значениям начальных приближений μ_a , μ_s и g при помощи прямого метода «добавления-удвоения».

3. На третьем этапе строилась целевая функция и производилась процедура ее минимизации:

$$F(\mu_a, \mu_s, g) = [T_{t_exp} - T_{t_calc}(\mu_a, \mu_s, g)]^2 + [T_{d_exp} - T_{d_calc}(\mu_a, \mu_s, g)]^2 + [R_{d_exp} - R_{d_calc}(\mu_a, \mu_s, g)]^2$$

В качестве критерия завершения процедуры минимизации использовалось следующее выражение:

$$\frac{|T_{t_exp} - T_{t_calc}(\mu_a, \mu_s, g)|}{T_{t_exp}} + \frac{|T_{d_exp} - T_{d_calc}(\mu_a, \mu_s, g)|}{T_{d_exp}} + \frac{|R_{d_exp} - R_{d_calc}(\mu_a, \mu_s, g)|}{R_{d_exp}} \leq 0.01$$

Окончательный результат по спектрам оптических параметров μ_a , μ_s и g для биосред определялся путем усреднения серийных измерений с использованием среднеквадратичного отклонения $\delta = \sqrt{\sum_{i=1}^n (\bar{\varepsilon} - \varepsilon_i)^2 / n(n-1)}$, где n – число серий измерений, ε_i – спектры параметров μ_a , μ_s и g для i -той пробы биосреды, $\bar{\varepsilon}$ – среднее значение оптических параметров, найденное как $\sum_{i=1}^n (\varepsilon_i / n)$. Таким образом, каждые из представленных в работе спектральных данных есть усредненное значение статистического материала, отобранного и систематизированного по сериям измерений и видам исследуемых биотканей.

Результаты и обсуждение

Типичные спектры коэффициентов диффузного отражения – $R_d(\lambda)$, полного пропускания – $T_t(\lambda)$ и коллимированного пропускания – $T_c(\lambda)$ для образцов ткани стенки желудка и печени показаны, на рисунках 2 и 3 соответственно. Как видно из рисунков, спектральная зависимость коэффициентов $R_d(\lambda)$, $T_t(\lambda)$ и $T_c(\lambda)$ для исследуемых биообъектов во многом схожа.

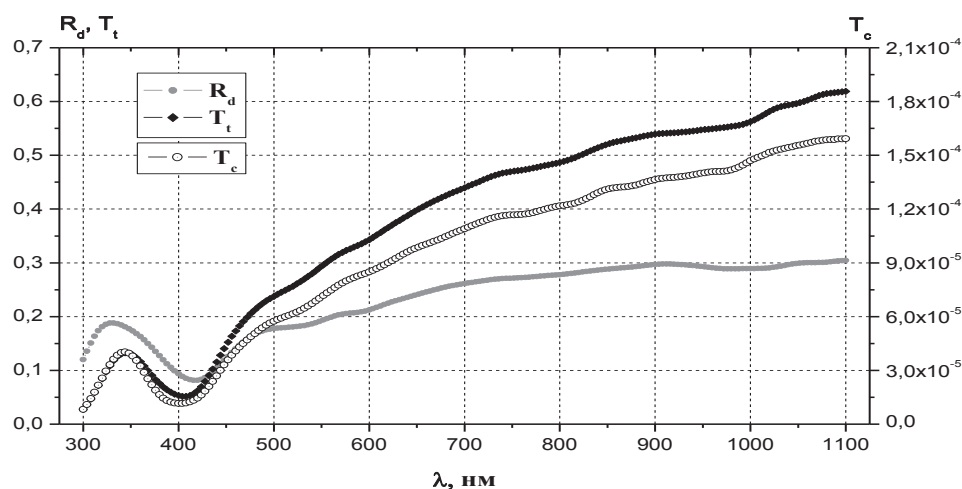


Рис. 2. Спектры коэффициентов диффузного отражения – $R_d(\lambda)$, полного пропускания – $T_t(\lambda)$ и коллимированного пропускания – $T_c(\lambda)$ для образцов тканей стенки желудка

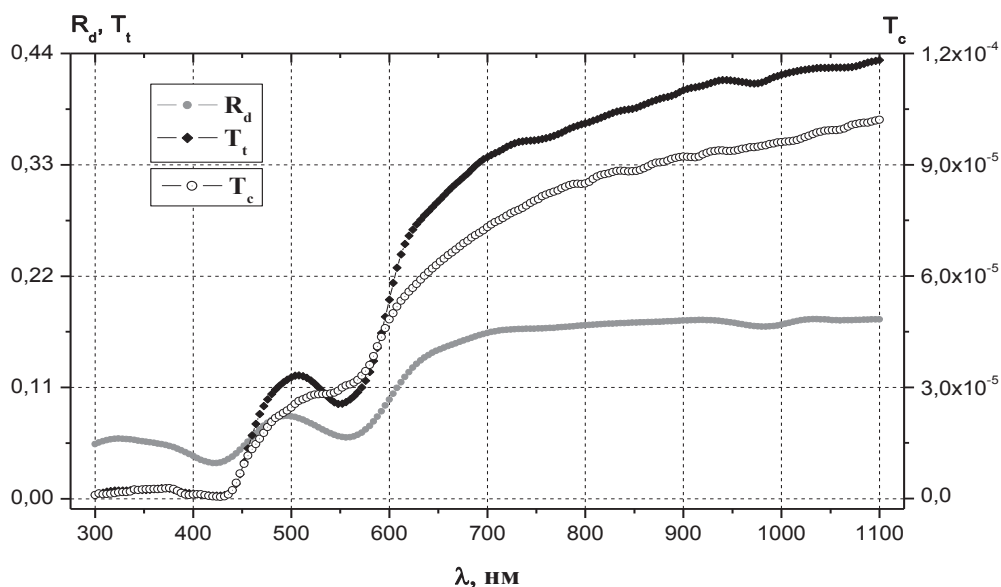


Рис. 3. Спектры коэффициентов диффузного отражения – $R_d(\lambda)$, полного пропускания – $T_t(\lambda)$ и коллимированного пропускания – $T_c(\lambda)$ для образцов ткани печени

В частности, спектры всех трех коэффициентов достигают минимальных значений в коротковолновой области с образованием двух локальных минимумов вблизи длин волн 420 ± 5 и 560 ± 5 нм и монотонно увеличиваются с ростом длины волны. Однако, в отличие от $R_d(\lambda)$ и $T_t(\lambda)$, спектральный контур коэффициента коллимированного пропускания $T_c(\lambda)$ более гладкий и не имеет явно выраженных экстремумов. При этом абсолютные значения спектральных коэффициентов для тканей печени с ростом длины

волны варьируются в следующих пределах: T_t – от 0.005 ± 0.001 до $0,4 \pm 0,1$, R_d – от $0,04 \pm 0,01$ до $0,2 \pm 0,05$. Для тканей желудка эти значения составили – от $0,05 \pm 0,01$ до $0,6 \pm 0,05$ для T_t и от $0,08 \pm 0,01$ до $0,35 \pm 0,05$ для R_d . В сравнении с этим абсолютные значения коэффициента T_c для тканей желудка и печени схожи и лежат в пределах от $8e-07$ в УФ до $5e-04$ в ближней ИК области спектра.

Характерные спектры оптических коэффициентов поглощения μ_a , рассеяния μ_s и фактора анизотропии рассеяния g для тканей стенки желудка и печени, усредненные по сериям измерений и видам биоткани, показаны на рисунках 4 и 5 соответственно. Анализ полученных результатов показывает, что характер спектральной зависимости оптических коэффициентов исследуемых биотканей также имеет ряд общих закономерностей. Так, например, спектральный контур коэффициентов поглощения достигает максимума в коротковолновой области с экстремумами вблизи длин волн 350 ± 5 , 420 ± 5 и 560 ± 15 нм, образованными поглощением остатков гемоглобина и эндогенных хромофоров (аминокислоты, белки, коферменты, витамины и др.) [11–13]. С ростом длины волны коэффициенты μ_a плавно снижается до 100 раз с образованием незначительных максимумов на длинах волн 750 ± 10 и 975 ± 5 нм, соответствующих полосам поглощения свободной воды [12, 13].

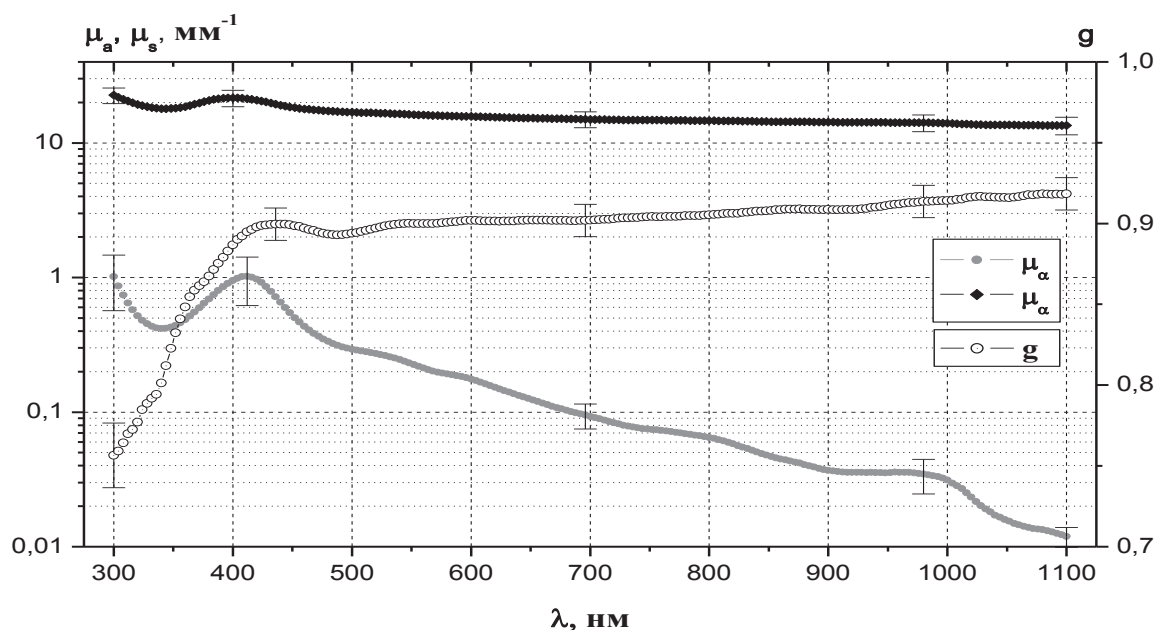


Рис. 4. Спектры оптических коэффициентов поглощения – μ_a , рассеяния – μ_s и фактора анизотропии рассеяния – g для тканей стенки желудка

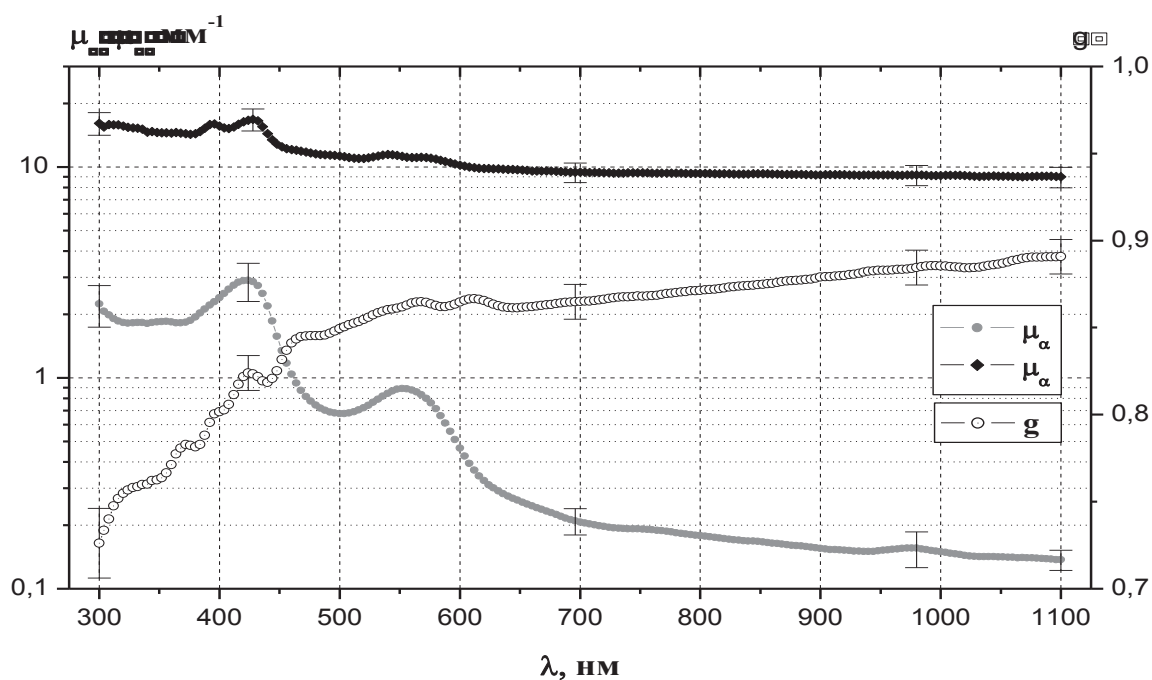


Рис. 5. Спектры оптических коэффициентов поглощения – μ_a , рассеяния – μ_s и фактора анизотропии рассеяния – g для тканей печени

Спектральный контур коэффициентов рассеяния μ_s аналогично спектру μ_a также имеет вид монотонно убывающей функции с ростом длины волны, однако с минимумами на длинах волн поглощения крови (350 ± 5 и 420 ± 5 нм). В сравнении с этим фактор анизотропии рассеяния g достигает наименьших значений в коротковолновой области спектра и растет в сторону больших длин волн. Данные факты свидетельствуют о снижении вклада рэлеевского рассеяния от фракций частиц малого размера (надмолекулярные комплексы и стромальные элементы) и возрастании роли рассеяния Ми в результирующем спектре μ_s от эритроцитов, клеточных ядер и фиброзных элементов соединительной ткани. В свою очередь, факт обратной симметрии полос поглощения и рассеяния может быть связан как с ростом неоднородности мнимой составляющей комплексного показателя преломления среды вблизи полос сильного поглощения, так и с ростом поглощения в области сильного рассеяния, когда вследствие увеличения числа актов взаимодействия с хромофорами на длине свободного пробега уменьшается количество фотонов многократного рассеяния. Упомянутые вкратце механизмы широко используются для интерпретации результатов спектрально-оптических исследований биологических объектов и более подробно описаны в работах [6, 14].

Применение метода среднеквадратичного отклонения в качестве статистического анализа оптических параметров позволило установить, что максимальный разброс значений для μ_a (35–40 %) наблюдался в области максимумов поглощения, что свидетельствует о различном содержании воды и гемоглобина в разных образцах биотканей, тогда как разброс значений для μ_s и g не превышал 5–10 % по всему спектру.

Вместе с этим наряду с общими характеристиками исследуемым биотканям присущи ярко выраженные индивидуальные особенности, что указывает на возможность применения методов спектрофотометрии в диагностике и дифференциации биологических тканей. Сравнительный анализ спектральных данных позволил установить, что исследуемые биоткани обнаруживают существенные различия в интенсивностях оптических коэффициентов. В частности, коэффициент поглощения – μ_a тканей печени может до 3,5 раз превышать значение такового для тканей стенки желудка, в то время как коэффициент рассеяния – μ_s и фактор анизотропии рассеяния – g заметно выше (до 1,5 раз) для тканей желудка.

Отдельный интерес представляет сравнительный анализ коэффициентов транспортного рассеяния – $\mu'_s = (1 - g)\mu_s$ биотканей (см. рис. 6). Характер их спектральной зависимости также подтверждает тот факт, что с ростом длины волны для исследуемых биосред существенно растет вклад рассеяния Ми и снижается роль рэлеевского рассеяния. В пользу этого свидетельствует результат аппроксимации коэффициента рассеяния двухстепенной функцией, которая для тканей желудка и печени принимает вид соответственно:

$$\begin{aligned}\mu'_s(\lambda) &= 3.2 \times 10^8 \lambda^{-3.437} + 85.3 \lambda^{-0.6312}, \\ \mu'_s(\lambda) &= 1.8 \times 10^9 \lambda^{-3.815} + 1.3 \times 10^2 \lambda^{-0.728}\end{aligned}$$

Следует заметить, что анализ спектров рассеяния биосред путем их аппроксимации степенной функцией вида $\mu'_s(\lambda) = a\lambda^{-w}$ довольно широко применяется в оптике биотканей (см., например, [6–11]). Здесь a и w – безразмерные параметры, первый из которых является сложной функцией концентрации рассеивающих центров и относительного показателя преломления и формирует общий уровень рассеяния, тогда как волновой экспонент w характеризует средний размер рассеивателей биотканей и определяет спектральное поведение показателя $\mu'_s(\lambda)$.

В то же время двухстепенной вид аппроксимирующих функций указывает на формирование спектров коэффициента транспортного рассеяния как минимум двумя типами рассеивателей. При этом первое слагаемое отвечает за светорассеяние, вызванное малыми частицами (близкими к рэлеевским рассеивателям, для которых волновой экспонент $w \rightarrow 4$), например, клеточными органеллами, отдельными коллагеновыми волокнами и надмолекулярными комплексами. Тогда как второе слагаемое соответствует крупным частицам (рассеиватели Ми, для которых $w \rightarrow 1$), таким, как клеточные ядра, сплетения волокон соединительной ткани и др.

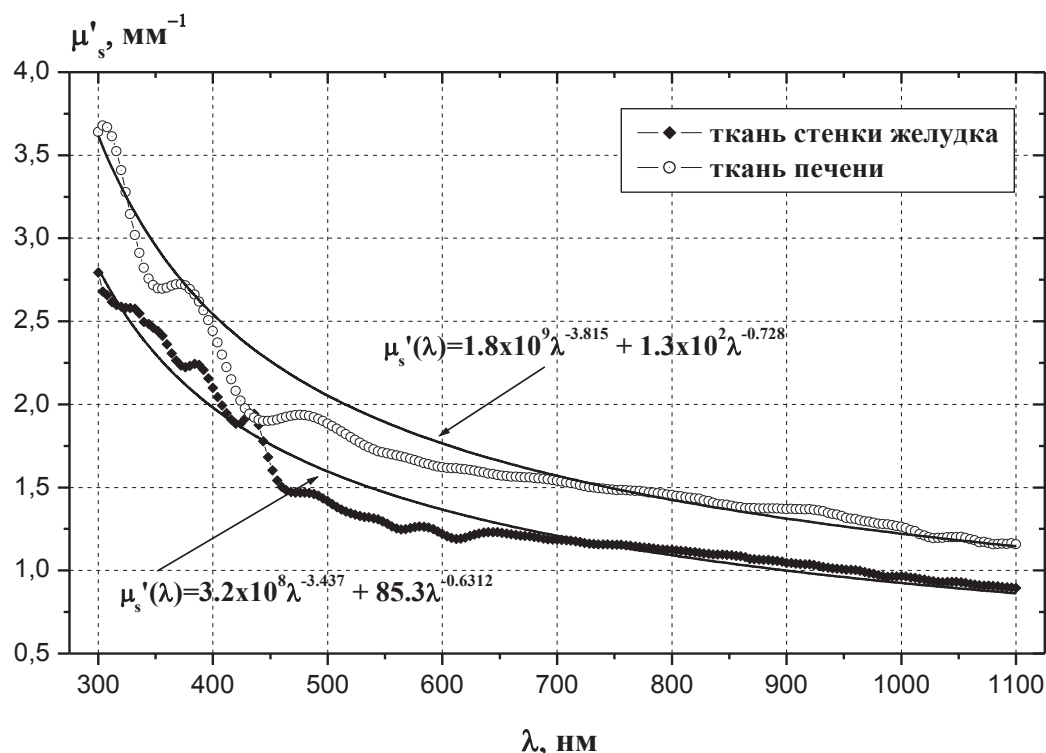


Рис. 6. Спектр коэффициента транспортного рассеяния $\mu'_s(\lambda)$ тканей стенки желудка и печени.

Прямые линии – аппроксимация спектров $\mu'_s(\lambda)$ двухстепенной функцией

Сравнение волновых экспонентов полученных функций позволяет предположить, что относительно тканей печени спектры рассеяния тканей стенки желудка сформированы значительно более крупными частицами, в качестве которых могут выступать, например, ядра цилиндрических клеток эпителия слизистой оболочки, сплетения волокон мышечного слоя и жгуты соединительной ткани серозной оболочки желудка [10, 13, 15]. Вместе с этим значения волновых экспонентов, полученных для тканей печени, свидетельствуют о высокой роли более мелких частиц в формировании спектров рассеяния, например, митохондрий, что также хорошо подтверждается результатами работ [16, 17].

Заключение

Таким образом, систематизировав и обобщив результатов спектрофотометрических исследований биотканей, можно выделить характерные особенности спектрально-оптических свойств для тканей желудка и печени, а именно:

1. Спектры коэффициента поглощения обусловлены наличием гемоглобина, эндогенных хромофоров и воды, на длинах волн поглощения которых (350 ± 5 , 420 ± 5 , 560 ± 15 , 750 ± 10 и 975 ± 5 нм) μ_a образует максимумы. При этом с ростом длины волны спектр μ_a плавно снижается и на участке длин волн 700–1100 нм уменьшается более чем в 100 раз.

2. Спектры коэффициента рассеяния μ_s также достигают максимума в коротковолновой области спектра и плавно убывают в сторону больших длин волн, тогда как фактор анизотропии g растет. Данный факт свидетельствует в пользу снижения вклада рэлеевского рассеяния и возрастание роли рассеяния Ми в результирующих спектрах μ_s .

3. Коэффициент поглощения μ_a тканей печени может до 3.5 раз превышать значение такового для тканей желудка, в то время как коэффициент рассеяния μ_s и фактор анизотропии рассеяния g заметно выше (до 1.5 раз) для тканей желудка.

4. Спектры рассеяния тканей желудка сформированы крупными частицами (например, ядрами клеток эпителия слизистой оболочки, сплетениями волокон мышечного слоя и сплетениями соединительной ткани серозы), в то время как спектры рассеяния тканей печени обусловлены участием более мелких частиц (например, митохондрий).

Работа выполнена с использованием приборной базы ЦКП «Аналитическая спектроскопия» Дагестанского государственного университета.

Литература

1. Оптическая биомедицинская диагностика / пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. – М.: Физматлит, 2007. – Т. 1, 560 с., т. 2, 368 с.
2. Тучин В.В. Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике. – М.: Физматлит, 2013. – 812 с.
3. Handbook of biomedical optics. Ed. D.A. Boas, C. Pitris, N. Ramanujam. © Springer Science+Business Media, 2013.
4. Optical-Thermal Response of Laser Irradiation Tissues. Ed. A.J. Welch and M.J.C. Van Gemert: © Springer Science+Business Media B.V. – 2011. – 958 p.
5. Wang H.-W., Zhu T.C., Putt M.E. et al. In-vivo measurements of optical and physiological properties in human intraperitoneal tissues before and after photodynamic therapy // J. Biomed. Optics. – 2005. – V. 10. – P. 1–13.
6. Башкатов А.Н., Генина Е.А., Кочубей В.И. и др. Оптические свойства биологических тканей брюшины в спектральном диапазоне 350–2500 нм // Оптика и спектроскопия. – 2016. – Т. 120. – С. 6–14.
7. Nilsson A.M.K., Sturesson C., Liu D.L. et al. Changes in spectral shape of tissue optical properties in conjunction with laser-induced thermotherapy // Appl. Optics. – 1998. – V. 37. – P. 1256–1267.
8. Prahl S.A., Van Gemert M.J.C., Welch A.J. Determining of the optical properties of turbid media by using the adding-doubling method // Appl. Optics. – 1993. – V. 32. – P. 359–568.
9. Prahl S.A. Inverse adding-doubling program. Официальный сайт орегонского Центра Лазерной Медицины, 2007. Доступно: <http://omlc.ogi.edu/software/iad/index/html>.
10. Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I. et al. Optical properties of human stomach mucosa in the spectral range from 400 to 2000 nm: Prognosis for gastroenterology// Medical Laser Application. – 2007. – V. 22. – P. 95–104.
11. Bashkatov A.N., Genina E.A. and Tuchin V.V. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review// Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2011. – V. 4. – P. 9–38.
12. Официальный сайт Орегонского центра лазерной медицины, 2007. Доступно: <http://omlc.ogi.edu/spectra/PhotochemCAD/html/index.html>.

13. Jacques S.L. Corrigendum: Optical properties of biological tissues: a review // *Phys. Med. Biol.* – 2013. – V. 58. – P. R37–R61.

14. Терентюк Г.С., Иванов А.В., Полянская Н.И. и др. Фототермические эффекты при лазерном нагреве золотых наностержней в суспензиях и в привитых опухолях в экспериментах *in vivo* // *Квантовая электроника.* – 2012. – Т. 42. – С. 380–389.

15. Гираев К.М., Ашурбеков Н.А., Лахина М.А. Спектры поглощения и рассеяния света тканями желудка при патологии // *ЖПС.* – 2011. – Т. 78. – С. 104–114.

16. Beauvoit B., Kitai T.M., Chance B. Contribution of the mitochondrial compartment to the optical properties of rat liver: a theoretical and particle approach // *Biophys. J.* – 1994. – V. 67. – P. 2501–2510.

17. Liu H., Beauvoit B., Kimura M., Chance B. Dependence of tissue optical properties on solute-induced changes in refractive index and osmolarity // *J. Biomed. Opt.* – 1996. – V. 1. – P. 200–211.

Поступила в редакцию 25 февраля 2017 г.

UDC (535.34+535.36):(611.33+611.34)

DOI 10.21779/2542-0321-2017-32-2-7-18

The absorption and light scattering spectra of the stomach wall and liver tissues in the spectral range of 300–1100 nm

***M.R. Dzhamaludinov^{1, 2}, E.Kh. Israpov^{1, 2}, K.M. Giraev^{1, 2}, I.Sh. Gashimov²,
M.A. Magomedov^{1, 2}, N.A. Ashurbekov²***

¹ *Institute of Physics DSC RAS; Russia, 367003, Makhachkala, M. Yaragsky st., 94;*

² *Dagestan State University; Russia, 367001, Makhachkala, M. Gadzhiev st., 43a; magomed_dzhamaludinov@list.ru*

The paper describes experimental studies of the optical properties of tissues of the stomach wall and liver of the rat. For this purpose an experimental setup based on the integrating sphere was developed and the spectra of total and collimated transmission and diffuse reflectance of biotissues in the spectral range of 300–1100 nm were measured. Using the inverse Adding-Doubling method the spectra of the optical coefficients of absorption, light scattering, reduced scattering and the scattering anisotropy factor were determined. Using the turbidity spectrum method, the spectra of the reduced scattering coefficient were analyzed. According to the results of experimental studies, the features of the spectral dependence of the optical properties of the tissue are revealed depending on the type of organ being tested, potential chromophores are determined, as well as the sizes and concentrations of the dominant scattering centers.

Keywords: biotissue, spectrophotometry, integrating sphere, absorption coefficient, scattering coefficient, anisotropy, inverse Adding-Doubling method.

Received 25 February, 2017