20

Оценка экстинкции двуслойных сред с помощью сапфирового волоконного зонда и анализа диффузно рассеянного излучения

© А.А. Платонова[1], А.К. Зотов[1], Д.Г. Кочиев[1], К.И. Зайцев[1], В.Н. Курлов[2], И.Н. Долганова[1,2]

[1] Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук,
Москва, Россия
[2] Институт физики твердого тела им. Ю.А. Осипьяна Российской академии наук,
Черноголовка, Россия

e-mail: in.dolganova@gmail.com

Поступила в редакцию 15.07.2025 г.
В окончательной редакции 25.07.2025 г.
Принята к публикации 25.11.2025 г.

Измерение оптических параметров биологических тканей с помощью методов диффузного рассеяния широко применяется для неинвазивного мониторинга различных состояний. Одним из частных случаев является анализ параметров различных объемных включений и слоев тканей. Применительно к данной задаче в настоящей работе рассмотрен сапфировый волоконный зонд, который позволяет за счет анализа диффузно рассеянного излучения с пространственным разрешением оценивать эффективный коэффициент экстинкции биологических тканей. В его основе лежит четырехканальная подсветка исследуемого объекта лазерным излучением и анализ интенсивности диффузного рассеяния в стационарном режиме. Для оценки чувствительности зонда к наличию включений были разработаны двуслойные фантомы на основе полиакриламида с различной толщиной верхнего слоя. В качестве рассеивающего компонента была использована липидная эмульсия в различной концентрации, что позволило создать контраст рассеивающих свойств на границе раздела между слоями фантомов. В результате экспериментальных исследований было показано, что измеряемый эффективный коэффициент экстинкции таких фантомов зависит от толщины верхнего слоя, а используемый зонд позволяет оценить наличие неоднородности или включения.

Ключевые слова: диффузное рассеяние, эффективный коэффициент экстинкции, сапфир, фантомы биологических тканей.

DOI: 10.21883/0000000000

Введение

Измерение оптических параметров биологических тканей является одним из методов неинвазивного контроля их состояния в различных ситуациях, в частности, при нарушении микроциркуляции [1,2], при проведении операций [3,4], в криохирургии [5,6], в онкохирургии [4], для анализа жизнеспособности тканевых лоскутов при пластических операциях [7], при оценке диабета [7–9]. Одним из распространенных подходов к измерению оптических параметров является анализ диффузно рассеянного излучения [10–14]. Благодаря относительной простоте аппаратной реализации и возможности компактного исполнения, системы, основанные на этом принципе, позволяют оперативно оценивать оптические параметры тканей, изменения которых коррелируют с патологическими внутритканевыми процессами.

Существуют несколько подходов, лежащих в основе таких систем — спектроскопия диффузного рассеяния с широкополосным источником излучения, анализ оптического отклика во временной либо в частотной области в стационарном режиме, а также наличие либо отсутствие пространственного разрешения при регистрации диффузно рассеянного излучения. Стационарный режим подразумевает применение непрерывного источника, излучение которого не подвергается дополнительной частотной модуляции. Пространственное разрешение, в свою очередь, реализуется за счет применения нескольких волоконных каналов с разным пространственным положением доставки излучения к объекту или его регистрации. Использование нескольких каналов позволяет восстановить зависимость экстинкции от оптического пути, пройденного в среде излучением подсветки. На основе такого подхода ранее был предложен сапфировый многоканальный криоаппликатор для мониторинга процесса криодеструкции [15] и его более компактная реализация для оценки нарушения микроциркуляции [16,17]. Их отличительной особенностью являлось наличие двух детектирующих каналов, сигнал в которых регистрировался двумя независимыми детекторами. Кроме того, применение сапфира в контактной части таких устройств позволяло использовать все преимущества этого материала в биомедицинских приложениях, включая такие свойства как биоинертность, химическую прочность и высокую теплопроводность при низких температурах, а также прозрачность для оптического излучения. Стоит отметить, что сапфировые инструменты нашли свое применение в лазерной термической и фотодинамической терапии, в диагностике, основанной на оптических методах [18,19], в хирургической практике

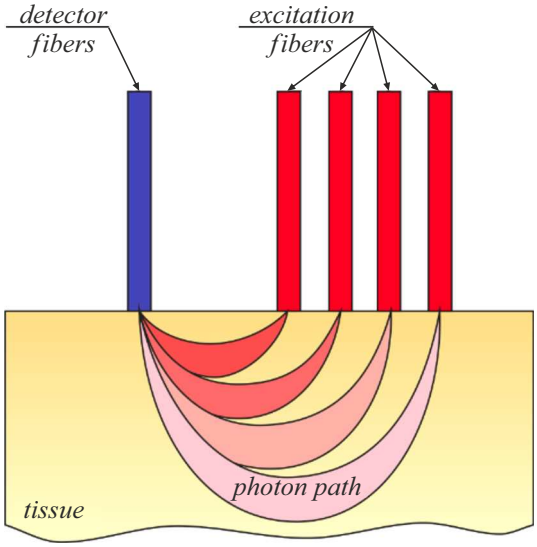

Рис. 1. Схема регистрации диффузно рассеянного излучения с пространственным разрешением, реализованная в многоканальном зонде.

для обычной (сапфировые скальпели [20]) и оптической (сапфировые наконечники и аппликаторы [18,21]) резекции ткани.

Очевидно, что наличие лишь двух детектирующих каналов не позволяло в полной мере использовать преимущества метода измерения пространственно разрешенного диффузного сигнала. Для повышения чувствительности таких устройств была разработана следующая модификация — многоканальный сапфировый зонд, имеющий четыре канала доставки излучения и один детектирующий канал. В данной работе проводилось экспериментальное исследование возможности такого зонда оценивать параметры рассеивающих двуслойных сред. Для этого были разработаны фантомы тканей с плоской границей раздела между слоями и с различной толщиной верхнего слоя. Они позволяют имитировать случай, когда в биологической ткани на некоторой глубине, равной глубине границы раздела между слоями, присутствует некоторое включение с отличающимися от основной среды параметрами. Была показана чувствительность зонда к изменению положения границы раздела на 1 мм, а также возможность определять ее эффективную оптическую глубину до значения $\mu_{\text{eff}}z = 1.58$, где μ_{eff} — эффективный коэффициент экстинкции, зависящий от коэффициентов поглощения μ_a и рассеяния μ_s среды, z — геометрическая толщина верхнего слоя.

Многоканальный волоконный зонд

На рис. 1 показана общая схема расположения каналов источника и детектора в описываемом зонде. Четыре облучающих канала, объединенные в волоконный стек как показано на рис. 2, отстоят от детектирующего канала на расстояния 2, 3, 4 и 5 mm. В качестве источника излучения в зонде используется лазер (MRL-FN-671-AOM, CNI, Китай) с рабочей длиной волны 671 nm, которая лежит в „терапевтическом окне“ (650–950 nm), где наблюдается минимальное поглощение водой и гемоглобином, максимальная глубина проникновения излучения и умеренное рассеяние, позволяющее анализировать диффузный отклик. Также на этой длине волны наблюдается низкий уровень аутофлуоресценции тканей. Предельная выходная мощность лазера составляет 306.6 mW. Для ее регулировки используется дополнительное программное управление мощностью накачки так, что выходная мощность лазера составляет 2.5 mW. Излучение источника с помощью оптической системы (телескопической системы и объектива) и акустооптического дефлектора заводится в волоконный стек так, что с определенным периодом один из дифракционных максимумов излучения совпадает с положением одного из четырех волокон в стеке. Телескопическая система обеспечивает трехкратное увеличение диаметра лазерного пучка и формирует более однородное поле облучения, которое падает на акустооптический дефлектор. Используется только первый порядок дифракции на выходе из дефлектора, поэтому дополнительно в оптической системе присутствует диафрагма, обрезающая нулевой и высшие порядки. С помощью разъемной волоконной связи на основе аттенюаторов стек с волокнами передающей оптической системы соединяется со стеком волокон, помещенным и жестко зафиксированным в сапфировом стержне (контактной части зонда) с внешним диаметром 12 mm, изготовленном с помощью методики капиллярного формообразования (edge-defined film-fed growth, EFG) [22,23]. Для этого в стержне механически делают прямоугольную прорезь по всей его длине (рис. 2, *a*), в которую вставляют стек с волокнами и фиксируют его клеевым соединением так, чтобы выходной торец стека лежал в одной плоскости с выходным торцом стержня.

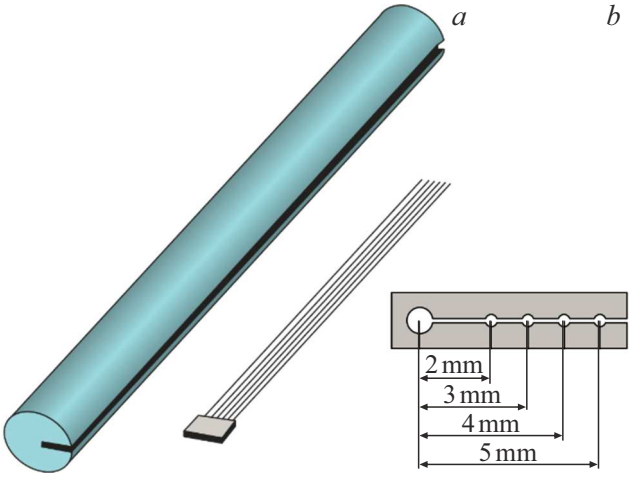

Рис. 2. (*a*) Внешний вид контактной части зонда (сапфирового стержня и волоконного стека). (*b*) Схема торца фиксирующей части волоконного стека.

К выходному торцу зонда приклеено защитное сапфировое окно толщиной 1 mm. Окно позволяет защитить волоконный стек и сами волокна от контакта с биологическими тканями и жидкостями, а также предотвратить смещение волокон внутри зонда.

Детектирование диффузного излучения осуществляется с помощью одного волоконного канала, соединенного с лавинным фотодиодом (APD410A2, Thorlabs). Для анализа сигналов и синхронизации работы источника, акустооптического дефлектора и детектора было разработано оригинальное программное обеспечение. Частота переключения между каналами подсветки и соответственно частота считывания интенсивности в канале детектора составляла 300 Hz. Это позволяло накопить и усреднить значения 20 отсчетов.

Анализ сигналов основан на известной аппроксимации интенсивности диффузно рассеянного излучения I в зависимости от расстояния между каналом источника и детектора ρ [24]:

$$I(\rho) = \left(\frac{C_1}{\rho^m}\right)e^{-C_2\rho}, \tag{1}$$

где C_1 и C_2 — эмпирические параметры, зависящие от оптических свойств ткани и параметров используемых оптических компонентов, параметр m зависит от расстояния ρ и для описанного зонда принят равным 1. Параметр C_2 связан с эффективным коэффициентом ослабления ($C_2 \cong \mu_{\text{eff}}$), определяемым коэффициентом поглощения μ_a и транспортным коэффициентом рассеяния μ_s':

$$\mu_{\text{eff}} = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu_s')}. \tag{2}$$

Транспортный коэффициент рассеяния связан с μ_s с помощью параметра анизотропии g как $\mu_s' = \mu_s(1-g)$. Таким образом, восстановив экспериментально зависимость $I(\rho)$, нетрудно определить коэффициент μ_{eff}, который описывает свойства рассеивающей среды. Для этого следует получить зависимость

$$\ln\big(I(\rho)\rho\big) = \ln(C_1) - C_2\rho, \tag{3}$$

аппроксимировать ее наклонной прямой, используя, например, метод наименьших квадратов, и найти тангенс угла ее наклона, который будет определять μ_{eff}. Для того, чтобы учесть дополнительные потери в каналах источника, фоновую засветку и другие возможные погрешности эксперимента, перед проведением измерений выполняется калибровка по объекту с известными оптическими параметрами. Это позволяет найти поправку $\Delta\ln\big(I(\rho)\rho\big)$ для каждого значения ρ и учесть ее в дальнейшем эксперименте.

Когда объектом является неоднородная среда, коэффициент μ_{eff} будет соответствовать значению, усредненному по зондируемому объему. Если рассматривается слоистая среда, то при увеличении толщины верхнего слоя, очевидно, его вклад в μ_{eff} будет усиливаться. Стоит отметить, что строго параметры слоистой среды можно оценить, применив подход, описанный в работе [25]. Однако для качественного определения изменений структуры объекта, в частности, для оценки смещения границы раздела слоев можно ограничиться приведенным в этой работе подходом [24].

Поскольку в контактной части зонда присутствует плоскопараллельная сапфировая пластина, то на результирующий сигнал будет влиять переотраженное в ней излучение. Поэтому измеренный сигнал корректировался с учетом коэффициентов Френеля.

Фантомы биологических тканей

Тканеимитирующие фантомы часто используются для разработки и тестирования различных оптических диагностических приборов и комплексов. Для получения фантомов с оптическими свойствами, имитирующими свойства биологических тканей, широко используется препарат Intralipid® (Fresenius Kabi, США) и его аналоги. Интралипид представляет собой водную эмульсию липидной взвеси, которая стерильна и подходит для внутривенного питания пациентов и доставки лекарств. Для научных исследований интралипид привлекателен тем, что рассеивающие свойства его водных растворов схожи со свойствами биологических тканей [26,27]. К тому же он прост в обращении и недорог.

Для калибровки и верификации зонда были изготовлены несколько жидкостных фантомов на основе аналога интралипида — препарата Липоплюс 20 (B. Brown, Германия). Для этого эмульсия растворялась в дистиллированной воде с объемной концентрацией 2, 3, 4, 5 и 8 %. Восьмипроцентный раствор эмульсии был использован для калибровки зонда.

Полиакриламидные фантомы относятся к более стабильным и долговечным фантомам. После полимеризации они сохраняют форму в течение нескольких недель и выдерживают механическое воздействие. Основой является бис-акриламид, известный по применению в молекулярной биологии [28,29]. Процесс изготовления фантомов включает следующие шаги.

1. Подготовку раствора бис-акриламида в дистиллированной воде.

2. Добавление рассеивателя и/или поглотителя при интенсивном перемешивании.

3. Добавление в полученный однородный раствор инициаторов полимеризации — персульфата аммония (ammoniumpersulfate, APS) и тетрамеилэтилендиамина.

4. Полимеризация происходит в зависимости от концентрации инициаторов (при 0.2 % полимеризация происходит в течение 2 мин), далее фантом стабилизируется при температуре $+4\,^\circ$C.

В данной работе в качестве рассеивателя в таких фантомах использовалась эмульсия Липоплюс 20, аналогично жидкостным фантомам, в объемной концентрации 5 и 8 %. Были изготовлены однослойные образцы толщиной 5 cm каждого вида (с соответствую-

Таблица 1. Значения эффективного коэффициента экстинкции жидкостных фантомов

Фантом	2%	3%	4%	5%	8%
Теоретический μ_{eff}, mm^{-1}	0.3352	0.3835	0.4204	0.4472	0.5264
Измеренный μ_{eff}, mm^{-1}	0.3293	0.3996	0.4564	0.4779	–
Среднеквадратическое отклонение, σ	0.0071	0.0191	0.0405	0.0341	0.0039

Таблица 2. Значения эффективного коэффициента экстинкции однородных полиакриламидных фантомов

Фантом	5%	8%
Теоретический μ_{eff}, mm^{-1}	0.4472	0.5264
Измеренный μ_{eff}, mm^{-1}	0.3899	0.4939

Таблица 3. Значения эффективного коэффициента экстинкции двуслойных полиакриламидных фантомов

Толщина верхнего слоя, mm	Измеренный μ_{eff}, mm^{-1}
1	0.4127
2	0.4948
3	0.5260

щей концентрацией рассеивающего вещества). Далее собиралась двуслойная система, состоящая из нижнего слабо рассеивающего слоя (5% липидной эмульсии) с толщиной 3.5 cm и верхнего сильно рассеивающего слоя (8% эмульсии) с толщиной 1, 2 и 3 mm.

Результаты и обсуждение

В табл. 1 приведены литературные теоретические [30] и рассчитанные на основе экспериментальных измерений значения эффективного коэффициента экстинкции для жидкостных фантомов на основе липидной эмульсии. Для восьмипроцентного раствора не показаны измеренные значения, поскольку он использовался для калибровки зонда и после получения поправок $\Delta \ln\big(I(\rho)\rho\big)$ рассчитанное на основе измерений значение μ_{eff} совпадало с теоретическим. Видно, что средняя ошибка определения составила $0.022\,\text{mm}^{-1}$. Таким образом, описанный зонд может применяться для определения эффективного коэффициента экстинкции однородных сред.

В табл. 2 приведены теоретические и измеренные значения μ_{eff} полиакриламидных однослойных фантомов с концентрацией рассеивающей липидной эмульсии 5 и 8%. Видно, что погрешность определения μ_{eff} больше по сравнению с жидкостными фантомами. Это может быть следствием более сложной технологии изготовления таких фантомов, на результат которой влияет множество факторов.

В табл. 3 приведены измеренные значения μ_{eff} для двуслойных полиакриламидных фантомов с различной толщиной верхнего сильно рассеивающего слоя. Для наглядности, полученные результаты также представлены на рис. 3. Видно, что эффективный коэффициент экстинкции фантома с тонким верхним слоем (1 mm) близок по значению к теоретическому μ_{eff} однородного фантома с добавлением 5% рассеивающей эмульсии, который используется в качестве нижнего слоя. При такой малой толщине именно он вносит основной вклад в усредненный μ_{eff}. Однако он все же немного больше, чем измеренное значение μ_{eff} для однородного пятипроцентного полиакриламидного фантома. Это подтверждает чувствительность зонда к наличию тонкого слоя в структуре объекта и позволяет надеяться на возможность фиксации включений малого размера в реальных биологических тканях. При увеличении толщины верхнего слоя до 2 mm величина μ_{eff} также возрастает, поскольку увеличивается вклад сильно рассеивающей среды в усредненный коэффициент экстинкции. При увеличении толщины верхнего слоя до 3 mm измеренное значение μ_{eff} хорошо согласуется с эффективным коэффициентом экстинкции восьмипроцентного фантома. Таким образом, вклад нижнего слоя в экстинкцию сильно уменьшается.

Полученные результаты показывают, что увеличение толщины верхнего слоя ведет к возрастанию μ_{eff}. При этом зонд чувствителен к смещению границы раздела между слоями на 1 mm. Несмотря на практически точное совпадение значений μ_{eff} для фантома с толщиной верхнего слоя 3 mm и теоретическим значением μ_{eff} для однородного фантома с содержанием 8% рассеивающего вещества, можно заметить отличие μ_{eff} от измеренного значения для этого однородного фантома. Причем μ_{eff} двуслойной среды выше. Очевидно, что дополнительный вклад в экстинкцию вносит именно граница раздела. Таким образом, полученные результаты показывают, что сапфировый волоконный зонд в описанной реализации совместно с прямой оценкой μ_{eff} может быть использован для анализа положения включений в ткани как минимум на глубине до $z = 3$ mm. Стоит заметить, что это значение справедливо для конкретных рассеивающих и поглощающих параметров рассмотренных фантомов и может изменяться при различных вариациях этих параметров. Легко оценить эффективную оптическую глубину, которая соответствует этой предельной глубине, как произведение $\mu_{\text{eff}}z$ по аналогии с оптической толщиной $(\mu_a + \mu_s)z$. В данном случае это значение равно 1.58.

Ранее было продемонстрировано, что четырехканальный сапфировый аппликатор, используемый для криодеструкции, позволяет оценить положение ледяного фронта на глубине до 1 cm [6]. Однако для этого решалась обратная задача на основе теоретических оценок двуслойной рассеивающей среды при различных возможных значениях μ_a и μ_s'. Это требует больших вычислительных затрат по сравнению с используемым

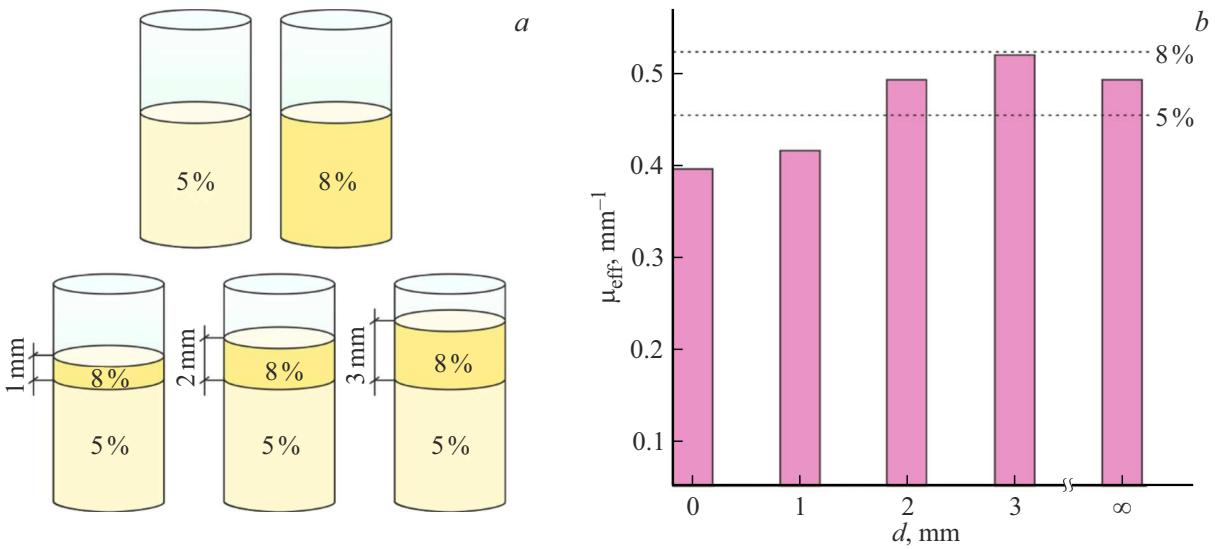

Рис. 3. (*a*) Схематичное изображение используемых полиакриламидных фантомов, однородных и двуслойных. (*b*) Результаты измерения эффективного коэффициента экстинкции в сравнении с теоретическими значениями (пунктирные горизонтальные линии) для однородных фантомов. Значения процентов указывают на объемное содержание рассеивающего компонента в фантомах.

в данной работе подходом, однако, позволяет увеличить предельное возможное значение определения положения границы раздела слоев. Представляет интерес дальнейшая доработка используемого подхода для повышения предельной глубины.

Рассмотренная в данной работе задача оценки чувствительности многоканального волоконного зонда к наличию включений в ткани решалась с помощью двуслойного фантома. Конечно, такая структура является первым приближением реальных тканевых структур. В дальнейшем следует использовать более сложные фантомы — многослойные и с имитацией включений различной формы и размеров. Фантомы на основе полиакриламида позволяют создавать различные структуры, поэтому они могут быть использованы в дальнейших исследованиях.

Заключение

В этой работе рассмотрена возможность применения многоканального волоконного зонда с сапфировой контактной частью для исследований параметра неоднородных объектов — эффективного коэффициента экстинкции. Его измерения осуществляются за счет анализа диффузно рассеянного излучения с пространственным разрешением в стационарном режиме. Для экспериментальных исследований использованы жидкостные однородные фантомы на основе водного раствора липидной эмульсии и твердотельные фантомы на основе полиакриламида. Измерения однородных фантомов показали, что средняя ошибка определения коэффициента экстинкции составляет $0.022\,\mathrm{mm}^{-1}$. Измерения двуслойных фантомов с различными коэффициентами рассеяния слоев и разной глубиной границы раздела между слоями показали чувствительность зонда к смещению границы раздела на 1 mm и возможность детектирования изменения эффективной экстинкции, обусловленной наличием внутреннего включения на глубине до 3 mm при коэффициенте экстинкции верхнего слоя $0.5264\,\mathrm{mm}^{-1}$. Полученные результаты показали возможность использования данного зонда для биомедицинских приложений.

Соблюдение этических норм

Настоящая статья не содержит каких-либо исследований с использованием животных в качестве объектов.

Финансирование работы

Выполнено при поддержке гранта Российского научного фонда № 25–79–30006.

Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

Список литературы

[1] C.A. denUil, E. Klijn, W.K. Lagrand, J.J. Brugts, C. Ince, P.E. Spronk, M.L. Simoons. Prog. Cardiovasc. Dis., **51** (2), 161–170 (2008). DOI: 10.1016/j.pcad.2008.07.002

[2] P.F. Do Amaral Tafner, F.K. Chen, R.R. Filho, T.D. Corrêa, R.C. De Freitas Chaves, A.S. Neto. Rev. Bras. Ter. Intensiva., **29** (2), 238–247 (2017). DOI: 10.5935/0103-507X.20170033

[3] R. Fitridge, M. Thompson. *Mechanisms of vascular disease: A reference book for vascular specialists* (The University of Adelaide Press, Adelaide, 2011). DOI: 10.1017/UPO9781922064004

[4] N. Nakayama, S. Kuroda, K. Houkin, S. Takikawa, H. Abe. Acta. Neurochir., **143** (1), 17–24 (2001). DOI: 10.1007/s007010170133
[5] A.V. Pushkarev, S.S. Ryabikin, D.I. Tsiganov, A.K. Zotov, V.N. Kurlov, I.N. Dolganova. J. Biomed. Photon. Eng., **8** (4), 040501 (2022). DOI: 10.18287/JBPE22.08.040501
[6] I.N. Dolganova, A.K. Zotov, L.P. Safonova, P.V. Aleksandrova, I.V. Reshetov, K.I. Zaytsev, V.V. Tuchin, V.N. Kurlov. J. Biophotonics, **16** (3), e202200288 (2023). DOI: 10.1002/jbio.202200288
[7] C. Holm., M. Mayr, E. Höfter, A. Becker, U.J. Pfeiffer, W. Mühlbauer. Br. J. Plast. Surg., **55** (8), 635–644 (2002). DOI: 10.1054/bjps.2002.3969
[8] D.K. Tuchina, V.V. Tuchin. J. Biomed. Photon. Eng., **4** (2), 020201 (2018). DOI: 10.18287/jbpe18.04.020201
[9] E. Zharkikh, V. Dremin, E. Zherebtsov, I. Meglinski. J. Biophotonics, **13** (10), 202000203 (2020). DOI: 10.1002/jbio.202000203
[10] V.V. Tuchin. *Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnosis* (SPIE, California, 2015). DOI: 10.1117/3.1003040
[11] M.G. Nichols, E.L. Hull, T.H. Foster. Appl. Opt., **36** (1), 93–104 (1997). DOI: 10.1364/AO.36.000093
[12] Z. Shi, Y. Fan, H. Zhao, K. Xu. J. Biomed. Opt., **17** (6), 067004 (2012). DOI: 10.1117/1.jbo.17.6.06700
[13] A.M.K. Nilsson, R. Berg, S. Andersson-Engels. Appl. Opt., **34** (21), 4609–4619 (1995). DOI: 10.1364/ao.34.004609
[14] B. Hallacoglu, A. Sassaroli, S. Fantini. PLoS One, **8** (5), e64095 (2013). DOI: 10.1371/journal.pone.0064095
[15] A.K. Zotov, A.V. Pushkarev, A.I. Alekseeva, K.I. Zaytsev, S.S. Ryabikin, D.I. Tsiganov, D.A. Zhidkov, I.A. Burkov, V.N. Kurlov, I.N. Dolganova. Sensors, **24** (11), 3655 (2024). DOI: 10.3390/s24113655
[16] А.А. Платонова, П.В. Александрова, С.П. Кудрявцева, А.К. Зотов, К.И. Зайцев, К.Б. Долганов, В.Н. Курлов, И.Н. Долганова. Опт. и спектр., **133** (5), 473–479 (2025). DOI: 10.61011/OS.2025.05.60784.201-24
[17] A.A. Platonova, P.V. Aleksandrova, A.I. Alekseeva, S.P. Kudryavtseva, A.K. Zotov, K.I. Zaytsev, K.B. Dolganov, I.V. Reshetov, V.N. Kurlov, I.N. Dolganova. J. Biophotonics, **17** (11), e202400368 (2024). DOI: 10.1002/jbio.202400368
[18] K. Stock, T. Stegmayer, R. Graser, W. Förster, R. Hibst. Las. Surg. Med., **44** (10), 815–823 (2012). DOI: 10.1002/lsm.22091
[19] I.N. Dolganova, I.A. Shikunova, A.K. Zotov, M.A. Shchedrina, I.V. Reshetov, K.I. Zaytsev, V.V. Tuchin, V.N. Kurlov. J. Biophotonics, **13** (10), e202000164 (2020). DOI: 10.1002/jbio.202000164
[20] M. Ahmad, M. Ismail. J. Cosmet. Dermatol., **20** (11), 3610–3615 (2021). DOI: 10.1111/jocd.14006
[21] T.J. Polletto, A.K. Ngo, A. Tchapyjnikov, K. Levin, D. Tran, N.M. Fried. Las. Surg. Med., **38** (8), 787–791 (2006). DOI: 10.1002/lsm.20382
[22] H.E. LaBelle. J. Cryst. Growth, **50** (1), 8–17 (1980). DOI: 10.1016/0022-0248(80)90226-2
[23] V.N. Kurlov, S.N. Rossolenko, N.V. Abrosimov, K. Lebbou. *Crystal Growth Processes Based on Capillarity: Czochralski, Floating Zone, Shaping and Crucible Techniques* (John Wiley and Sons, Capstone, 2010). Ch. 5. DOI: 10.1002/9781444320237
[24] T.J. Farrell, M.S. Patterson, B. Wilson. Med. Phys., **19** (4), 879–888 (1992). DOI: 10.1118/1.596777
[25] A. Liemert, A. Kienle. Opt. Expr., **18** (9), 9266–9279 (2010). DOI: 10.1364/OE.18.009266
[26] H. Assadi, R. Karshafian, A. Douplik. Int. J. Photoenergy, **2014** (1), 471764 (2014). DOI: 10.1155/2014/471764
[27] S.T. Flock, S.L. Jacques, B.C. Wilson, W.M. Star, M.J. van Gemert. Las. Surg. Med., **12** (5), 510–519 (1992). DOI: 10.1002/lsm.1900120510
[28] S.R. Guntur, M.J. Choi. Ultrasound Med. Biol., **40** (11), 2680–2691 (2014). DOI: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.06.010
[29] A. Hariri, J. Palma-Chavez, K.A. Wear, T.J. Pfefer, J.V. Jokerst, W.C. Vogt. Photoacoustics, **22** (22), 100245 (2021). DOI: 10.1016/j.pacs.2021.100245
[30] B. Aernouts, R. Van Beers, R. Watté, J. Lammertyn, W. Saeys. Opt. Expr., **22** (5), 6086–6098 (2014). DOI: 10.1364/oe.22.006086