

## Оптическая когерентная томография: измерение показателя преломления рассеивающих сред

© А.П. Фашчевский<sup>1</sup>, В.В. Тучин<sup>1,2,3</sup>

<sup>1</sup> Институт физики и научный медицинский центр, Саратовский национальный исследовательский государственный университет,

410012 Саратов, Россия

<sup>2</sup> Институт проблем точной механики и управления, ФИЦ „Саратовский научный центр РАН“,

410028 Саратов, Россия

<sup>3</sup> Национальный исследовательский Томский государственный университет,

634050 Томск, Россия

e-mail: fashap66@gmail.com

Поступило в Редакцию 30 апреля 2026 г.

В окончательной редакции 17 июля 2026 г.

Принято к публикации 20 июля 2026 г.

В обзоре систематизированы современные методы измерения показателя преломления слабо и сильно рассеивающих сред с помощью оптической когерентной томографии. Рассмотрены фундаментальные физические принципы и аппаратные ограничения, влияющие на точность и чувствительность рефрактометрии, основанной на оптической когерентной томографии, включая эффекты многократного рассеяния, спекл-шума и дисперсии. Выделены и подробно проанализированы четыре основных класса подходов: прямое измерение оптической толщины; многоугловое зондирование; методы физической и численной рефокусировки; комбинированные технологии. Для каждой группы методов проведена сравнительная оценка преимуществ, ограничений и применимости для конкретных объектов (биологические ткани *ex vivo* и *in vivo*, полимеры, технические жидкости, пористые матрицы). Показано, что вектор развития рефрактометрии, основанной на оптической когерентной томографии, смещается от классических методов механического трекинга фокуса к вычислительной рефракционной томографии и мультимодальным системам, обеспечивающим высокоточное 2D- и 3D-картирование показателя преломления. Отмечено, что внедрение данных алгоритмов открывает новые перспективы для неинвазивной диагностики в биомедицине и неразрушающего контроля в материаловедении.

**Ключевые слова:** оптическая когерентная томография, показатель преломления, рефрактометрия, биологические ткани, многослойные материалы.

DOI: 10.61011/JTF.2026.11.63785.154-26

## Введение

Развитие неинвазивных оптических методов диагностики является одним из приоритетных направлений в современной биомедицине и материаловедении. Оптические технологии обеспечивают высокое пространственное разрешение и позволяют получать информацию о структурных и биохимических свойствах тканей *in vivo* без необходимости биопсии. В клинической практике и фундаментальных исследованиях наблюдается устойчивая тенденция к комплексированию различных методов визуализации и спектроскопии. Мультимодальные подходы в сочетании с алгоритмами машинного обучения демонстрируют высокую эффективность, например, для дифференциальной диагностики кожных патологий и распознавания различных клинических форм базально-клеточной карциномы [1–4].

Несмотря на успехи гибридных систем, оптическая когерентная томография (ОКТ) остается одним из наиболее мощных самостоятельных инструментов для микроструктурного анализа. Традиционно ОКТ ориентировалась на качественную морфологическую диагности-

ку [5–7]. Однако сегодня вектор развития смещается в сторону количественной ОКТ — извлечения из интерференционного сигнала фундаментальных физических параметров, таких как коэффициент рассеяния, фактор анизотропии и показатель преломления (ПП) [8–10].

ПП является базовой физической характеристикой материала, определяющей его взаимодействие со светом и играющей ключевую роль в оптике, биомедицине, материаловедении и инженерии [11–13]. В биомедицинских исследованиях ПП служит важным индикатором структуры тканей, уровня гидратации и локальной концентрации белков, что делает его измерение критически важным для диагностики заболеваний, анализа патологических изменений и разработки новых терапевтических подходов [14–16]. Локальные изменения ПП позволяют оценивать состояние хрусталика глаза [15,17–19], динамику агрегации эритроцитов в крови [20] или изменения в хрящевой ткани при ее дегидратации и оптическом просветлении [21,22]. В материаловедении измерение ПП необходимо для контроля качества оптических компонентов (линз, волокон, покрытий) и создания функци-

ональных материалов с заданными свойствами [23,24]. Особый интерес представляет изучение пористых структур, таких как синтетические опалы, где ПП иммерсионной жидкости определяет условия диффузии [25], мониторинг процессов набухания и сорбции воды в полимерных пленках [26,27] а также создание стабильных оптических фантомов ткани для калибровки приборов [28].

Существуют различные методы измерения ПП: визуальный [29], спектроскопический [30] и рефрактометрический [31]. Однако классические приборы требуют оптической прозрачности образца или идеального контакта с его плоской поверхностью. Использование интерферометрических методов, к которым относится ОКТ [32,33], для прямой метрологии ПП долгое время оставалось ограниченным. Высокая точность определения ПП требует строгого учета дисперсии и высокой устойчивости к шуму, что особенно сложно реализовать в сильно рассеивающих средах [34,35]. Многократное рассеяние в таких средах приводит к искажению аппаратной функции (PSF) и уширению границ на ОКТ-изображении, требуя анализа внутри строго ограниченных областей интереса (ROI) вместо стандартных алгоритмов выравнивания поверхностей.

В основе базовых интерферометрических измерений лежит вычисление оптического пути  $L$ , равного произведению геометрической толщины образца  $d$  на показатель преломления  $n$ :

$$L = d \cdot n. \quad (1)$$

Соответственно ПП определяется как

$$n = \frac{L}{d}. \quad (2)$$

В ходе стандартного ОКТ-измерения невозможно изолированно определить каждый из этих параметров: изменение одного может быть компенсировано другим, что приводит к идентичному наблюдаемому сигналу [6,7,33]. Для разрешения этой неоднозначности требуются специализированные методы: использование калибровочных сред [36], многоугловое сканирование [26,37–41] или методы физической и численной рефокусировки [5,34,42,43]. Ситуация дополнительно усложняется для гетерогенных сред, где без знания геометрии каждого слоя можно определить лишь усредненный ПП [44], а также для текучих жидкостей, требующих бесконтактных измерений в динамике [45].

Важно подчеркнуть, что стандартные источники света в ОКТ обладают широким спектром (от 50 до 200 nm), вследствие чего измеряемой величиной является групповой показатель преломления ( $n_g$ ). Он связан с фазовым показателем преломления ( $n_p$ ) через дисперсионное соотношение:

$$n_g(\lambda_0) = n_p(\lambda_0) - \lambda_0 \frac{dn_p}{d\lambda} \Big|_{\lambda=\lambda_0}, \quad (3)$$

где  $\lambda_0$  — центральная длина волны источника. Таким образом, ОКТ-измерения позволяют сначала экспериментально определить групповой путь и соответствующий ему  $n_g$ , а затем, анализируя спектральные компоненты или используя аппроксимации (например, уравнение Коши), восстановить фазовый ПП и параметры дисперсии материала [46].

Начиная с пионерских работ по оценке ПП оптически плотных тканей путем отслеживания фокусного сдвига [5], были предложены методики для локального определения ПП в коже [34,47], зубах [48,49] и тканях мозга [42]. В последние годы эти подходы эволюционировали в вычислительные нейросетевые модели, способные реконструировать истинную геометрию и весь набор оптических параметров объекта даже из ограниченного набора угловых проекций, такие как оптическая когерентная рефракционная томография [38,40].

Важной тенденцией развития метода является переход от изолированного измерения ПП к комплексному количественному анализу. Многие современные методики нацелены на одновременное или последовательное определение не только ПП, но и истинной геометрической толщины образца [50–52], что позволяет разделять оптические и геометрические искажения на изображениях. Это открывает возможность для оценки сопутствующих оптических характеристик, таких как коэффициенты экстинкции (ослабления), рассеяния и поглощения [41,53]. В ряде прикладных задач, например, при исследовании пористых нанокомпозитных матриц и синтетических опалов, такой подход позволяет косвенно определять важные физические параметры объектов, включая их пористость и динамику заполнения пор иммерсионными флюидами в процессе оптического просветления (ОП) [25]. Некоторые методы позволяют измерить не только отдельные средние значения ПП, но и его распределение в 1D- (профиль) [17], 2D- [54] и 3D- [38,39,41] (картирование) пространстве.

Современные комбинированные подходы, сочетающие ОКТ с рефрактометрией Аббе [55], многоволновой рефрактометрией [56] или терагерцовой визуализацией [57], открывают новые возможности для анализа фазовых переходов и динамических процессов. Интеграция ОКТ с другими физическими модальностями расширяет этот перечень характеристик: сочетание с микроскопией дает возможность прецизионного измерения объема и ПП жидкостей в экстремальных условиях [58], а использование принципов эластографии позволяет картировать механическую жесткость тканей параллельно с градиентом ПП [19].

Настоящая работа посвящена обзору современных методов измерения показателя преломления с использованием ОКТ. Основное внимание уделено четырем классам методик: оценке по оптической толщине, многоугловым измерениям, методам рефокусировки и комбинированным подходам. В обзоре анализируются факторы точности в рассеивающих средах и приводятся примеры применения метода для исследования биологических

тканей, полимеров, синтетических опалов и мониторинга кинетики диффузионных процессов.

## 1. Чувствительность и точность измерения показателя преломления с помощью ОКТ

Чувствительность и точность определения ПП с помощью ОКТ зависят от совокупности аппаратных характеристик системы и оптических свойств исследуемого объекта. В современной метрологии базовой характеристикой является понятие неопределенности, характеризующее дисперсию значений, которые могли бы быть обоснованно приписаны измеряемой величине [59,60]. Настоящая работа опирается на результаты оригинальных исследований, авторы которых преимущественно используют традиционные метрики точности, чувствительности и погрешности измерения. Для того чтобы избежать искажения исходных данных и для обеспечения сравнения описанных подходов, в последующих разделах обзора сохранена оригинальная терминология авторов цитируемых работ.

В метрологическом аспекте ОКТ-рефрактометрии принято разделять эти понятия: точность  $\delta n$  определяет близость результата к истинному значению, в то время как чувствительность  $\Delta n_{\min}$  определяет минимально регистрируемое изменение ПП, которое система способна отличить от шума [33].

### • Аппаратные пределы

Основным фактором, ограничивающим точность измерения оптического пути  $L$ , является аксиальная разрешающая способность  $\Delta L$ , определяемая шириной спектра источника:

$$\Delta L = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda}, \quad (4)$$

где  $\Delta \lambda$  — ширина спектральной полосы источника излучения. Вместе с тем точность локализации одиночной границы раздела сред  $\delta z$  выше разрешения системы и зависит от отношения сигнал/шум (SNR)

$$\delta z \approx \frac{\Delta L}{2\sqrt{\text{SNR}}}. \quad (5)$$

Теоретическая погрешность определения положения границы для современных ОКТ-систем может составлять доли микрона [35].

### • Многократное рассеяние

Для рассеивающих объектов, таких как биологические ткани или пористые матрицы, одним из важных факторов, влияющих на точность измерения ПП, является ослабление зондирующего излучения. Согласно закону Бугера–Ламберта–Бера, плотность потока  $P_0$ , несущего информацию о границах, убывает экспоненциально [14]:

$$P(z) \sim P_0 e^{(-2\mu_t z)}, \quad (6)$$

где  $\mu_t$  — коэффициент экстинкции.

С ростом глубины затухание сигнала приводит к резкому падению SNR, что, согласно (4), уменьшает точность локализации границы. Кроме того, в сильно рассеивающих средах за счет многократного рассеяния происходит искажение PSF, что проявляется в уширении пиков от границ раздела и вносит систематическую погрешность в определение оптической толщины [34].

### • Оценка чувствительности

При известном значении геометрической толщины образца  $d$  чувствительность измерения ПП в соответствии с формулой (2) определяется через погрешность измерения оптической толщины (оптического пути)  $\delta L$ :

$$\Delta n_{\min} = \frac{\delta L}{d}. \quad (7)$$

В случае сильно рассеивающих сред  $\delta L$  существенно возрастает из-за спекл-шума [61,62].

Если геометрическая толщина  $d$  также является измеряемой величиной, то суммарная относительная чувствительность может быть рассчитана как совокупная ошибка двух оптических путей [7]:

$$\frac{\Delta n}{n} = \sqrt{\left(\frac{\delta L}{L}\right)^2 + \left(\frac{\delta d}{d}\right)^2}, \quad (8)$$

где  $\delta d$  — погрешность измерения геометрической толщины образца.

## 2. Виды ОКТ-сканов

Выделяют следующие виды получаемых сигналов: А-скан, В-скан и 3D-скан. А-скан получается в результате только продольного сканирования объекта и представляет собой сигнал с пиками на границе раздела сред. В-скан является набором А-сканов при поперечном сканировании объекта. 3D-скан, соответственно, является объемным сканом объекта [33] и получается, как совокупность В-сканов. На рис. 1 представлены примеры А-, В- и 3D-сканов ОКТ.

## 3. Оценка показателя преломления на основе измерений оптической толщины с помощью ОКТ

В разд. 3 приводятся методы измерения и оценки ПП на основе измерения оптической толщины с помощью ОКТ. Подход к измерению ПП с помощью таких методов можно свести к следующей последовательности действий: измерение геометрической толщины, измерение оптической толщины и вычисление ПП с помощью выражения (2). Геометрическая толщина может быть измерена как непосредственно с помощью ОКТ, так и независимо.

Данные методики позволяют измерять ПП различных объектов, включая биологические ткани, полимеры, пленки, искусственные среды, технические жидкости и газы.

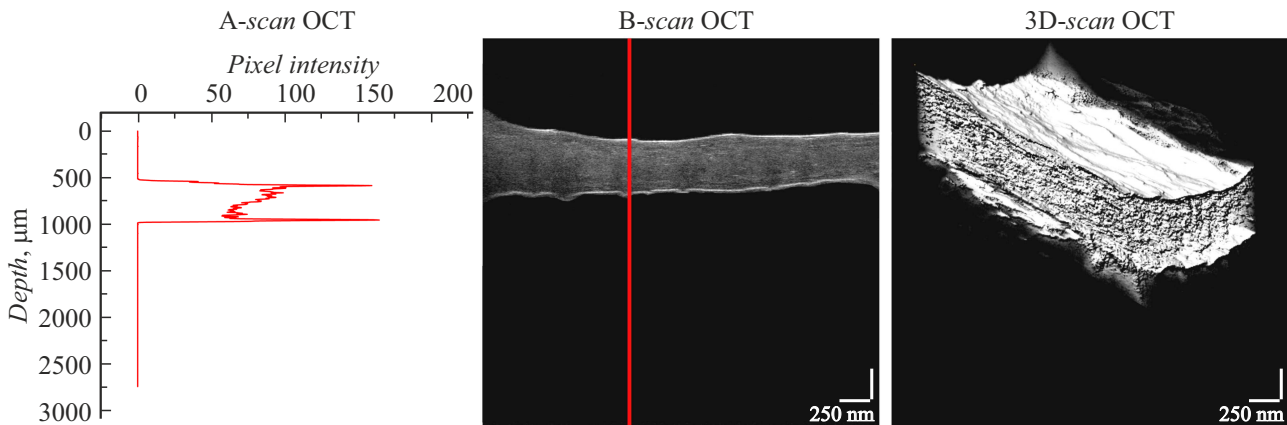


Рис. 1. Примеры А-, В- и 3D-сканов ОКТ черепа мыши.

### 3.1. Биологические ткани

В работах [15,18] в качестве объектов исследования выступали хрусталики глаза *in vitro*. Для этого образец помещали на подложку в чашку Петри, заполненной физиологическим раствором таким образом, чтобы на скане ОКТ были видны области в присутствии и отсутствии образца (рис. 2). Образцами выступали хрусталик глаза мыши *ex vivo*, рубин, кварцевое стекло [15] и хрусталики глаз человека *ex vivo* [18]. В работе [18] источником света выступал суперлюминесцентный диод (СЛД) с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 825 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 25 \text{ nm}$ , а в [15] центральная длина волны источника составляла  $\lambda_0 = 1310 \text{ nm}$ .

Алгоритм данных работ сводится к измерению двух величин: геометрической и оптической толщин объекта для последующего вычисления группового ПП.

Для вычисления геометрической толщины используют следующую формулу:

$$d = \frac{1}{n_0} (L - \delta), \quad (9)$$

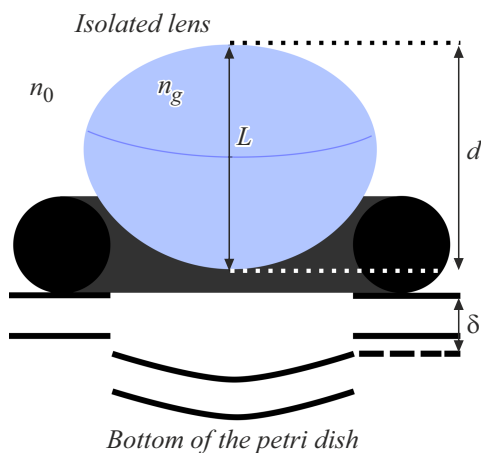


Рис. 2. Схема измерений геометрической и оптической толщин для вычисления группового ПП хрусталика. Переработано по [15].

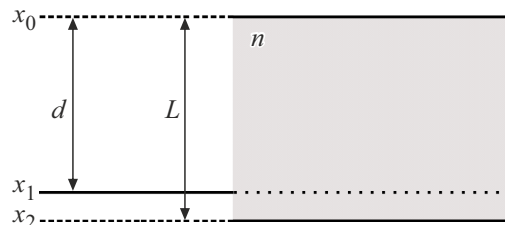


Рис. 3. Схема измерений геометрической и оптической толщин для вычисления группового ПП костной ткани и кожи. Переработано по [49].

где  $n_0$  — ПП среды, в которой помещен объект. Этот параметр известен заранее, так как в качестве среды может быть использован физиологический раствор или вода;  $L$  — оптическая толщина объекта;  $\delta$  — изменение оптической толщины при помещении объекта. Тогда групповой ПП образца вычисляется по формуле (2).

Помимо этого, в [18] метод позволяет рассчитать фазовый ПП в соответствии с выражением (3).

В работе [49] также рассматривается одновременное измерение оптической и геометрической толщин для вычисления группового ПП образца. В качестве объектов выступали эмаль и дентин зуба. Источником света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1330 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100 \text{ nm}$ . Схема эксперимента (рис. 3) схожа с предыдущим методом.

Расчет группового ПП  $n_g$  производится в соответствии со следующим выражением:

$$n_g = \frac{|x_2 - x_0|}{|x_1 - x_0|}, \quad (10)$$

где  $x_0$  — верхняя граница образца,  $x_1$  и  $x_2$  — нижняя граница (поверхность стола) в отсутствие и присутствии образца.

В работах [21,22,51] акцент ставится на измерение группового ПП в процессе оптического просветления. Так, методы [21,22] опираются на независимые измерения оптической (с помощью ОКТ) и геометрической

(с помощью микрометра) толщин костно-хрящевых образцов *in vitro*. В работе [51] происходит одновременное измерение геометрической и оптической толщины (рис. 3) образцов кожи крысы *in vitro*. В качестве источника света во всех описанных работах используется СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 930$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100$  nm. Вычисление геометрической толщины производится на основе выражения (9), где  $L = |x_2 - x_0|$  и  $\delta = |x_2 - x_1|$ . Значение группового ПП в данных работах вычисляется с помощью выражения (2).

В работе [16] представлен метод, который фокусируется на использовании фурье-преобразования А-сканов микро-ОКТ системы для вычисления ПП. В основе данного метода лежит специфика устройства спектрального ОКТ, которая заключается в регистрации широкополосного интерференционного сигнала в виде спектра, что открывает доступ к спектроскопической информации об образце. Это позволяет оценить дисперсию ПП и получить зависимость ПП  $n$  от длины волны  $\lambda$ . В качестве образцов были взяты капли дистиллированной воды, помещенные на предметное стекло, и роговица крысы *in vitro*. В качестве источника излучения используется суперконтинуумный источник света, спектр освещения которого от 600 до 1050 nm.

Для оценки дисперсии оптической толщины  $L(\lambda)$  было использовано соотношение Коши:

$$L(\lambda) = d \left( A + \frac{B}{\lambda^2} + \frac{C}{\lambda^4} \right), \quad (11)$$

где  $A, B, C$  — коэффициенты Коши. Тогда расчет  $n_p$  в соответствии с выражением (2) и (11):

$$n(\lambda) = \frac{L(\lambda)}{d}. \quad (12)$$

Значения  $d$  получали следующим образом: выбирали значение  $n(\lambda_k)$  на определенной длине волны  $\lambda_k$  из литературы, измеряли  $L(\lambda_k)$  и вычисляли  $d$  как:

$$d = \frac{L(\lambda_k)}{n(\lambda_k)}. \quad (13)$$

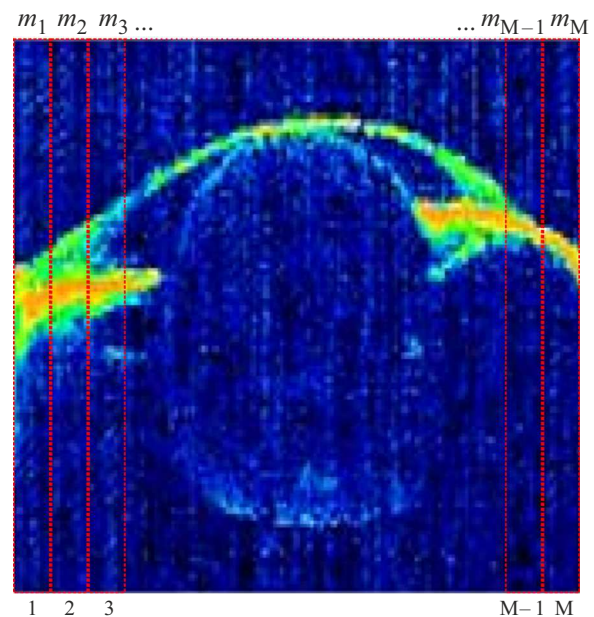
Затем вычислялись значения коэффициентов  $A, B, C$  и дисперсия ПП  $n(\lambda)$  (табл. 1).

В работе [17] представлен метод, позволяющий измерить профиль группового ПП. Образцами в данном исследовании выступали хрусталики глаза рыбы данио-рерио *in vitro* и *in vivo*. В качестве источника света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 840$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 49$  nm. В данном исследовании не было проведено прямых или косвенных измерений геометрической толщины образцов. Для оценки распределения группового ПП по профилю был использован метод наименьших квадратов для поиска такого  $n_g$ , чтобы целевая функция SSE была минимальной:

$$SSE = \sum_{m=1}^M \min(L_{th}^m(n_g) - L_{exp}^m)^2, \quad (14)$$

**Таблица 1.** Измеренные с помощью системы микро-ОКТ значения фазовых ПП [16]

| Дистиллированная вода |          |               | Роговица крысы <i>in vitro</i> |        |               |
|-----------------------|----------|---------------|--------------------------------|--------|---------------|
| $\lambda$ , nm        | $n$      | $\delta n$    | $\lambda$ , nm                 | $n$    | $\delta n$    |
| 706                   | 1.329258 | $\sim 0.0005$ | 525                            | 1.3853 | $\sim 0.0005$ |
| 780                   | 1.327970 | $\sim 0.0010$ | 550                            | 1.3840 | $\sim 0.0002$ |
| 852                   | 1.327095 | $\sim 0.0002$ | 575                            | 1.3829 | $\sim 0.0000$ |
| 894                   | 1.326702 | $\sim 0.0000$ | 600                            | 1.3820 | $\sim 0.0001$ |
|                       |          |               | 625                            | 1.3813 | $\sim 0.0001$ |
|                       |          |               | 650                            | 1.3807 | $\sim 0.0003$ |



**Рис. 4.** В-скан ОКТ глаза рыбы данио-рерио *in vivo*, разбитый на  $M$  столбцов (А-сканов). Переработано по [17].

где  $L_{th}^m(n_g)$  и  $L_{exp}^m(n_g)$  — теоретическая и экспериментальная оптическая толщина образца в  $m$ -м столбце В-скана (рис. 4).

Теоретическая средняя оптическая толщина образца в области  $m$ -го В-скана  $L_{th}(n_g)$  рассчитывается как:

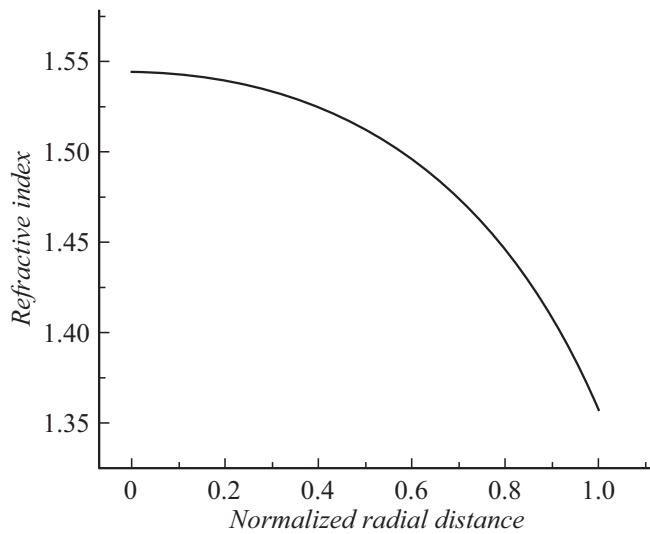
$$L_{th} = \sum \frac{n(R_n) + n(R_{n-1})}{2} |R_n - R_{n-1}|, \quad (15)$$

где  $R_N$  — дискретная точка траектории оптического пути внутри образца.

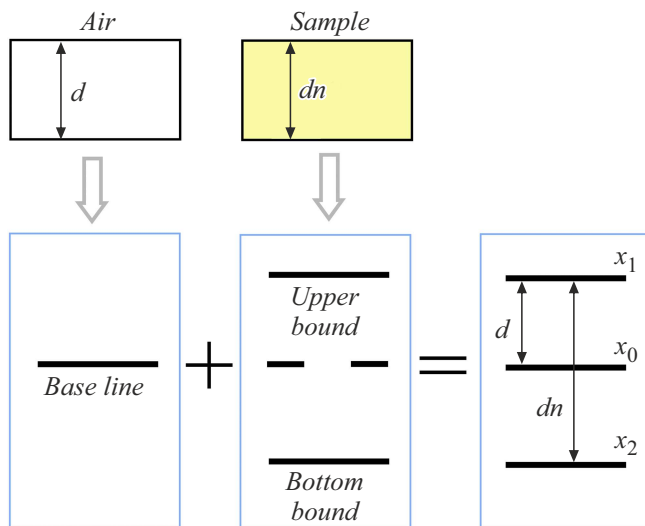
Затем групповой ПП рассчитывается из полинома

$$n(r) = a_0 + a_1 r^2 + a_2 r^4 + a_3 r^6, \quad (16)$$

где  $a_0, a_1, a_2, a_3$  — коэффициенты полинома,  $r$  — расстояние от центра хрусталика до края, нормированное на радиус хрусталика  $R$ . Профиль группового ПП представлен на рис. 5.



**Рис. 5.** Профиль группового ПП глаза рыбы данио-рерио *in vivo*. Данные для построения графика взяты из [17].



**Рис. 6.** Схема измерения оптических путей для вычисления ПП объектов. Переработано по [23].

### 3.2. Полимеры, пленки и искусственные среды

В работах [23,26] методы базируются на прямом измерении оптической толщины для последующего вычисления ПП без прямого измерения геометрической толщины, так как они нацелены на одновременное измерение ПП и геометрической толщины (рис. 6). В качестве образцов для данных исследований выступали тонкие пленки [26], стекла и алмазы [23]. В работе [23] в качестве источника света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 830$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 20$  nm.

Описанные методы для оценки группового ПП образцов сводятся к следующему выражению:

$$n = \frac{|x_2 - x_1|}{|x_1 - x_0|}, \quad (17)$$

где  $x_0$ ,  $x_1$ ,  $x_2$  — положение нижней отражающей поверхности в отсутствии объекта (столик на воздухе) (Baseline), положение верхней (Upper bound) и (Bottom bound) отражающих поверхностей объекта на А-каналах ОКТ соответственно. Стоит отметить, что важную роль в данном исследовании отводится способу обработки изображений, который базируется на преобразовании Хафа для поиска границ объектов.

Метод, описанный в работе [54], создан для оценки деформаций, которые возникают в полимере в процессе его затвердевания. Важно отметить, что данный метод позволяет создавать 2D-карты распределения средних по глубине групповых ПП. Для этого было предложено вычислять кинетику группового ПП полимера при облучении его УФ источником излучения и строить карту распределения ПП. В исследовании используется фазово-чувствительный ОКТ. Центральная длина волны источника облучения  $\lambda_0 = 840$  nm, ширина спектральной полосы  $\Delta\lambda = 50$  nm.

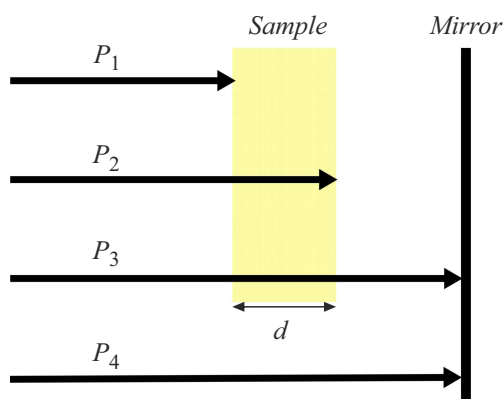
Для полимеров получили следующую модель поведения кинетики группового ПП  $n_r$  при затвердевании образца:

$$n_r = \begin{cases} n_l & H_{t1} \ll H, \\ n_l + \frac{n_s - n_l}{\ln H_{t2} - \ln H_{t1}} \ln \frac{H}{H_{t1}} & H_{t1} < H \ll H_{t2}, \\ n_s & H > H_{t2}, \end{cases} \quad (18)$$

где  $H = I_{UV} \cdot t$  — освещенность,  $t_1$  — момент времени начала процесса сшивки полимерных молекул,  $t_2$  — момент времени окончания процесса сшивки молекул и затвердевания полимера,  $n_l$  и  $n_s$  — групповой ПП до и после затвердевания.

В работе [25] представлен метод измерения кинетики ПП жидкости внутри твердого пористого оптического фантома при диффузии двухкомпонентного оптического просветляющего агента (ОПА) и оценки группового ПП оптического фантом. В качестве образцов в данном исследовании выступали синтетические опалы (СО) серии 2M7 с различной температурой отжига. В качестве источника света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 930$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100$  nm. Для измерения кинетики ПП жидкости внутри образца проводились следующие шаги: вычисление оптических толщин образца в процессе диффузии ОПА и измерение массы образца в сухом  $m_0$ , заполненном водой  $m_1$  и заполненном ОПА  $m_2$  состояниях  $\Delta L(t)$ :

$$\Delta L(t) = AV_p [w^2(t) \cdot (\alpha - 1) + w(t) \cdot (1 - 2\alpha) + \alpha], \quad (19)$$



**Рис. 7.** Схема измерения оптических путей для вычисления ПП объектов. Переработано по [63].

где  $A$  — масштабирующий коэффициент,  $V_p$  — объем пор,  $\alpha$  — доля глицерина в ОПА,  $w(t)$  — доля воды в образце. Из выражения (19) вычисляется  $w(t)$  как

$$w(t) = \frac{-(1-2\alpha) - \sqrt{(1-2\alpha)^2 - 4(\alpha-1)\left(\alpha - \frac{\Delta L(t)}{\Delta V_p}\right)}}{2(\alpha-1)}. \quad (20)$$

Затем вычисляется кинетика ПП жидкости внутри образца

$$n_a(t) = w(t)n_w + (1-w(t))n_{gl}. \quad (21)$$

По полученным данным с помощью метода наименьших квадратов возможно реконструировать и оценить значения следующих параметров: пористости  $\phi$ , геометрической толщины  $d$  и группового ПП образца в отсутствии заполняемых пор  $n_{opalp}$ . Для этого минимизируется целевой функционал:

$$SSE = \min \left( \sum_{t=0}^{t_{final}} [L(t) - d_i(n_{opalp}k(1-\phi_j) + n_a(t)\phi_j)]^2 \right). \quad (22)$$

Метод [63] основан на измерении оптических толщин в присутствии и отсутствии исследуемого объекта (рис. 7). В качестве образцов выступали стекла [63]. Источником света являлись в работе [63] некогерентный источник света с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1548 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 61.92 \text{ nm}$ .

Так, для вычисления группового ПП образца  $n_g$  необходимо воспользоваться выражением [63]:

$$n_g = n_{air} \frac{P_2 - P_1}{P_2 - P_1 - P_3 + P_4}, \quad (23)$$

где  $P_1, P_2, P_3, P_4$  — оптические пути в измерительном плече интерферометра до верхней границы объекта, до нижней границы объекта, до зеркала в присутствии объекта и до зеркала в его отсутствии соответственно,  $n_{air}$  — групповой ПП воздуха.

### 3.3. Технические жидкости и газы

В работах [45,50] представлены методы измерения ПП, которые используются для оценки ПП жидкостей. В частности, в данных исследованиях образцами выступают водные растворы соли [50] и сахара [45,50].

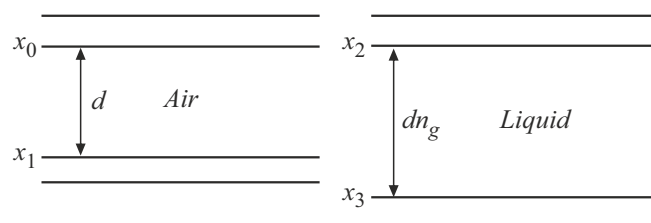
В работе [45] источником являлся СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 830 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 20 \text{ nm}$ . А в [50] был использован СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 880 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 40 \text{ nm}$ . Методология заключается в измерении оптической толщины пустой и заполненной жидкостью кюветы с помощью ОКТ (рис. 8).

Для определения границ на В-сканах ОКТ использовали преобразование Хафа. Положения границ для пустой ( $x_0, x_1$ ) и заполненной жидкостью ( $x_2, x_3$ ) кюветы позволяют вычислить геометрическую и оптическую толщины для последующего вычисления группового ПП  $n_g$  с помощью выражения:

$$n_g = \frac{x_3 - x_2}{x_1 - x_0}. \quad (24)$$

Данные по групповым ПП работы [45] представлены в табл. 2.

Главная особенность метода, описанного в работе [50], состоит в том, что он не требует никакой предварительной информации об исследуемом объекте, а также дополнительных приспособлений, опорного отражателя или механического сканирования фокуса. В качестве входных данных алгоритм использует оптические толщины слоев, измеренные с помощью ОКТ, и правильно



**Рис. 8.** Измерение геометрической (слева) и оптической (справа) толщин для вычисления группового ПП жидкости в кювете. Переработано по [45].

**Таблица 2.** Измеренные групповые ПП различных водных растворов сахара [45]

| Концентрация сахара, % | $n_g$ | $\delta n$   | $\Delta n_{min}$ |
|------------------------|-------|--------------|------------------|
| 0                      | 1.331 | $\sim 0.004$ | —                |
| 5                      | 1.342 |              |                  |
| 15                     | 1.351 |              |                  |
| 25                     | 1.370 |              |                  |
| 35                     | 1.382 |              |                  |
| 45                     | 1.409 |              |                  |

подобранные спектральные компоненты интерференционного спектра.

Для получения оптических путей каждого из слоев  $L_1$  и  $L_2$  использовали преобразование Фурье. Затем необходимо вычислить коэффициенты Френеля  $r_1, r_2, r_3$ :

$$\begin{pmatrix} r_1 \\ r_2 \\ r_3 \end{pmatrix} = (P)^{-1} \begin{pmatrix} I(k_1) \\ I(k_2) \\ I(k_3) \end{pmatrix}, \quad (25)$$

где  $k_1, k_2, k_3$  — волновые числа,  $I(k)$  — нормализованный спектральный отклик, матрица  $P$  состоит из косинусов, вычисленных для данных волновых чисел. Тогда групповой ПП для  $j$ -го слоя будет вычисляться как:

$$n_j = n_{j-1} \frac{1 - r_j}{1 + r_j}. \quad (26)$$

Помимо группового ПП с помощью выражения (1) можно найти и геометрическую толщину каждого отдельного слоя.

В табл. 3 представлено сравнение методов измерения и оценки ПП из измерений оптической толщины с помощью ОКТ.

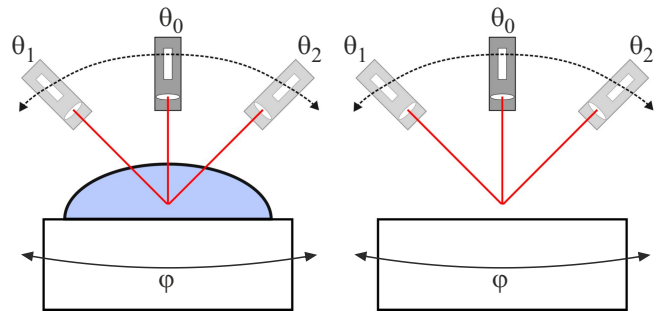
Основным преимуществом методов, базирующихся на измерении оптической толщины, является их аппаратная простота и легкость математической обработки. Для реализации этих подходов в большинстве случаев достаточно стандартной ОКТ-системы без необходимости модификации измерительного плеча или сложной синхронизации. Данные методы универсальны и подходят для широкого класса объектов: от биологических тканей до полимерных пленок и жидкостей.

Ключевым ограничением выступает сравнительно низкая точность измерения. Поскольку итоговая погрешность вычисления ПП складывается из ошибок измерения оптической и геометрической толщин, метод критически чувствителен к поверхностным неровностям и гетерогенности образца. Кроме того, необходимость независимого или контактного измерения геометрической толщины усложняет проведение исследований *in vivo*. Глубина применения метода также строго лимитирована диапазоном 1–2 мм из-за многократного рассеяния и затухания сигнала в плотных биологических средах.

#### 4. Многоугловые ОКТ-измерения оптической толщины объектов

Группа методов, описанных в работах [24,37,38,46], также опирается на измерение оптической толщины объектов, но регистрация сканов ОКТ происходит под несколькими полярными углами  $\theta$  относительно объекта, а в некоторых исследованиях сам объект поворачивают на азимутальные углы  $\varphi$  (рис. 9).

В работе [37] был определен групповой ПП для стеклянной подложки, огурца и трахеи кролика. Источником света являлся перестраиваемый источник с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1300$  nm. Метод основан на



**Рис. 9.** Схема проведения многоугловых ОКТ-измерений для вычисления ПП объектов. Слева: в присутствии образца, справа: в отсутствие образца. Переработано по [37].

измерении оптической толщины при падении света на объект под двумя различными углами  $\theta_1$  и  $\theta_2$  (рис. 9) и последующем вычислении группового ПП объекта  $n_g$  с помощью следующего выражения:

$$n_g = \sqrt{\frac{L_1^2 \sin(\theta_1) - (L_1 + \Delta L)^2 \sin(\theta_2)}{L_1^2 - (L_1 + \Delta L)^2}}, \quad (27)$$

$$\Delta L = L_2 - L_1, \quad (28)$$

где  $L_1$  и  $L_2$  — оптические толщины при углах  $\theta_1$  и  $\theta_2$ .

Метод, представленный в [24], является более сложным методом, чем описанный в [37], так как проводятся измерения оптических толщин под несколькими полярными  $\theta$  и азимутальными  $\varphi$  углами (рис. 9). Данная методика разработана для неразрушающей метрологии сферических заготовок с градиентным показателем преломления (S-GRIN). Для измерения группового ПП  $\langle n_g(\theta, \varphi) \rangle$  с помощью данного метода необходимо также измерить смещение  $\Delta w(\theta, \varphi)$  (рис. 10), которое появляется в следствии уменьшения разности оптических траекторий относительно опорного рычага при съемке в присутствии и отсутствии образца.

Тогда

$$\langle n_g(\theta, \varphi) \rangle = \frac{L(\theta, \varphi)}{L(\theta, \varphi) - \Delta w(\theta, \varphi)} n_{\text{air}}, \quad (29)$$

где  $n_{\text{air}}$  — групповой ПП воздуха.

В работе [46] описан метод измерения ПП и геометрической толщины для последующей реставрации прозрачных предметов искусства, но также для оценки этих параметров для других прозрачных твердых материалов. Для тестирования и апробации использовали стекла и образцы из полиметилметакрилата. Важной особенностью является то, что исследуемый образец должен иметь клиновидную форму или два плоских участка, сходящихся под углом. Метод нацелен на измерение как группового, так и фазового ПП, поэтому в исследовании было использовано 2 ОКТ системы. В первой в качестве источника выступал широкополосный источник света с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 550$  nm. Для оценки фазового ПП на данной длине волны был использован ОКТ,

**Таблица 3.** Значения ПП различных образцов, полученных с помощью методов, основанных на измерении оптической толщины

| Статья | $\lambda_0, \text{nm}$ $\Delta\lambda, \text{nm}$ | Объект                                       | $n$                  | $\delta n$   | $\Delta n_{\min}$ |
|--------|---------------------------------------------------|----------------------------------------------|----------------------|--------------|-------------------|
| [15]   | $\lambda_0 = 1310$ $\Delta\lambda = -$            | Рубин                                        | $n_g = 1.73$         | $\sim 0.05$  | $\sim 0.03$       |
|        |                                                   | Кварцевое стекло                             | $n_g = 1.40$         |              |                   |
|        |                                                   | Хрусталик глаза (мышь) ( <i>ex vivo</i> )    | $n_g = 1.44$         |              |                   |
|        |                                                   |                                              | $n_g = 1.47$         |              |                   |
| [18]   | $\lambda_0 = 825$ $\Delta\lambda = 25$            | Хрусталик глаза (человек) ( <i>in vivo</i> ) | $n_g = 1.416$        | $\sim 0.05$  | $\sim 0.005$      |
|        |                                                   |                                              | $n_{p825} = 1.401$   |              |                   |
|        |                                                   |                                              | $n_{p589} = 1.408$   |              |                   |
| [49]   | $\lambda_0 = 1330$<br>$\Delta\lambda = 100$       | Эмаль зуба ( <i>ex vivo</i> )                | $n_g = 1.63$         | —            | $\sim 0.05$       |
|        |                                                   | Денитин зуба ( <i>ex vivo</i> )              | $n_g = 1.55$         |              |                   |
| [21]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\Delta\lambda = 100$        | Костно-хрящевая структура ( <i>ex vivo</i> ) | $n_g = 1.386$        | —            | $\sim 0.015$      |
|        |                                                   |                                              | $n_g = 1.504$        |              |                   |
| [22]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\lambda = 100$              |                                              | $n_g = 1.453$        |              |                   |
| [51]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\Delta\lambda = 100$        | Кожа крысы ( <i>ex vivo</i> )                | $n_g = 1.41$         | $\sim 0.02$  | $\sim 0.02$       |
|        |                                                   |                                              | $n_g = 1.48$         |              |                   |
| [25]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\delta\lambda = 100$        | СО 2М7 500                                   | $n_g = 1.42$         | —            | $\sim 0.05$       |
|        |                                                   | СО 2М7 700                                   | $n_g = 1.39$         |              |                   |
|        |                                                   | СО 2М7 900                                   | $n_g = 1.37$         |              |                   |
|        |                                                   | СО 2М7 1000                                  | $n_g = 1.45$         |              |                   |
| [23]   | $\lambda_0 = 830$<br>$\Delta\lambda = 20$         | Стекло                                       | $n_g = 1.74$         | $\sim 0.02$  | $\sim 0.02$       |
|        |                                                   | Алмаз                                        | $n_g = 2.43$         |              |                   |
| [26]   | $\lambda_0 = -$<br>$\Delta\lambda = -$            | Тонкая пленка                                | $n_{p1318} = 1.5487$ | $\sim 0.005$ | $\sim 0.0005$     |
| [54]   | $\lambda_0 = 840$<br>$\Delta\lambda = 50$         | Полимер                                      | $n_l = 1.49$         | —            | $\sim 0.01$       |
|        |                                                   |                                              | $n_s = 1.55$         |              |                   |
| [63]   | $\lambda_0 = 1540$<br>$\Delta\lambda \approx 61$  | Стекло BK7                                   | $n_g = 1.472$        | $\sim 0.06$  | —                 |
|        |                                                   | Стекло B270                                  | $n_g = 1.462$        |              |                   |
| [50]   | $\lambda_0 = 880$<br>$\Delta\lambda = 40$         | Водный раствор соли                          | $n_g = 1.32$         | $\sim 0.02$  | —                 |
|        |                                                   | Водный раствор сахара                        | $n_g = 1.35$         |              |                   |

в котором источником света являлся СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 930 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100 \text{ nm}$ .

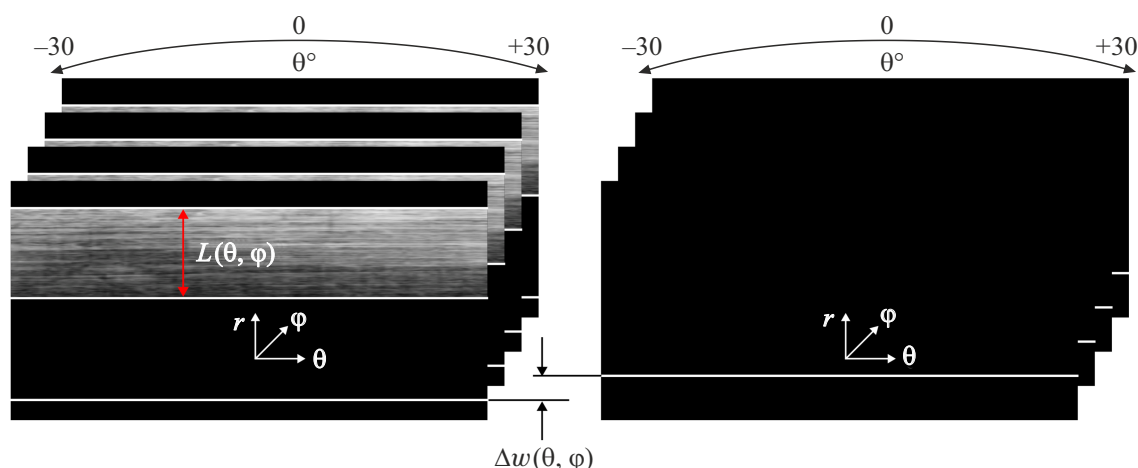
Образцы снимают с помощью ОКТ под различными углами. В отношении полученных данных применяют следующую математическую модель:

$$\cot \beta_A = \frac{\cos[\sin^{-1}(\frac{\sin \theta_i}{n_p})] \cot \beta_T}{n_g \cos \theta_i} - \left(1 - \frac{1}{n_p n_g}\right) \tan \theta_i, \quad (30)$$

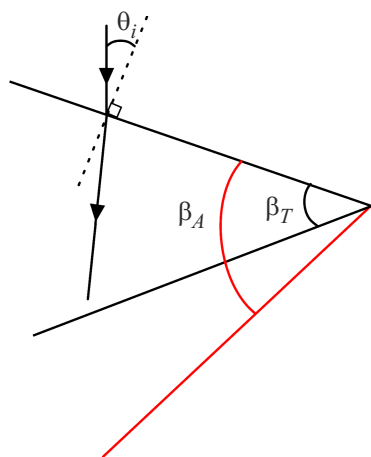
где  $\theta_i$  — угол падения света на  $i$ -м ОКТ-скане,  $\beta_A$  и  $\beta_T$  — видимый и истинный угол клина (рис. 11),  $n_g$  и  $n_p$  — групповой и фазовый ПП образца.

Далее с помощью компьютерных методов из выражения (30) получают значения  $\beta_T$ ,  $n_g$  и  $n_p$ . Геометрическую толщину получают по формуле (1).

Метод оптической когерентной рефракционной томографии (ОКРТ), предложенный в [38,39], направлен на преодоление двух фундаментальных ограничений стандартной ОКТ: анизотропии пространственного разрешения и рефракционных искажений геометрии объектов.



**Рис. 10.** Расчет смещения нижней границы в присутствии и отсутствии объекта при разных полярных  $\theta$  и азимутальных  $\varphi$  углах. Переработано по [24].



**Рис. 11.** Схема распространения света в образце со сходящимися сторонами. Переработано по [46].

В основе ОКРТ лежит принцип регистрации серии ОКТ-сканов под различными углами зондирования.

Программный алгоритм синтезирует итоговое изображение, перенося высокое аксиальное разрешение системы на латеральное направление, что позволяет достичь квазиизотропного разрешения и значительно снизить уровень спекл-шума. Ключевым преимуществом метода является возможность численной компенсации преломления лучей на границах раздела сред. В процессе регистрации нескольких угловых проекций алгоритм восстанавливает истинную геометрию объекта и одновременно формирует карты пространственного распределения группового ПП. Работоспособность метода была экспериментально подтверждена на фантомах (полистирольные микросферы) и биологических образцах *ex vivo*, включая мочевой пузырь и семявыводящие протоки мыши, а также роговицу человека.

В табл. 4 представлено сравнение методов измерения и оценки ПП многоугловыми ОКТ измерениями оптических толщин.

Многоугловые методы измерения показателя преломления позволяют обойти главную проблему методов, основанных на прямом измерении оптических толщин с помощью ОКТ, — неразрывную связь между геометрической и оптической толщинами. Проведение измерений под разными полярными и азимутальными углами дает возможность сформировать переопределенную систему уравнений и извлечь ПП без необходимости физического контакта с образцом или использования калибровочных сред.

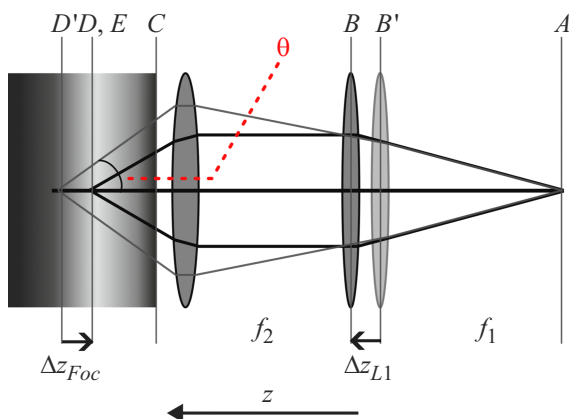
Главным недостатком многоугловых подходов является высокая аппаратная и вычислительная сложность. Требуется применение сложных оптомеханических узлов. Вычислительные алгоритмы реконструкции требуют значительных временных и процессорных ресурсов. Кроме того, жесткие требования к стабильности объекта в процессе многоуглового сканирования делают применение этих методик для диагностики живых тканей *in vivo* затруднительным.

## 5. Методы, использующие динамическую фокусировку и рефокусировку ОКТ

Методы, описанные в работах [5,34,42,43], основаны на динамической фокусировке зондирующего пучка света или его численной рефокусировке для определения ПП. Их можно разделить на те, в которых есть физическая фокусировка [5,34,42] (рис. 12, 13) и те, в которых производится численная рефокусировка [43] (рис. 14). Данные методы позволяют измерять групповой ПП отдельных слоев объекта и устранять дефекты сигнала. Они являются более сложными в реализации за счет

**Таблица 4.** Значения различных образцов, полученных с помощью методов, основанных на многоугловых ОКТ измерениях оптических толщин

| Статья | $\lambda_0$ , nm<br>$\Delta\lambda$ , nm    | Объект                               | $n$                | $\delta n$  | $\Delta n_{\min}$ |
|--------|---------------------------------------------|--------------------------------------|--------------------|-------------|-------------------|
| [37]   | $\lambda_0 = 1300$<br>$\Delta\lambda = -$   | Стекло BK7                           | $n_g = 1.509$      | $\sim 0.04$ | $\sim 0.01$       |
|        |                                             | Огурец                               | $n_g = 1.369$      |             |                   |
|        |                                             | Трахея кролика<br>( <i>ex vivo</i> ) | $n_g = 1.391$      |             |                   |
| [24]   | $\lambda_0 = 1318$<br>$\Delta\lambda = 125$ | S-GRIN 1                             | $n_g = 1.5292$     | —           | $\sim 0.001$      |
|        |                                             | S-GRIN 2                             | $n_g = 1.5319$     |             |                   |
| [46]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\Delta\lambda = 100$  | Стекло BK7                           | $n_g = 1.527$      | $\sim 0.01$ | $\sim 0.02$       |
|        |                                             |                                      | $n_{p550} = 1.500$ |             |                   |
|        | Стекло SF-11                                |                                      | $n_g = 1.80$       |             |                   |
|        |                                             |                                      | $n_{p550} = 1.77$  |             |                   |
|        | $\lambda_0 = 550$<br>$\Delta\lambda = -$    | Пробный образец<br>(пластик)         | $n_g = 1.481$      |             |                   |
|        |                                             |                                      | $n_{p550} = 1.475$ |             |                   |



**Рис. 12.** Схематическое представление оптической зондирующей части ОКТ-системы для проведения измерений с образцами и последующего вычисления ПП на основе методов физической фокусировки. Переработано по [5,34].

необходимости изменения фокусировки и регистрации динамических сигналов, но дают лучшую точность.

### 5.1. Физическая фокусировка

В работе [5] представлены два метода измерения ПП. Для тестирования метода были использованы следующие образцы: стекло BK7, плавленый кварц, а также дерма, брыжеечная жировая ткань, сердечная мышца левого желудочка *in vitro*, роговой слой и эпидермис пальца *in vivo*. Источником излучения служил СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1300$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 50$  nm.

Первый метод полагается на измерение оптической и геометрической толщин образцов и работает также, как методы, описанные в работах, представленных в разделе „Оценка показателя преломления из измерений оптической толщины с помощью ОКТ“.

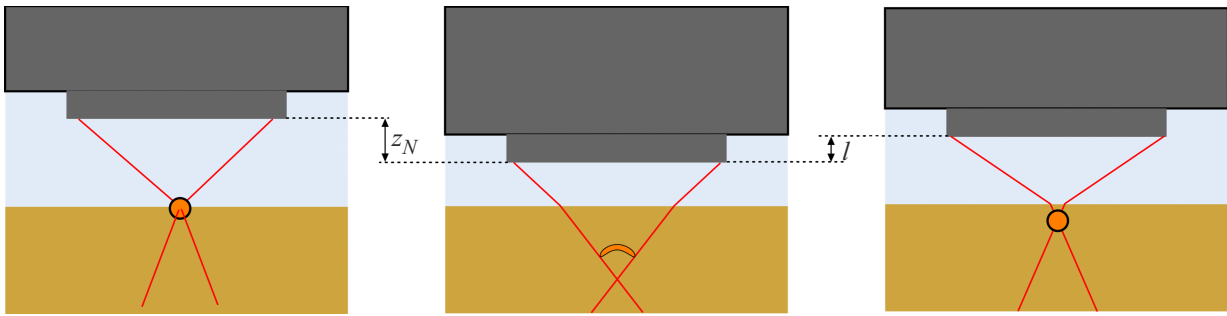
Второй метод основан на физическом смещении образца: сначала он помещался так, чтобы фокус системы располагался на границе объекта, после чего образец перемещали вдоль оптической оси на известную толщину  $z$  таким образом, чтобы фокус оказался внутри объекта. Затем опорное плечо смещалось на расстояние  $\Delta z$  для максимизации ОКТ-сигнала. Групповой ПП  $n_g$  рассчитывается путем решения следующего уравнения:

$$NA = n_g \sin \left( \text{tg}^{-1} \left[ \frac{n_g \text{tg}(\theta)}{z + \Delta z} \right] \right), \quad (31)$$

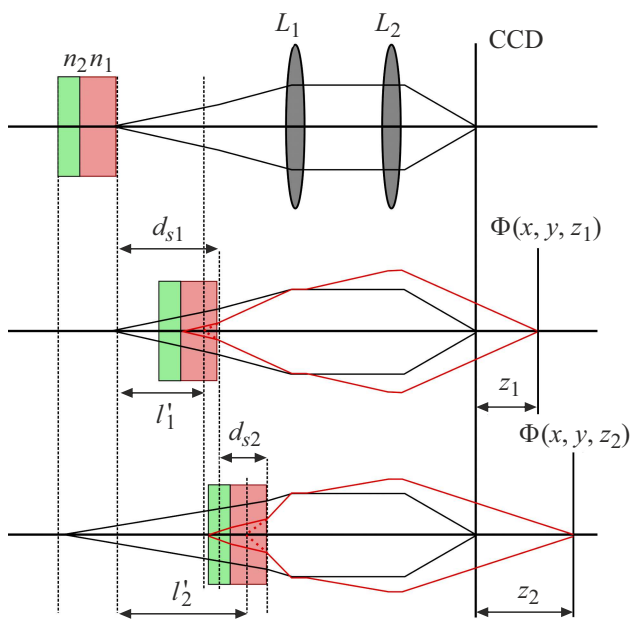
где  $NA$  — числовая апертура,  $\theta = \arcsin(NA)$ .

Метод, представленный в [34], позволяет оценить пространственно-ограниченный и разрешенный во времени ПП, а также коэффициент рассеяния. Исследование проводилось над различными слоями кожи: роговой слой, эпидермис, дерма — *in vivo*. Источником выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1300$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 70$  nm.

Особенностью предложенного метода является конструкция измерительного плеча (рис. 12), в котором пространственный фокус и условие интерференции совпадают при заданном среднем ПП образца  $n_{\text{med}}$ . Это достигается, если отношение фокусных расстояний двух линз в объективе ( $f_1$  и  $f_2$ ) равно  $n_{\text{med}}$ . Для измерения локального ПП фокус подстраивается путем небольшого перемещения первой линзы на расстояние  $\Delta z_{\{L1\}}$



**Рис. 13.** Схематическое представление оптической зондирующей части ОКТ-системы для проведения измерений с образцами и последующего вычисления ПП на основе методов физической рефокусировки. Переработано по [42].



**Рис. 14.** Схематическое представление оптической зондирующей части ОКТ-системы для проведения измерений с образцами и последующего вычисления ПП на основе методов численной рефокусировки. Переработано по [43].

для максимизации сигнала. Оптический путь сканируется перемещением торца оптического волокна на  $\Delta z_{\text{Fiber}}$ . Формула для вычисления локального ПП имеет вид

$$n = n_g n_p \approx n_{obj} \left( \frac{1}{1 - (\Delta z_{L1} / \Delta z_{\text{Fiber}})} \right), \quad (32)$$

где  $n_g$  и  $n_p$  — групповой и фазовый ПП соответственно. В кусочно-однородной среде измеряется наклон  $\Delta z_{L1} / \Delta z_{\text{Fiber}}$  усредненной кривой фокуса для расчета  $n$ .

В работе [42] представлен метод измерения ПП с использованием оптимизации дефокуса в полнопольной ОКТ с высокой числовой апертурой NA (рис. 13). Исследование нацелено на количественную оценку оптических aberrаций, ограничивающих глубину проникновения в двухфотонной лазерной сканирующей микроскопии. В качестве образцов выступали соматосенсорные

участки коры головного мозга живых крыс различного возраста. Источником света выступала галогенная лампа с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1100 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 200 \text{ nm}$ .

Была разработана математическая модель, которая учитывала высокую числовую апертуру и дисперсию среды, что позволяет работать не в параксиальном приближении. Оптимальное значение ПП  $n$  находилось путем максимизации интеграла интенсивности:

$$E_{\text{SMP}}^* E_{\text{REF}} = \int d\lambda \int 2\pi \alpha_{\text{in}} d\alpha_{\text{in}} \int 2\pi \alpha_{\text{out}} d\alpha_{\text{out}} \times e^{-i \frac{2\pi}{\lambda} [\Psi(\lambda, \alpha_{\text{in}}, \alpha_{\text{out}}) - \delta]}, \quad (33)$$

где обобщенный волновой фронт  $\Psi$ , описывающий дополнительный оптический путь из-за несоответствия ПП, выражается как

$$\Psi = z_N n (\cos(\alpha_{\text{in}}) - \cos(\alpha_{\text{out}})) - z_A \left( \sqrt{n'^2 - n^2 \sin^2(\alpha_{\text{in}})} - \sqrt{n'^2 - n^2 \sin^2(\alpha_{\text{out}})} \right). \quad (34)$$

Здесь  $z_N$  — номинальная глубина фокусировки,  $z_A$  — фактическая глубина,  $n$  и  $n'$  — ПП иммерсионной среды (воды) и ткани с учетом дисперсии, а  $\alpha_{\text{in}}$  и  $\alpha_{\text{out}}$  — углы падения и отражения. Значение  $n'$  определялось по наклону линейной зависимости оптимальной длины опорного плеча  $\delta$  от номинальной глубины  $z_N$  ( $\delta = s \cdot z_N$ ).

## 5.2. Численная рефокусировка

В работе [43] представлен метод измерения ПП и толщины каждого отдельного слоя в многослойных структурах полнопольной ОКТ, который является цифровым развитием метода фокусировки. В качестве образцов в данном исследовании выступали многослойные фантомы, состоящие из стеклянных пластин или пленок с зазорами, заполненными воздухом или иммерсионными маслами с различным ПП. В качестве источника света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 830 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 65 \text{ nm}$  в системе.

**Таблица 5.** Значения ПП различных образцов, полученных с помощью методов, основанных на методах физической и цифровой рефокусировки ОКТ-системы

| Статья | $\lambda_0$ , nm<br>$\Delta\lambda$ , nm        | Объект                                                      |                  | $n_g$  | $\delta n$   | $\Delta n_{\min}$ |
|--------|-------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------|------------------|--------|--------------|-------------------|
| [5]    | $\lambda_0 = 1300$<br>$\Delta\lambda = 50$      | Дерма кожи человека ( <i>in vitro</i> )                     |                  | 1.41   | $\sim 0.05$  | $\sim 0.03$       |
|        |                                                 | Роговой слой кожи человека ( <i>in vivo</i> )               |                  | 1.51   |              |                   |
|        |                                                 | Эпидермис кожи человека ( <i>in vivo</i> )                  |                  | 1.34   |              |                   |
| [34]   | $\lambda_0 = 1300$<br>$\Delta\lambda = 70$      | Роговой слой кожи человека ( <i>in vivo</i> )               |                  | 1.47   | —            | $\sim 0.03$       |
|        |                                                 | Эпидермис (зернистый слой) кожи человека ( <i>in vivo</i> ) |                  | 1.43   |              |                   |
|        |                                                 | Верхняя часть дермы кожи человека ( <i>in vivo</i> )        |                  | 1.41   |              |                   |
| [42]   | $\lambda_0 = 1100$<br>$\Delta\lambda = 200$     | Мозг мыши ( <i>in vivo</i> )                                |                  | 1.3526 | —            | $\sim 0.0007$     |
| [43]   | $\lambda_0 = 830$<br>$\Delta\lambda \approx 65$ | A                                                           | Стекло           | 1.5064 | Первый слой  |                   |
|        |                                                 |                                                             | Воздух           | 1.0023 | $\sim 0.001$ | $\sim 0.003$      |
|        |                                                 | B                                                           | Кварцевое стекло | 1.4519 | Второй слой  |                   |
|        |                                                 |                                                             | Масло B          | 1.3755 |              |                   |
|        |                                                 | G                                                           | Стекло BK7       | 1.5085 | $\sim 0.002$ | $\sim 0.004$      |
|        |                                                 |                                                             | Масло G          | 1.3857 |              |                   |

Для измерения ПП применялся метод численного перефокусирования. Из-за различия ПП слоев происходит пространственное разделение плоскости когерентности и плоскости фокусировки, из-за чего внутренние границы образца выглядят размытыми. Вместо механического перемещения линз алгоритм осуществляет численное смещение плоскости датчика изображения (CCD) на расстояние  $Z_i$  для достижения резкости (рис. 14). Расчет ПП  $i$ -го слоя  $n_i$  производится путем вычисления требуемого оптического сдвига для восстановления фокуса и его сравнения с фактическим расстоянием механического смещения образца  $d_{si}$ :

$$n_i = \left( \frac{d_{si}}{d_{si} - (l'_i - l'_{i-1})} \right)^{1/2} n_0, \quad (35)$$

где  $n_0$  — ПП окружающей среды, а  $l'_i$  — расстояние между сопряженными плоскостями образца в фоновой среде, эмпирически связанное с дистанцией численной перефокусировки  $Z_i$ . Помимо ПП возможно измерить и толщину каждого отдельного слоя как:

$$d_i = \frac{n_0}{n_i} d_{si}. \quad (36)$$

В табл. 5 представлено сравнение методов измерения и оценки ПП методами физической и цифровой рефокусировки системы ОКТ. Стоит отметить, что так как количество образцов в [43] достаточно большое, то в таблице представлен только некоторые из них.

Методы физической и цифровой (численной) фокусировки представляют собой мощный инструмент для пространственно-разрешенного измерения ПП. В отличие от интегральных подходов они позволяют оценивать локальный показатель преломления отдельных слоев в многослойных или кусочно-однородных структурах. Высокая числовая апертура NA, используемая в данных методах, обеспечивает прецизионную локализацию фокальной плоскости, что существенно повышает точность измерений. Цифровая рефокусировка, в свою очередь, избавляет от необходимости механического сканирования объективом, перенося задачу компенсации дефокуса в программную среду.

Однако данные подходы имеют ряд существенных ограничений. Использование объективов с высокой числовой апертурой неизбежно приводит к малой глубине резкости ОКТ-сканов, что делает невозможным одновременный анализ толстых образцов без пошагового механического сканирования по оси Z. Физическая динамическая фокусировка требует сложной синхронизации перемещения линз и опорного плеча. В случае численной рефокусировки критическим фактором становится фазовая стабильность интерферометра, что часто требует перехода от традиционных конфигураций к полнопольной ОКТ-системе и значительно усложняет математический аппарат для учета дисперсии и оптических аберраций в сильно рассеивающих тканях.

## 6. Комбинированные подходы с ОКТ

Можно выделить еще одну группу методов определения ПП объектов с помощью ОКТ. Эти методы заключаются в комбинации применения технологии ОКТ и других методик [36,41,55,56,57,64]. Такие подходы к измерению ПП позволяют увеличить точность ее определения, в то же время возрастают требования к проведению эксперимента, оборудованию и/или программному обеспечению.

В работе [36] представлен метод, комбинирующий ОКТ-измерения и компьютерное моделирование сигнала. Моделируемый сигнал сопоставляется с реальным сигналом ОКТ, который подвергается прямому и обратному преобразованиям Фурье для выделения из сигнала информации о границах. Сопоставление сигналов происходит путем подбора ПП и толщины слоев для моделированного сигнала до тех пор, пока отклонение смоделированного от реального сигнала не будет достаточно мало.

В качестве объектов выступали двуслойные образцы с разным перепадом ПП, где более низкое значение перепада соответствует модели биологической ткани. В качестве источника света выступал СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1300$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 70$  nm.

Метод реализуется с помощью следующего алгоритма:

1) регистрируют спектр нормированного переменного тока сигнала ОКТ  $I_{AC}$ :

$$I_{AC} = \text{Re}[r_s e^{2ik\Delta_{RS}}], \quad (37)$$

где  $\Delta_{RS} = n_S l_S - n_R l_R$ ;  $r_s$  — суммарное отражение;

2) проводят обратное фурье-преобразование нормированного спектра переменного тока и выделяют каждый пик отражения;

3) применяют фурье-преобразование к пикам отражения для получения спектра в пространстве длин волн, чтобы измерить вклад каждого отражения на спектр переменного тока;

4) перебирают значения геометрической толщины и ПП для соотнесения полученного и смоделированного спектров переменного тока. Спектр переменного тока моделируется следующим образом:

$$I_{AC}(k) = \sum_{j=0}^N r_j^{\sin} \cos[2k(\Delta_{RS} + \Delta_j^{\sin})] + \sum_j^{\text{mul}} r_j^{\text{mul}} \cos[2k(\Delta_{RS} + \Delta_j^{\text{mul}})], \quad (38)$$

где  $N$  — количество слоев,  $r_j^{\sin}$  — одиночное отражение  $j$ -го слоя,  $\Delta_j^{\sin}$  — оптическая толщина объекта до  $j$ -го слоя,  $R_j$  — френелевский коэффициент отражения  $j$ -го слоя,  $\vec{T}_j$  — френелевский коэффициент

пропускания  $j$ -го слоя по направлению распространения излучения,  $\overleftarrow{T}_j$  — френелевский коэффициент пропускания  $j$ -го слоя против направления распространения излучения, которые вычисляются следующим образом:

$$r_j^{\sin} = \overleftarrow{T}_0 \dots \overleftarrow{T}_{j-1} R_j \overrightarrow{T}_{j-1} \dots \overrightarrow{T}_0, \quad (39)$$

$$\Delta_j^{\sin} = \sum_{l=1}^j n_l d_l, \quad (40)$$

$$R_j = \frac{n_j - n_{j+1}}{n_j + n_{j+1}}, \quad (41)$$

$$\vec{T}_j = \frac{2n_j}{n_j + n_{j+1}}, \quad (42)$$

$$\overleftarrow{T}_j = \frac{2n_{j+1}}{n_j + n_{j+1}}; \quad (43)$$

5) вычисляют ПП и геометрическую толщину каждого слоя с помощью формул (39)–(43).

В работе [41] представлен метод, который расширяет возможности многоугольного подхода. Он нацелен на объемную реконструкцию распределения группового ПП, коэффициента экстинкции и отражательной способности. Для этого было предложено использовать акустические волны для левитации в специальной микрофлюидной камере. В качестве объектов исследования выступали эмбрионы рыбок данио-рерио *in vivo* и меланомные сфероиды. Источником излучения служил СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 845$  nm и шириной полосы  $\Delta\lambda = 131$  nm.

Так как точные углы акустического вращения заранее неизвестны, задача сводится к решению вычислительной обратной проблемы томографии. Прямая модель формирования ОКТ-сигнала  $I$  строится послойно с учетом отражательной способности  $R(r)$ , коэффициента экстинкции  $\mu_t(r)$ , градиента ПП  $\Delta n$ , конфокальной функции рассеяния точки  $T(z)$  и функции снижения чувствительности  $H(z)$ :

$$I_i \propto R(r_i) H(z_i) T(z_i) \exp\left(-2 \sum_{j=0}^i \mu_t(r_i) \Delta z_j\right). \quad (44)$$

При этом оптический путь корректируется на каждом шаге  $i$  с учетом локального изменения ПП:

$$z_{i+1} = z_i + \frac{\Delta z}{n_0 + \Delta n(r_i)}. \quad (45)$$

Для нахождения пространственной карты ПП  $\Delta n$  и параметров движения (углов поворота в виде кватернионов и смещений) применяется алгоритм стохастического градиентного спуска (SGD), минимизирующий целевую функцию, состоящую из точности соответствия данным и регуляризации.

Была получена карта распределения ПП для образца: если исключать среду (воду), в которой находился

образец, то значения ПП эмбриона рыбки находятся от 1.4 до 1.5, что соответствует физиологическим пределам. Помимо карты распределения ПП данный метод предоставляет данные по распределению коэффициента поглощения по образцу.

В работе [55] представлено исследование температурно-опосредованных фазовых переходов в жировой ткани с помощью комбинированного использования ОКТ и многоволнового рефрактометра Аббе. Исследование нацелено на точное определение точек плавления липидов, что критически важно для лазерного липолиза. Образцами выступали срезы свиной жировой ткани толщиной 1–2 mm *in vitro*. Использовались две системы ОКТ: спектральный ОКТ с СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 930$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100$  nm и ОКТ во временной области с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 910$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 50$  nm совместно с рефрактометром Аббе на длине волны  $\lambda = 930$  nm.

ОКТ-система измеряла оптическую толщину  $z$ , а эффективный групповой ПП вычислялся как отношение оптической толщины к известной физической толщине  $l$ :

$$n = \frac{z}{l}. \quad (46)$$

Синхронно рефрактометр Аббе измерял фазовый ПП на границе раздела ткани и призмы на основе критического угла полного внутреннего отражения  $i_{\text{crit}}$ :

$$n = N \sin(i_{\text{crit}}), \quad (47)$$

где  $N$  — ПП измерительной призмы.

ОКТ позволяет измерить групповой ПП усредненный по объему, а рефрактометр Аббе позволяет измерить фазовый ПП на поверхности образца. Измерение температурного градиента ПП ( $dn/dT$ ) позволило связать скачки ПП с физико-химическими процессами: плавлением свободных жирных кислот ( $22^\circ\text{C}$ – $35^\circ\text{C}$ ) и фосфолипидов клеточных мембран ( $40^\circ\text{C}$ – $44^\circ\text{C}$ ). Было показано, что при росте температуры и соответственно фазовом переходе их ПП падает с  $\sim 1.47$  при  $22^\circ\text{C}$  до  $\sim 1.45$  при  $52^\circ\text{C}$ . Также в пользу этого способа измерения ПП выступает достаточно хорошая сходимость между измерениями, сделанными с помощью ОКТ и рефрактометра Аббе.

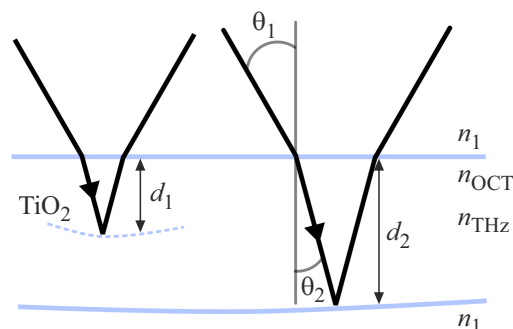
В работе [56] происходит одновременное измерение геометрической и оптической толщины образцов ткани головы крысы *in vitro*: кожа скальпа, кость черепа, твердая мозговая оболочка, серое и белое вещество мозга. В качестве источника света используется СЛД с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 930$  nm и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100$  nm. Для вычисления группового ПП образца ткани  $n_{g1}$  использовалось следующее выражение:

$$n_{g1} = \frac{n_{g0}L}{L - \Delta R}, \quad (48)$$

где  $n_{g0}$  — ПП окружающей образец среды,  $L$  — оптическая толщина и  $\Delta R$  — смещение точки изображения

**Таблица 6.** Значения фазового ПП образцов на разных длинах волн [56]

| $\lambda$ , nm | Вода              |        | Серое вещество    |        |
|----------------|-------------------|--------|-------------------|--------|
|                | Рефрактометр Аббе | ОКТ    | Рефрактометр Аббе | ОКТ    |
| 480            | 1.3366            | 1.3371 | 1.3691            | 1.3711 |
| 546            | 1.3342            | 1.3344 | 1.3661            | 1.3663 |
| 644            | 1.3313            | 1.3320 | 1.3628            | 1.3631 |
| 680            | 1.3299            | 1.3306 | 1.3611            | 1.3619 |
| 930            | 1.3257            | 1.3267 | 1.3572            | 1.3579 |
| 1300           | 1.3179            | 1.3181 | 1.3490            | 1.3496 |
| 1550           | 1.3135            | 1.3139 | 1.3452            | 1.3466 |



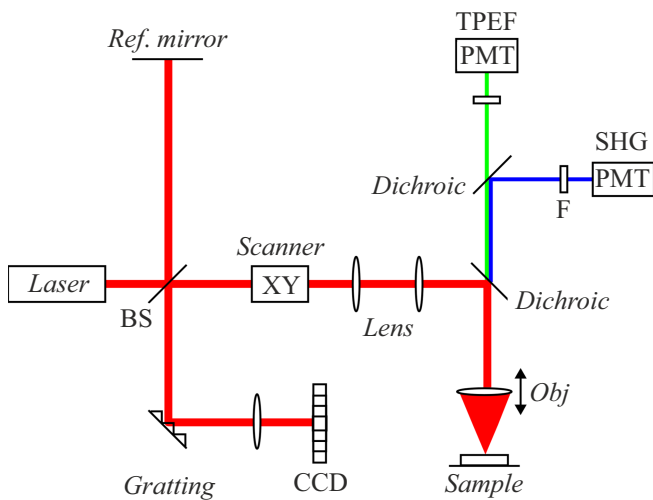
**Рис. 15.** Схема комбинированного подхода, основанного на совмещении ОКТ- и THz-подходов. Переработано по [57].

верхней поверхности предметного стекла при наличии образца относительно ее положения в отсутствие образца на В-скане ОКТ (рис. 3).

Для ряда образцов групповой ПП  $n_g$  был рассчитан из измерений фазового ПП  $n_p$  с помощью многоволнового рефрактометра Аббе с использованием соотношения (3).

Сравнение полученных с помощью ОКТ и рефрактометра Аббе данных для группового и фазового ПП на длине волны  $\lambda_0 = 930$  nm с учетом дисперсии, измеренной в окрестности центральной длины волны с помощью многоволнового рефрактометра, дало достаточно хорошую оценку для серого вещества мозга. Некоторые данные по измерениям фазового ПП с помощью ОКТ представлены в табл. 6.

Метод, представленный в [57], основан на объединении методики терагерцовой визуализации и ОКТ. Принцип работы данной методики заключается в регистрации сигналов терагерцовой визуализации и ОКТ в двух разных точках (рис. 15). Такой подход работает в большей степени для однородных образцов, так как в гетерогенных образцах различия толщин и ПП могут быть существенны в разных точках объекта. В качестве образца в данном исследовании использовался фантом



**Рис. 16.** Схема комбинированного метода ОКТ и МФМ для измерения ПП и геометрической толщины образца. Dichroic — диχροичное стекло, BS — делитель пучка, F — фильтр, TPEF — двухфотонно-возбужденная флуоресценция, SHG — вторая гармоника. Переработано по [64].

биологической ткани, состоящий из силикона с включениями наночастиц диоксида титана  $\text{TiO}_2$ , имитирующими обратное рассеяние света.

В качестве источника света использовался лазер с изменяемой длиной волны с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 1310 \text{ nm}$  и шириной спектра  $\Delta\lambda = 130 \text{ nm}$ . В терагерцовой области источник излучал в пределах от 0.06 до 4 THz.

Для вычисления ПП объекта необходимо решить систему из 4 уравнений:

$$d_1 = \frac{c(L_{\text{OCT1}} + L_{\text{THz1}})}{n_{\text{OCT}} + n_{\text{THz}}}, \quad (49)$$

$$d_2 = \frac{c(L_{\text{OCT2}} + L_{\text{THz2}})}{n_{\text{OCT}} + n_{\text{THz}}}, \quad (50)$$

$$n_{\text{OCT}} = \frac{c(L_{\text{OCT1}} + L_{\text{OCT2}})}{d_1 + d_2}, \quad (51)$$

$$n_{\text{THz}} = \frac{c(L_{\text{THz1}} + L_{\text{THz2}})}{d_1 + d_2}, \quad (52)$$

где  $L_{\text{THz1}}$ ,  $L_{\text{THz2}}$ ,  $L_{\text{OCT1}}$ ,  $L_{\text{OCT2}}$  — оптические толщины слоев в терагерцовом и оптическом диапазонах спектра.

В работе [64] описан метод, основанный на сочетании ОКТ для измерения оптической толщины  $L$  и многофотонной микроскопии (МФМ), позволяющей различать тканевые слои по их составу. Для апробации и валидации метода измерения проводились для образцов с хорошо известными ПП, таких как воздух, вода, иммерсионное масло. В экспериментальном исследовании изучались свежие глаза рыбы — черной тилапии.

Схема экспериментальной установки представлена на рис. 16. В качестве источника света выступал

перестраиваемый лазер с центральной длиной волны  $\lambda_0 = 840 \text{ nm}$  и шириной спектральной полосы  $\Delta\lambda = 100 \text{ nm}$ .

Для определения ПП объекта в такой системе было выведено следующее выражение:

$$n = \sqrt{\frac{(\text{NA})^2 + \sqrt{(\text{NA})^4 + 4[n_o^2 - (\text{NA})^2]L^2/L_o^2}}{2}}, \quad (53)$$

где NA — числовая апертура объектива,  $n_o$  — ПП иммерсии,  $L$  — оптическая толщина объекта,  $L_o$  — изменение положения объектива.

В табл. 7 представлено сравнение методов измерения и оценки ПП методами, которые комбинируют различные физические подходы и ОКТ.

Мультимодальные подходы, комбинирующие ОКТ с иными физическими методами, представляют собой передовой рубеж в исследовании оптических свойств сред. Их абсолютным преимуществом является синергетический эффект: ОКТ обеспечивает структурную 3D-информацию и измерение оптической толщины, тогда как дополнительные модальности поставляют недостающие данные о фазовом ПП поверхности, химическом составе слоев или поведении среды в ином спектральном диапазоне. Это позволяет не только получать значения ПП с беспрецедентной точностью, но и связывать их с фундаментальными физико-химическими процессами, такими как фазовые переходы при нагреве жировой ткани.

Сдерживающим фактором для широкого внедрения комбинированных методов является их аппаратная сложность, дороговизна и строгие требования к проведению эксперимента. Совмещение нескольких оптических путей требует прецизионной пространственной и временной совместной регистрации сигналов. Более того, ограничения комплементарных методов часто сужают область применения всей установки: например, использование рефрактометра Аббе требует идеального оптического контакта с плоской поверхностью, а THz-излучение сильно поглощается водой, что делает эти комбинации оптимальными преимущественно для фундаментальных лабораторных исследований *ex vivo*, но трудно реализуемыми в клинической практике.

## Заключение

На текущем этапе развития ОКТ окончательно утвердилось не только как метод морфологической визуализации, но и как инструмент прецизионной количественной метрологии. Анализ современной литературы позволяет систематизировать методы ОКТ-рефрактометрии по их распространенности, технической зрелости и характеру получаемых данных. В настоящее время можно выделить следующие ключевые группы подходов.

Наиболее распространенными остаются методы, основанные на сопоставлении оптических и геометрических

**Таблица 7.** Значения ПП различных образцов, полученных с помощью методов, комбинирующих ОКТ и иные физические принципы

| Статья | $\lambda_0, \Delta\lambda, \text{nm}$      | Объект                                       | $n$                      | $\delta n$        | $\Delta n_{\min}$ |
|--------|--------------------------------------------|----------------------------------------------|--------------------------|-------------------|-------------------|
| [36]   | $\lambda_0 = 1300$<br>$\Delta\lambda = 70$ | Образец 1:<br>Вода<br>Стекло 1<br>Стекло 2   | $n_{g0} = 1.33$          | $\sim 0.0005$     | —                 |
|        |                                            |                                              | $n_{g1} = 1.37$          |                   |                   |
|        |                                            |                                              | $n_{g2} = 1.45$          |                   |                   |
|        |                                            |                                              |                          |                   |                   |
|        |                                            | Образец 2:<br>Воздух<br>Стекло 1<br>Стекло 2 | $n_{g0} = 1.00$          |                   |                   |
|        |                                            |                                              | $n_{g1} = 1.40$          |                   |                   |
|        |                                            |                                              | $n_{g2} = 1.80$          |                   |                   |
|        |                                            |                                              |                          |                   |                   |
| [56]   | $\lambda_0 = 930$<br>$\Delta\lambda = 100$ | Кожа головы мыши<br>( <i>ex vivo</i> )       | $n_g = 1.429$            | $\sim 0.01$       | $\sim 0.01$       |
|        |                                            | Череп<br>( <i>ex vivo</i> )                  | $n_g = 1.510$            |                   |                   |
|        |                                            | Серое вещество мозга<br>( <i>ex vivo</i> )   | $n_g = 1.368$            |                   |                   |
|        |                                            | Белое вещество мозга<br>( <i>ex vivo</i> )   | $n_g = 1.351$            |                   |                   |
| [57]   | $\lambda_0 = 1310 \Delta\lambda = 130$     | Образец с включениями $\text{TiO}_2$         | $n_{g\text{OCT}} = 1.43$ | $\sim 0.01$ (ОКТ) | $\sim 0.04$ (ОКТ) |
|        | $\nu \in [0.06; 4] \text{ THz}$            |                                              | $n_{g\text{THz}} = 1.53$ | $\sim 0.01$ (THz) | $\sim 0.08$ (THz) |
| [64]   | $\lambda_0 = 840$<br>$\Delta\lambda = 100$ | Вода                                         | $n_g = 1.336$            | $\sim 0.005$      | $\sim 0.005$      |
|        |                                            | Воздух                                       | $n_g = 1.005$            |                   |                   |
|        |                                            | Эпителий ( <i>ex vivo</i> )                  | $n_g = 1.448$            |                   |                   |
|        |                                            | Строма I ( <i>ex vivo</i> )                  | $n_g = 1.345$            |                   |                   |
|        |                                            | Строма II ( <i>ex vivo</i> )                 | $n_g = 1.436$            |                   |                   |

длин путей. Благодаря своей аппаратной простоте они являются стандартом для исследования тонких гомогенных образцов и калибровочных фантомов биологических тканей и других природных объектов. Однако их точность ограничена проблемой неразделимости геометрических параметров и ПП, а также чувствительностью к неоднородности среды.

В эволюции методов фокусировки наблюдается заметный сдвиг: классические подходы, основанные на механической рефокусировке, постепенно утрачивают актуальность из-за низкой скорости и сложности юстировки. Им на смену приходят методы численной рефокусировки и алгоритмы компенсации дефокусировки в области Фурье. Эти подходы позволяют эффективно работать с многослойными структурами без дополнительных механических манипуляций, что делает их более перспективными для автоматизированных систем.

Наиболее динамично развивающимися направлениями ОКТ-рефрактометрии являются многоугловые подходы

и метод ОКРТ. Эти методы позволяют решать фундаментальную задачу разделения геометрической формы и оптических свойств объекта, обеспечивая переход от измерения средних значений ПП к его пространственному картированию.

С точки зрения физических параметров, ОКТ преимущественно предоставляет данные о групповом показателе преломления  $n_g$ . Измерение фазового показателя преломления  $n_p$  и дисперсионных характеристик является более сложной задачей, успешно решаемой в рамках комбинированных методов. Синергия ОКТ с рефрактометрией Аббе, терагерцовой визуализацией или многофотонной микроскопией позволяет не только повысить точность измерений, но и сопоставлять изменение ПП со структурными и метаболическими трансформациями в биотканях.

Несмотря на существующие ограничения по глубине зондирования в сильно рассеивающих средах, метод продолжает активно совершенствоваться. Дальнейшее

развитие связано с переходом от лабораторных исследований к созданию надежных диагностических инструментов для биомедицины и материаловедения. Ключевыми задачами остаются внедрение вычислительных алгоритмов для решения обратных задач рассеяния и стандартизация протоколов обработки данных, что позволит интегрировать количественную ОКТ в рутинную исследовательскую и клиническую практику.

### Финансирование работы

Работа была поддержана Министерством науки и высшего образования Российской Федерации в рамках государственного задания (проект № FSRR-2026-0008).

### Конфликт интересов

Авторы заявляют, что у них нет конфликта интересов.

### Список литературы

- [1] I.A. Serebryakova, Y.I. Surkov, E.A. Genina, Y.K. Kuzinova, O.M. Konopatskova, V.V. Tuchin. *IEEE J. Selected Topics Quant. Electron.*, **32** (4), 1 (2026). DOI: 10.1109/JSTQE.2026.3670391
- [2] Yu.I. Surkov, I.A. Serebryakova, Ya.K. Kuzinova, O.M. Konopatskova, D.V. Safronov, S.V. Kapralov, E.A. Genina, V.V. Tuchin. *Diagnostics*, **14** (2), 202 (2024). DOI: 10.3390/diagnostics14020202
- [3] M.B. Rocha, F.P. Loss, P.H. da Cunha, M.P. Zanoni, L.M. de Lima, I.T. Nascimento, I. Rezende, T.R.P. Canuto, L.P. Vieira, R. Rossoni, M.C.S. Santos, P.L. Frasson, W. Romão, P.L. Filgueiras, R.A. Krohling. Preprint, arXiv:240101200 (2024). <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2024.10.001>
- [4] B.M.Z. Abdalla, O. Reiter, K. Godwin, R. Gallagher, J. Monnier, R.D.R. Zuniga, M. Jain. *American J. Clinical Dermatology*, **26** (5) 711 (2025). <https://doi.org/10.1007/s40257-025-00958-4>
- [5] G.J. Tearney, M.E. Brezinski, J.F. Southern, B.E. Bouma, M.R. Hee, J.G. Fujimoto. *Opt. Lett.*, **20** (21), 2258 (1995). <https://doi.org/10.1364/OL.20.002258>
- [6] S. Aumann, S. Donner, J. Fischer, F. Müller. *High resolution imaging in microscopy and ophthalmology: new frontiers in biomedical optics* (2019), p. 59–85. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-16638-0\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-030-16638-0_3)
- [7] P.H. Tomlins, R.K. Wang. *J. Phys. D: Appl. Phys.*, **38** (15), 2519 (2005). <https://doi.org/10.1088/0022-3727/38/15/002>
- [8] D. Levitz, L. Thrane, M.H. Frosz, P.E. Andersen, C.B. Andersen, J. Valanciunaite, J. Swartling, S. Andersson-Engels, P.R. Hansen. *Opt. Express*, **12** (2), 249 (2004). <https://doi.org/10.1364/OPEX.12.000249>
- [9] S. Chang, A.K. Bowden. *J. Biomed. Optics*, **24** (9), 090901-090901 (2019). <https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.9.090901>
- [10] J. Yu, Y. Wang, W. Guo, Y. Gao, Y. Sun, J.U. Kang. arXiv preprint arXiv:2602.02721 (2026). <https://doi.org/10.48550/arXiv.2602.02721>
- [11] T. Chang, J.U. Kim, S.K. Kang, D.K. Kim, Y. Lee, J. Shin. *Nature Commun.*, **7** (1), 12661 (2016). <https://doi.org/10.1038/ncomms12661>
- [12] Y. Tian, C. Xue, W. Zhang, C. Chen, L. Ma, Q. Niu, L. Wu, X. Yan. *Analytical Chem.*, **94** (41), 14299 (2022). <https://doi.org/10.1021/acs.analchem.2c02833>
- [13] Z. Wu, J. Wang, J. Liu, J. Lei, H. Nie, Q. Yuan, Z. Wang, L. Li. *High Performance Polymers*, **37** (3), 191-2025). <https://doi.org/10.1177/09540083241302681>
- [14] В. Тучин. *Оптика биологических тканей. Методы рассеяния света в медицинской диагностике* (Издат. фирма Физико-математическая литература, М., 2012), 812 с. 1-е изд.
- [15] R. Chakraborty, K.D. Lacy, C.C. Tan, H. Park, M.T. Pardue. *Experimental eye Research*, **125**, 62 (2014). <https://doi.org/10.1016/j.exer.2014.05.015>
- [16] H. Tang, X.Liu, S. Chen, X. Yu, Y. Luo, J. Wu, X. Wang, L. Liu. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **66** (6), 1803 (2018). <https://doi.org/10.1109/TBME.2018.2885844>
- [17] Y. Verma, K.D. Rao, M.K. Suresh, H.S. Patel, P.K. Gupta. *Appl. Phys. B*, **87** (4), 607 (2017). <https://doi.org/10.1007/s00340-007-2689-4>
- [18] S.P. Uhlhorn, D. Borja, F. Manns, J. Parel. *Vision Research*, **48** (27), 2732 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.visres.2008.09.010>
- [19] S. Kling, M. Frigelli, M.E. Aydemir, V. Tahsini, E.A. Torres-Netto, L. Kollros, F. Hafezi. *Commun. Medicine*, **4** (1), 162 (2024). <https://doi.org/10.1038/s43856-024-00578-9>
- [20] V.V. Tuchin, X. Xu, R.K. Wang. *Appl. Opt.*, **41** (1), 258 (2002). <https://doi.org/10.1364/AO.41.000258>
- [21] A. Bykov, T. Hautala, M. Kinnunen, A. Popov, S. Karhula, S. Saarakkala, M.T. Nieminen, V. Tuchin, I. Meglinski. *J. Biophoton.*, **9** (3), 270 (2016). <https://doi.org/10.1002/jbio.201500130>
- [22] A. Bykov, T. Hautala, M. Kinnunen, A. Popov, S. Karhula, S. Saarakkala, M.T. Nieminen, V. Tuchin. *J. Biophoton.*, **8** (11–12), 981 (2015). <https://doi.org/10.1364/ECBO.2015.95400A>
- [23] H. Fu, Y. Liu, W. Gao, Y. Lan, F. Zhong, M. Cheng, J. Zhang. *Heliyon*, **8** (12), (2022). <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2022.e11871>
- [24] J. Yao, P. Meemon, M. Ponting, J.P. Rolland. *Opt. Express*, **23** (5), 6428 (2015). <https://doi.org/10.1364/OE.23.006428>
- [25] A.P. Fashchevskiy, Y.I. Surkov, I.A. Serebryakova, A.K. Zotov, K.I. Zaytsev, G.M. Katyba, A.S. Kycheryavenko, V.M. Masalov, V.V. Tuchin. *Appl. Phys. B*, **132** (4), 45 (2026). <https://doi.org/10.1007/s00340-026-08649-6>
- [26] J. Yao, J.P. Rolland. *Optical coherence tomography for polymer film evaluation // Optical Coherence Tomography and Its Non-medical Applications* (IntechOpen, London, UK, 2020), p. 91.
- [27] G. Porpora, F. Rusciano, J. Claussen, D. Wörtge, A. Gabriele, R. Pastore, F. Greco. *J. Phys.: Photon.*, (2026). <https://doi.org/10.1088/2515-7647/ae51d6>
- [28] M.S. Wrobel, A.P. Popov, A.V. Bykov, M. Kinnunen, M. Jędrzejewska-Szczerska, V.V. Tuchin. *J. Biomed. Opt.*, **20** (4), 045004 (2015). <https://doi.org/10.1117/1.JBO.20.4.045004>
- [29] R. Budwig. *Experiments Fluids*, **17** (5), 350 (1994). <https://doi.org/10.1007/BF01874416>
- [30] M. Milosevic, S.W. King. *Appl. Opt.*, **52** (19), 4477 (2013). <https://doi.org/10.1364/AO.52.004477>
- [31] M. Tedaldi, P. Woolliams, C. Hart, A. Beaumont, P. Tomlins. *SPIE*, **7171**, 183 (2009). <https://doi.org/10.1117/12.809090>
- [32] S.E. Caudill, W. Tandy Grubbs. *J. Appl. Polymer Sci.*, **100** (1), 65 (2006). <https://doi.org/10.1002/app.22724>

- [33] W. Drexler, J.G. Fujimoto (ed.) *Optical coherence tomography: technology and applications* (Springer Science & Business Media, 2008)
- [34] A.R. Knuettel, M. Boehlau-Godau. *J. Biomed. Opt.*, **5** (1), 83 (2000). <https://doi.org/10.1117/1.429972>
- [35] D.J. Harper, B.J. Vakoc. *Opt. Lett.*, **47** (6), 1517 (2022). <https://doi.org/10.1364/OL.449421>
- [36] Y.L. Ku, Y.G. Shu. arXiv preprint arXiv: 2404.11736.(2024). <https://doi.org/10.48550/arXiv.2404.11736>
- [37] C. Photiou, C. Pitris. *J. Biomed. Opt.*, **24** (10), 106001 (2019). <https://doi.org/10.1117/1.JBO.24.10.106001>
- [38] K.C. Zhou, R. Qian, S. Degan, S. Farsiu, J.A. Izatt. *Nature Photon.*, **13** (11), 794 (2019). <https://doi.org/10.1038/s41566-019-0508-1>
- [39] K.C. Zhou, R.P. McNabb, R. Qian, S. Degan, A. Dhalla, S. Farsiu, J.A. Izatt. *Optica*, **9** (6), 593 (2022). <https://doi.org/10.1364/OPTICA.454860>
- [40] Y. Li, C. Zhang, T. Huang, T. Fan, G. Ning, H. Liao. *Opt. Laser Technol.*, **184**, 112551 (2025). <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2025.112551>
- [41] M. Kv?le L?vmo, S. Deng, S. Moser, R. Leitgeb, W. Drexler, M. Ritsch-Marte. *Nature Commun.*, **15** (1), 2391 (2024). <https://doi.org/10.1038/s41467-024-46506-2>
- [42] J. Binding, J. Ben Arous, J.L?ger, S. Gigan, C. Boccara, L. Bourdieu. *Opt. Express*, **19** (6), 4833 (2011). <https://doi.org/10.1364/OE.19.004833>
- [43] G. Min, W.J. Choi, J.W. Kim, B.H. Lee. *Opt. Express*, **21** (24), 29955 (2013). <https://doi.org/10.1364/OE.21.029955>
- [44] P. Rajai. *J. Biomed. Opt.*, **22** (1), 015002 (2017). <http://dx.doi.org/10.20381/ruor-6066>
- [45] H. Fu, W. Gao, Z. Lin, Z. Zeng, W. Shi, J. Zhang. *Photonics*. — MDPI, **10** (7), 841 (2023). <https://doi.org/10.3390/photonics10070841>
- [46] M.K. Faluwiki, C.S. Cheung, H. Liang. *Europ. Phys. J. Plus.*, **138** (9), 825 (2023). <https://doi.org/10.1140/epjp/s13360-023-04458-4>
- [47] M. Sand, T. Gambichler, G. Moussa, F.G. Bechara, D. Sand, P. Altmeyer, K. Hoffmann. *Skin Research Technol.*, **12** (2), 114 (2006). <https://doi.org/10.1111/j.0909-752X.2006.00144.x>
- [48] Z. Meng, X.S. Yao, H. Yao, Y. Liang, T. Liu, Y. Li, G. Wang, S. Lan. *J. Biomed. Opt.*, **14** (3), 034010-034010-4 (2009). <https://doi.org/10.1117/1.3130322>
- [49] I. Hariri, A. Sadr, Y. Shimada, J. Tagami, Y. Sumi. *J. Dentistry*, **40** (5), 387 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.01.017>
- [50] A. Amjadi, H. Ghodsi, S. Khandani, B. Khishkhah, P. Rajai, M. Razzaghi. *J. Lasers Medical Sci.*, **12**, e89 (2021). <https://doi.org/10.34172/jlms.2021.89>
- [51] Ю.И. Сурков, И.А. Серебрякова, А.Н. Башкатов, Э.А. Генина. *ОКТ-мониторинг показателя преломления кожи при оптическом просветлении ex vivo // Взаимодействие сверхвысокочастотного, терагерцового и оптического излучения с полупроводниковыми микро- и наноструктурами, метаматериалами и биообъектами* (2021), с. 178–183.
- [52] J. Stritzel, M. Rahlves, B. Roth. *Opt. Lett.*, **40** (23), 5558 (2015). <https://doi.org/10.1364/OL.40.005558>
- [53] C.C. Liao, Y.L. Lo, C.Y. Yeh. *J. Lightwave Technol.*, **27** (5), 483 (2009).
- [54] P. Huang, Y. Lin, Y. Bai, Z. Ni, S. Xie, B. Dong. *Measurement*, **205**, 112184 (2022). <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2022.112184>
- [55] I.Y. Yanina, A.P. Popov, A.V. Bykov, I.V. Meglinski, V.V. Tuchin. *J. Biomed. Opt.*, **23** (1), 016003 (2018). <https://doi.org/10.1117/1.JBO.23.1.016003>
- [56] А.С. Шансхул, Е.Н. Лазарева, Ю.И. Сурков, И.А. Серебрякова, Д.К. Тучина, Э.А. Генина, В.В. Тучин. *Опт. и спектр.*, **133** (5), 575 (2025). <https://doi.org/10.61011/OS.2025.05.60797.7028-24>
- [57] A.J. Fitzgerald, X. Tie, M.J. Hackmann, B. Cense, A.P. Gibson, V.P. Wallace. *Biomed. Opt. Express*, **11** (3), 1417 (2020). <https://doi.org/10.1364/BOE.378506>
- [58] D. Wang, K. Yang, Y. Zhou. *Appl. Opt.*, **55** (9), 2435 (2016). <https://doi.org/10.1364/AO.55.002435>
- [59] M. Pradella. *Laboratories*, **3** (1), 4 (2026). DOI: 10.3390/laboratories3010004
- [60] T. von Clarmann, S. Compennolle, F. Hase. *Atmospheric Measurement Techniques Discussions*, **2021**, 1 (2021). <https://doi.org/10.5194/amt-15-1145-2022>
- [61] I.V. Petrova, A.I. Kholodnykh, K.V. Larin, M. Motamedi, R.O. Esenaliev. *Proceedings Second Joint 24th Annual Conf. and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society. Engineering in Medicine and Biology. IEEE*, **3**, 2255 (2002). <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2002.1053269>
- [62] D. Huyan, N. Lagrosas, T. Shiina. *Photonics. MDPI*, **10** (2), 146 (2023). <https://doi.org/10.3390/photonics10020146>
- [63] H.C. Cheng, Y.C. Liu. *Appl. Opt.*, **49** (5), 790 (2010). DOI: 10.1364/AO.49.000790
- [64] Y. Zhou, K.K. Chan, T. Lai, S. Tang. *Biomed. Opt. Express*, **4** (1), 38 (2012). <https://doi.org/10.1364/BOE.4.000038>