

На правах рукописи



ШЕРСТНЕВ Евгений Павлович

**МЕТОД РЕКОНСТРУКЦИИ
РАСПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ОСЛАБЛЕНИЯ
В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

1.3.4 – радиофизика

А в т о р е ф е р а т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Нижний Новгород – 2025

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном научном учреждении «Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова Российской академии наук» (ИПФ РАН, г. Нижний Новгород)

Научный руководитель: **Геликонов Григорий Валентинович**, доктор физико-математических наук, член-корреспондент РАН, заведующий отделом ФГБНУ «Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова Российской академии наук» (г. Нижний Новгород)

Официальные оппоненты: **Зайцев Кирилл Игоревич**, доктор физико-математических наук, ведущий научный сотрудник ФГБУН Федеральный исследовательский центр «Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук» (г. Москва);

Фролов Сергей Владимирович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет» (г.Тамбов)

Ведущая организация: ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» (г. Саратов)

Защита состоится "11" декабря 2025 г. в 15:00 часов на заседании диссертационного совета 24.1.238.01 в ИПФ РАН (603950, г. Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте ИПФ РАН: ipfran.ru.

Автореферат разослан "5" ноября 2025 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
доктор физико-математических наук



Э.Б. Абубакиров

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – метод зондирования оптически мутных сред на микроуровне, основанный на принципах низкокогерентной интерферометрии [1–3]. Результатом зондирования объекта является двумерное или трехмерное изображение внутренней структуры объекта, которое основано на картировании рассеянных назад «баллистических» (прямо летящих) фотонов, выделенных на фоне многократного рассеяния. Основным применением ОКТ является неинвазивная визуализация биологических тканей в реальном времени в целях медицинской диагностики.

Существует несколько возможных реализаций метода ОКТ. Классической основой устройств ОКТ является интерферометр Майкельсона, на вход которого подается свет низкокогерентного источника с относительной шириной оптического спектра в единицы и десятки процентов. Одно из плеч интерферометра является опорным. Во втором плече расположен исследуемый объект. На выходе из интерферометра регистрируется интерференция волн, отраженных от обоих плеч. Исторически первым был реализован корреляционный метод ОКТ [4, 5], который предполагает регистрацию рассеянной назад волны из области когерентного приема (в единицы микрометров) статически или на частоте доплеровского сдвига при изменении задержки в интерферометре за счет смещения опорного зеркала. Другая реализация – более скоростная спектральная ОКТ, в которой сигнал принимается одновременно со всей глубины, а регистрация сигнала осуществляется с использованием оптического спектрометра [6, 7].

На изображении ОКТ визуализируется структура исследуемой ткани, при этом локальная яркость изображения соответствует количеству баллистических фотонов, вернувшихся в оптический интерферометр из соответствующей точки пространства. Структурные особенности тканей, как правило, являются диагностическими признаками в сфере медицины, поэтому важна возможность дифференцировать различные ткани. Однако из-за того, что величина сигнала существенным образом зависит не только от свойств среды в анализируемой точке пространства, но и от процессов рассеяния и поглощения на всей трассе прохождения зондирующего луча, дифференциация отображаемых структур, и соответственно оценка биологических тканей на изображении ОКТ, может быть затруднена.

Для качественной дифференциации тканей с различными свойствами целесообразно введение дополнительного количественного параметра, который будет одинаковым для однородных участков ткани. Для этих целей удобно использовать характеристику ослабления сигнала с глубиной. Ослабление сигнала с глубиной в ОКТ обусловлено влиянием, в первую очередь, свойств самой среды, рассеивающей и поглощающей излучение, а также рядом фак-

торов, определяемых регистрирующим устройством: фокусировкой зондирующего излучения, способом его регистрации и обработки.

Ослабление света в ткани обусловлено процессами поглощения и рассеяния. Как правило, в ОКТ используются длины волн, для которых рассеяние в биологических тканях значительно превосходит поглощение. Существует множество подходов к описанию и оценке величины рассеяния сигнала по данным ОКТ. Большая часть из них либо подразумевает выбор области интереса для оценки рассеяния в ткани, либо знание о структуре и некоторых характеристиках исследуемой ткани. Однако в общем случае исследуемая среда является неизвестной и выбор области интереса может быть затруднен невозможностью оценки структуры ткани.

В работе [8] был предложен метод оценки распределения коэффициента ослабления непосредственно из величины ОКТ-сигнала. Однако этот метод имеет ряд ограничений. Он предполагает возможность корректной оценки интеграла интенсивности, что возможно только в случае, когда величина баллистической компоненты ОКТ-сигнала не превышает уровень шума на глубине, превышающей предельную глубину ОКТ-визуализации. Также метод чувствителен к наличию шума на изображении ОКТ, которое может привести к существенному искажению оценки. Еще одним важным фактором является наличие аппаратного изменения сигнала с глубиной, которое необходимо учитывать. Влияние этих факторов на оценку коэффициента ослабления нуждается в подробном рассмотрении и коррекции.

На оценку параметров рассеяния влияют такие аппаратные факторы, как особенности приема сигнала в спектрометре и влияние фокусировки зондирующего излучения. Математическое описание изменения сигнала с глубиной из-за фокусировки зондирующего излучения хорошо известно. Однако существующая аналитическая модель ослабления полезного сигнала с глубиной из-за особенностей регистрации сигнала в спектрометре [9] требует уточнения, так как в некоторых работах обнаруживаются расхождения теоретического предсказания с экспериментальными данными.

Оптическая когерентная эластография (ОКЭ) – активно развивающаяся область применения ОКТ, направленная на измерение упругих свойств биологических тканей [10, 11]. Современные реализации ОКЭ основаны на использовании фазочувствительной ОКТ, в которой ОКТ-сигнал содержит амплитудную и фазовую составляющую [12, 13]. Анализ изменения фазовой составляющей позволяет с субпиксельной точностью определять локальные смещения элементов исследуемого объекта при приложении к объекту внешнего деформирующего воздействия. Дальнейший анализ локальных смещений элементов объекта позволяет определить его упругие свойства. Использование фазовой составляющей ОКТ-сигнала придает измерениям высокую точность, однако также и накладывает требования к фазовой стабильности [14]. Обеспечение фазовой стабильности существенно затрудняет применение ОКЭ в ряде областей, например, в эндоскопии.

В то же время известно, что при деформации биологических тканей могут значительно изменяться их оптические свойства. При этом в ряде работ [15–18] выдвигается предположение, что величина изменения оптических характеристик объекта при приложении к нему деформирующего воздействия зависит от упругих свойств этого объекта. Иными словами, при приложении к двум объектам с различной жесткостью одинакового деформирующего воздействия большие изменения оптических свойств должны наблюдаться для менее жесткого (более деформируемого) объекта. Это дает основания полагать, что анализ изменения оценки коэффициента ослабления при приложении деформирующего воздействия к исследуемым объектам может позволить различать объекты, обладающие различными упругими свойствами.

Таким образом, в диссертации рассматривается ряд радиофизических задач, направленных на создание новых методов анализа и обработки сигналов, формирующихся в процессе обратного рассеяния излучения, распространяющегося в естественных и искусственных оптически мутных средах.

Цель работы

Целью работы является разработка подхода к дифференциации оптически мутных сред на основе реконструкции распределения коэффициента ослабления, устойчивой к наличию на изображении ОКТ шума и аппаратного изменения сигнала с глубиной, а также для случая, когда величина баллистической компоненты ОКТ-сигнала превышает уровень шума на глубине, превышающей предельную глубину ОКТ-визуализации.

Для достижения поставленной цели в работе решались следующие задачи:

1. Составление аналитической модели ослабления сигнала на изображении ОКТ, вызванного особенностями регистрации сигнала с использованием спектрометра.

2. Разработка метода реконструкции распределения коэффициента ослабления в ОКТ, устойчивого к влиянию аппаратных факторов на расчет.

3. Экспериментальное исследование возможности различения оптически мутных сред с различными упругими свойствами на основе анализа изменения коэффициента ослабления этих сред при приложении к ним продольного деформирующего воздействия.

Научная новизна диссертационной работы заключается в следующем:

1. Впервые учтено влияние разрешающей способности дифракционной решетки и изменения дисперсии спектрометра на ослабление сигнала с глубиной в спектральной ОКТ.

2. Впервые использовано применение винеровской фильтрации непосредственно к значениям оценки коэффициента ослабления для подавления шумовых эффектов и влияния аппаратного изменения сигнала на оценку.

3. Впервые исследована возможность дифференциации сред с различной твердостью по Шору с помощью анализа изменения коэффициента ослабления при компрессии этих сред.

4. Предложен метод дифференциации сред с различной твердостью по Шору на основании двух параметров: коэффициента ослабления этих сред и параметра, описывающего величину изменения коэффициента ослабления этих сред при компрессии.

Практическая ценность диссертации состоит в следующем:

1. Разработанная аналитическая модель аппаратно-обусловленного ослабления сигнала позволяет оценивать оптимальные параметры ОКТ-спектрометра при его разработке.

2. Разработанный метод оценки распределения коэффициента ослабления, устойчивый к шуму и аппаратному изменению сигнала с глубиной, позволяет расширить возможности ОКТ-визуализации биологических тканей. Картирование распределения коэффициента ослабления, основанное на разработанном методе, позволяет исключить влияние эффекта затенения, характерного для изображения ОКТ. Это расширяет возможности метода ОКТ как инструмента дифференциальной диагностики и позволяет упростить интерпретацию ОКТ-изображений и снизить влияние человеческого фактора на результат диагностики.

3. Анализ изменения коэффициента ослабления сигнала при применении к среде продольного деформирующего воздействия позволяет ввести дополнительную метрику, которая может быть использована для различения тканей с различными механическими свойствами.

Методы исследования

При выполнении диссертационного исследования был проведен обзор научной литературы по тематике исследования на основе общедоступных публикаций. В рамках работы проводилось составление математических моделей и разработка методов обработки ОКТ-сигнала. Проверка разработанных моделей и подходов проводилась с использованием численных и натурных экспериментов. Экспериментальная работа включала подготовку и проведение эксперимента, регистрацию и обработку данных оптической когерентной томографии. Данные были получены с использованием разработанных в ИПФ РАН устройств ОКТ. В качестве исследуемых образцов в экспериментальных частях исследования использовались как искусственные, так и биологические среды.

На защиту выносятся следующие **основные положения**:

1. Учет дисперсионной характеристики оптического спектрометра с призмным компенсатором неэквидистантности и его спектрального разрешения позволяет устранить недооценку величины аппаратно-обусловленного ослабления сигнала в оптической когерентной томографии в 1,65 раза для максимальной регистрируемой задержки интерферирующих волн для спектрометра на дифракционной решетке в брэгговской конфигурации при отношении длины волны к периоду дифракционной решетки 1,5, использующего

призмный корректор неэквидистантности регистрации спектральных компонент с коэффициентом ослабления дисперсии 0,74.

2. Применение винеровской фильтрации к первичной оценке значений коэффициента ослабления для подавления аппаратного влияния на сигнал и устранения шумов позволяет проводить эффективную оценку локального коэффициента ослабления в оптической когерентной томографии в приближении однократного рассеяния при условии, что уровень ОКТ-сигнала превышает уровень шума хотя бы в e раз.

3. Различение оптически мутных сред с близкими оптическими, но различными упругими свойствами возможно осуществить методом оптической когерентной томографии посредством введения количественной оценки изменения коэффициента ослабления при продольной деформации объекта.

Апробация работы

Изложенные в диссертации результаты обсуждались на семинарах в Институте прикладной физики РАН и докладывались на российских и международных конференциях: XXIII научной конференции по радиофизике, посвященной 100-летию со дня рождения Н.А. Железцова (Нижний Новгород, Россия, 2019); Saratov Fall Meeting 2019 (Саратов, Россия, 2019); XXV Нижегородская сессия молодых ученых (Нижний Новгород, Россия, 2020); XXVI Нижегородская сессия молодых ученых (Нижний Новгород, Россия, 2021); XXV научная конференция по радиофизике (Нижний Новгород, Россия, 2021); Saratov Fall Meeting 2021 (Саратов, Россия, 2021); The 2nd BRICS Workshop on Biophotonics (ВКС, международные, 2023).

Основные результаты диссертации опубликованы в 9 работах, из них 5 статей [A1–A5] – в рецензируемых журналах, индексируемых в международных наукометрических базах Web of Science и Scopus, 4 публикации [A6–A9] – в трудах и тезисах конференций.

Достоверность полученных результатов

Все представленные результаты диссертационного исследования являются достоверными и обоснованными. Теоретические исследования и численные расчеты проведены с применением известных, проверенных ранее подходов и методов. Полученные аналитические и численные результаты хорошо согласуются между собой. Физическая трактовка полученных результатов находится в согласии с общепризнанными представлениями.

Личный вклад автора

Все приведенные в диссертации результаты получены либо лично диссертантом, либо при его непосредственном участии. В частности, соискателем выполнены все представленные в работе численные расчёты и реализованы алгоритмы разработанных подходов. Численные расчёты выполнялись на основе оригинальных программ, созданных автором самостоятельно. По-

становка экспериментов, описанных в диссертации, осуществлялась соискателем.

Структура и объем диссертации

Диссертация изложена на 117 страницах, из которых 105 страниц основного содержания, включает 51 рисунок и содержит список использованной литературы из 110 источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность диссертационной темы, сформулирована цель работы, приведены основные положения, отражена научная новизна, представлена структура и общее содержание работы.

В первой главе приведен обзор литературы по методам оценки рассеивающих свойств ткани в оптической когерентной томографии. Рассмотрены основные подходы к получению ОКТ-изображений, включая корреляционный и спектральные подходы. Особое внимание уделено моделям ослабления сигнала в оптической когерентной томографии, основанным на приближениях однократного и многократного рассеяния. Отдельно рассмотрено влияние аппаратных факторов на оценку коэффициента ослабления. Также приведен обзор методов получения информации об эластичных свойствах биологических тканей, а также обзор работ, в которых исследуется изменение оптических свойств биологических тканей при приложении к ним внешнего деформирующего воздействия. Сформулированы задачи диссертационного исследования.

Во второй главе составлена уточненная аналитическая модель, описывающая ослабление сигнала на ОКТ-изображении, вызванное особенностями регистрации сигнала в ОКТ-спектрометре, основанном на комбинации дифракционной решетки и призмного корректора неэквидистантности регистрации спектра. Рассмотрена задача о падении на дифракционную решетку пучка с гауссовым распределением амплитуды. Введена поправка для дисперсионной характеристики ОКТ-спектрометра, связанная с использованием призмного корректора неэквидистантности регистрации спектра. На основе указанных выше результатов составлена уточненная модель ослабления сигнала с глубиной на ОКТ-изображении, которая учитывает влияние на ослабление сигнала конечного размера единичного элемента линейки фотоприемников, конечного размера пятна сфокусированной монохроматической компоненты, разрешающей способности спектрометра, а также изменение дисперсионной характеристики спектрометра из-за использования призмного корректора неэквидистантности регистрации спектра. Проведено сравнение теоретического предсказания согласно предложенной модели с экспериментальными данными.

Ослабление сигнала на изображении ОКТ связано не только с процессами рассеяния излучения в среде, но и с аппаратными факторами, включающими

фокусировку зондирующего излучения и особенности регистрации сигнала в ОКТ-спектрометре. Настоящая глава посвящена составлению математического описания ослабления ОКТ-сигнала, связанного с влиянием спектрометра. Общепринятое математическое описание учитывает влияние на ослабление сигнала конечного размера единичного элемента линейки фотоприемников и конечного размера пятна сфокусированной монохроматической компоненты, однако ослабление сигнала согласно этой модели имеет существенное расхождение с экспериментальными данными [19]. Это говорит о необходимости уточнения существующей модели за счет учета влияния разрешающей способности дифракционной решетки и изменения дисперсии спектрометра из-за использования призмленного корректора неэквидистантности регистрации спектра.

В начале главы рассмотрена задача о падении на бесконечную диэлектрическую дифракционную решетку пучка с гауссовым распределением амплитуды, которое является характерным для ОКТ-систем, использующих одномодовое оптическое волокно. Получено выражение, описывающее угловое распределения поля в зоне Фраунгофера после прохождения дифракционной решетки для -1 порядка дифракции:

$$D(\theta) = B e^{-\frac{2\pi^2}{\lambda^2} \sigma^2 \left(\sin \theta_0 + \sin \theta - \frac{\lambda}{d} \right)^2}, \quad (1)$$

где B – амплитудный множитель, λ – длина волны излучения, σ – полуширина пучка с гауссовым распределением амплитуды, падающего на дифракционную решетку, d – период дифракционной решетки, θ_0 – угол падения пучка на дифракционную решетку, θ – угол дифракции.

Далее в главе рассматривается изменение дисперсионной характеристики спектрометра из-за использования в комбинации дифракционной решеткой призмленного корректора неэквидистантности регистрации спектральных компонент. Корректирующая призма существенно снижает нелинейность дисперсионной характеристики спектрометра $x(k)$, определяющей распределение спектральных компонент с волновым числом k в пространстве координатной оси x , привязанной к фотоприемной линейке. Использование корректирующей призмы приводит к изменению величины дисперсии, которое можно учесть введением дополнительного множителя η . Коэффициент обратной дисперсии спектрометра с введением поправки запишем как

$$\varkappa = 2 \cdot \eta \cdot F \cdot \tan(\theta_0) \cdot \frac{1}{k_0}, \quad (2)$$

где F – фокусное расстояние линзы в спектрометре, k_0 – центральное волновое число.

Образ функции спада значения величины полезного сигнала в k -пространстве можно получить путем проведения математической операции свертки функций, описывающих влияние отдельных факторов:

$$f(k) = PSF(k) \otimes SW(k) \otimes DG(k), \quad (3)$$

где $PSF(k)$ отвечает за влияние фокусирующей системы в спектрометре, $SW(k)$ описывает усреднение сигнала на отдельном элементе фотоприемника, $DG(k)$ – функция, отвечающая за вклад разрешающей способности дифракционной решетки (описывается выражением (1)). Свертка функций $PSF(k)$ и $SW(k)$ описывает ослабление сигнала в общепринятой модели, выражения для них являются известными, однако в них необходимо учитывать изменение дисперсии из-за использования призменного корректора неэквидистантности регистрации спектра, выражение (2). В пространстве глубины это выражение представляет собой произведение фурье-образов трех функций в пространстве глубины:

$$FO(z) = \mathcal{F}(f)(z) = \mathcal{F}(PSF)(z) \cdot \mathcal{F}(SW)(z) \cdot \mathcal{F}(DG)(z). \quad (4)$$

Составлена уточненная аналитическая модель ослабления сигнала ОКТ-сигнала на изображении ОКТ, учитывающая влияние конечного размера единичного элемента линейки фотоприемников, конечного размера пятна сфокусированной монохроматической компоненты, разрешающей способности спектрометра, а также изменение дисперсионной характеристики спектрометра из-за использования призменного корректора неэквидистантности регистрации спектра:

$$FO(z) = 10 \log_{10} \left\{ \text{sinc} \left(\frac{z * p}{\varpi} \right) * e^{-\frac{z^2}{2 * \frac{\eta^2}{1 + \eta^2} (\sigma_0 * \tan \theta_0)^2}} \right\}, \quad (5)$$

где z – оптическая разность хода в интерферометре, p – ширина единичного фотоприемного элемента.

В главе представлено сравнение теоретического предсказания ослабления сигнала на изображении ОКТ согласно предложенной модели с экспериментальными данными и теоретическим предсказанием согласно общепринятой модели [9] (рис. 1). Для проведения эксперимента была использована система ОКТ с источником, имеющим центральную длину волны $\lambda_0 = 1055$ нм. Спектрометр устройства основан на дифракционной решетке с частотой штрихов $1/d = 1500$ 1/мм и корректирующем элементе ($\eta = 0,74$). Полуширина σ_0 пучка, которым освещалась решетка, по уровню $\frac{1}{\sqrt{e}}$ составляет 1,6 мм. Фокусное расстояние объектива спектрометра составляет 86 мм, поперечный размер элемента фотоприемного массива $p = 25$ мкм. Ширина полосы приема 81 нм. В качестве мишени была использована зеркальная поверхность с коэффициентом отражения 4%. В эксперименте регистрируется величина сигнала при различных положениях зеркала в пространстве глубины. При этом исключается влияние на величину сигнала фокусировки зондирующего излучения и радиотехнических особенностей обработки сигнала.

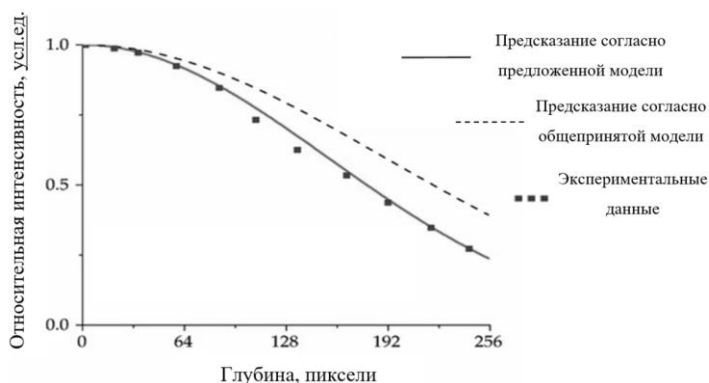


Рис. 1. Сравнение теоретического предсказания ослабления сигнала на изображении ОКТ согласно предложенной в диссертации модели (сплошная линия) с экспериментальными данными (точки) и предсказанием согласно общепринятой модели [9] (пунктирная линия)

Теоретическое предсказание согласно общепринятой модели отличается от экспериментальных значений в 1,65 раза для максимальной регистрируемой задержки интерферирующих волн. Использование уточненной модели, которая учитывает, помимо конечного размера единичного элемента приемного устройства и конечного размера изображения монохроматической компоненты регистрируемого излучения, также ранее не учитываемые конечную разрешающую способность дифракционной решетки и изменение дисперсионной характеристики спектрометра из-за использования корректора неэквидистантности регистрации спектра, позволяет устранить различие между экспериментальными данными и теоретическим предсказанием.

Основные результаты Главы 2 опубликованы в работах [A1, A6–A8].

В третьей главе рассмотрено влияние на оценку распределения коэффициента ослабления наличия шума, аппаратного изменения сигнала с глубиной на изображении ОКТ, а также наличия баллистической компоненты ОКТ-сигнала, превышающей уровень шума на глубине большей, чем предельная глубина ОКТ-визуализации. Предложены методы оценки распределения коэффициента ослабления в случае наличия на изображении ОКТ шума и аппаратного изменения сигнала с глубиной. Для случая, когда ОКТ-сигнал превышает уровень шума на глубине большей, чем глубина ОКТ-визуализации, предложен подход к оценке интеграла сигнала вне диапазона визуализации. Предложенные подходы проверены на примере численного эксперимента. Также продемонстрировано применение предложенных подходов к экспериментальным данным. Проведено сравнение оценки распределения коэффициента ослабления по предложенному методу с результатом оценки по аппроксимации сигнала в соответствии с моделью однократного рассеяния.

В настоящей главе рассматривается разработка метода оценки распределения коэффициента ослабления, основанного на методе, предложенном в [8], который предполагает, что ослабление сигнала в приближении однократного рассеяния описывается выражением

$$I(z) \propto \mu(z) \cdot I_0 \cdot \exp \left[-2 \int_0^z \mu(u) du \right], \quad (6)$$

где I – интенсивность ОКТ-сигнала, z – глубина, μ – коэффициент ослабления. В этом случае коэффициент ослабления в каждой точке изображения

$$\mu_{est}[i] \approx \frac{I[i]}{2\Delta \sum_{i+1}^{i_{max}} I[j]}, \quad (7)$$

где $i = \frac{z}{\Delta}$ – дискретная координата, аналогичная глубине, Δ – размер пикселя, i_{max} – максимальная точка окончания изображения.

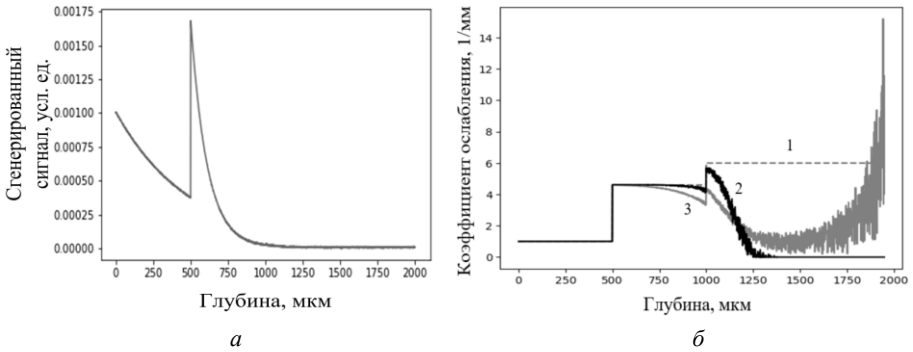


Рис. 2. Оценка коэффициента ослабления для сгенерированного сигнала, содержащего шум: *а* – сгенерированный ОКТ-сигнал; *б* – сравнение способов оценки коэффициента ослабления: 1 – заложенные в модели значения коэффициента ослабления, на основе которых сгенерирован сигнал; 2 – оценка коэффициента ослабления с коррекцией влияния шума на расчет; 3 – первичная оценка коэффициента ослабления, рассчитанная в соответствии с выражением (7)

В первой части главы рассматривается влияние на расчет дробового и избыточных шумов, которые определяются в основном мощностью опорного излучения и фактически не зависят от принятой рассеянной компоненты, поэтому их можно рассматривать как аддитивную добавку к сигналу, а распределение их амплитуды по глубине можно считать равномерным. Был численно сгенерирован ОКТ-сигнал согласно выражению (6) с аддитивной шумовой добавкой N (рис. 2, *а*). Максимальное значение амплитуды шумовой добавки N привязано к максимальному значению $I(z)$ (10^{-3} от его величины). В модели среды закладывались три различных слоя, которым соответствовали три различных коэффициента ослабления: 1 мм^{-1} , $4,6 \text{ мм}^{-1}$, 6 мм^{-1} . Затем к смоделированному сигналу применяется метод (7) для оценки распределения коэффициента ослабления (рис. 2, *б*). Наличие шума на изображении вызывает

занижение значений коэффициента ослабления сигнала и растущую с глубиной ошибку.

Для решения этой проблемы предложен метод оценки коэффициента ослабления, включающий коррекцию значений коэффициента ослабления с использованием фильтра Винера [20]:

$$H[i] = \frac{1}{A[i]} \left\{ \frac{|A[i]|^2}{|A[i]|^2 + \frac{1}{SNR[i]}} \right\}, \quad (8)$$

который можно применять к величинам, представимым в виде линейной комбинации

$$\mu_{est}[i] = A[i] \cdot \mu_{true}[i] + \mu_N[i], \quad (9)$$

где μ_{est} – первичная оценка коэффициента ослабления по выражению (7), $A[i]$ – мультипликативная составляющая линейной комбинации, $\mu_N[i]$ – аддитивная составляющая линейной комбинации, $\mu_{true}[i]$ – искомое значение коэффициента ослабления. Получены выражения для мультипликативной и аддитивной составляющих, необходимых для составления фильтра Винера (выражение (8)):

$$A[i] = 1 - \frac{\sum_{j=i+1}^{\infty} \langle N \rangle}{\sum_{j=i+1}^{\infty} (I[j] + N[j])}, \quad (10)$$

$$\mu_N[i] = \frac{\langle N \rangle}{2 \cdot \Delta \cdot \sum_{j=i+1}^{\infty} (I[j] + N[j])}, \quad (11)$$

$$SNR[i] = \frac{\mu_{est}^2[i] - \mu_N^2[i]}{\mu_N^2[i]}, \quad (12)$$

где μ_{est} – первичная оценка коэффициента ослабления по выражению (7), $\langle N \rangle$ – среднее значение шума, сумма $I[j] + N[j]$ представляет собой сам сигнал. $SNR[i]$ представляет собой отношение сигнал к шуму в терминах коэффициента ослабления.

Для оценки коэффициента ослабления выражения (8), (10)–(12) применены к первичной оценке коэффициента ослабления согласно (7):

$$\mu_{true}[i] = H[i] \cdot \mu_{est}[i]. \quad (13)$$

Применение предложенного метода к численно сгенерированному ОКТ-сигналу показано на рис. 2, б. Предложенный подход позволяет устранить искажения оценки, возникающие из-за наличия аддитивного шума.

Предложенный подход был применен к экспериментальным данным. На рис. 3, а представлен экспериментальный ОКТ-сигнал в логарифмическом масштабе для однородно рассеивающего фантома, полученный с помощью устройства с незначительным аппаратно-обусловленным изменением сигнала с глубиной. К экспериментальным данным был применен предложенный метод и проведена оценка коэффициента ослабления с помощью аппроксима-

ции экспериментальных данных линейной функцией. Сравнение двух разных оценок представлено на рис. 3, б. Оценка коэффициента ослабления по предложенному методу хорошо совпадает при условии, что уровень сигнала превышает уровень шума хотя бы в ϵ раз.

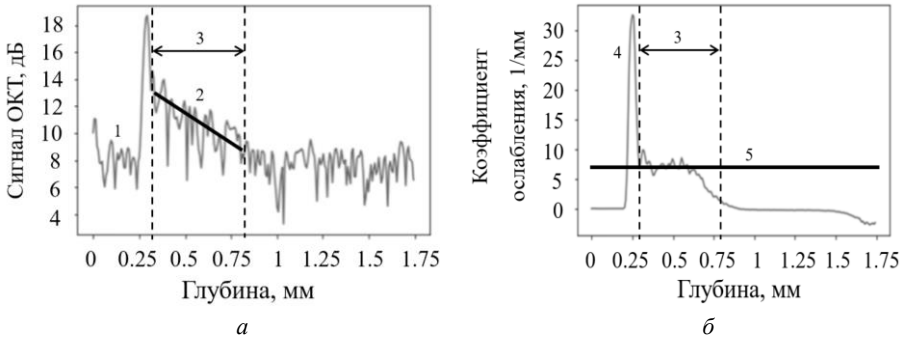


Рис. 3. ОКТ-сигнал для однородно рассеивающего фантома (а): 1 – распределение ОКТ-сигнала по глубине; 2 – аппроксимация ОКТ-сигнала линейной функцией; 3 – диапазон аппроксимации. Распределение коэффициента ослабления (б): 4 – по предложенному методу; 5 – значение коэффициента ослабления согласно наклону линейной аппроксимации

Далее в главе рассматривается влияние на оценку коэффициента ослабления аппаратно-обусловленного изменения сигнала с глубиной. Для этого проводится численное моделирование сигнала в соответствии с выражением

$$I_{sensitivity}(z) = FO(z) \cdot h(z) \cdot I(z) + N(z), \quad (14)$$

где $I(z)$ определяется в соответствии с выражением (6), $N(z)$ – аддитивная шумовая добавка, $FO(z)$ – ослабление сигнала из-за особенностей регистрации сигнала в спектрометре, $h(z)$ – изменение сигнала с глубиной из-за фокусировки зондирующего излучения.

Предложен метод оценки коэффициента ослабления сигнала в случае наличия значимого влияния аппаратно-обусловленного изменения сигнала расчет. Метод основан на применении фильтра Винера (8), как и в случае с наличием только шумовой добавки, однако для него получены другие составляющие фильтра. Выражения (11)–(12) для $\mu_N[i]$ и $SNR[i]$ повторяют форму в этом случае, однако выражение для $A[i]$ записывается другим образом:

$$A_s[i] = \frac{F[i] \cdot C_i}{\sum_{j=i+1}^{\infty} (F[j] \cdot I[j] + N[j])}, \quad (15)$$

где $F[i] = FO[i] \cdot h[i]$ – аппаратное изменение сигнала, которое можно измерить экспериментально для каждого отдельного прибора, $C_i = \sum_{j=i+1}^{i_{max}} I[j]$ необходимо определять из отдельной системы уравнений:

$$\begin{cases} F[i] \cdot (C_{i-1} - C_i) = I_{sensitivity}[i] - N[i] \\ C_i = 0, i > i_{complete} \end{cases} \quad (16)$$

Эффективность предложенного метода была апробирована на примере численного моделирования. Для моделирования было выбрано стандартное для ОКТ $FO[i]$ и несколько различных параметров фокусировки зондирующего излучения (полуширины перетяжки 15, 8, 5 мкм и положений фокуса 200 и 400 мкм). Было проведено сравнение с методом из работы [21]. Предложенный в диссертации метод позволил получить корректное восстановление заложенных в модели значений коэффициента ослабления в том числе для полуширины зондирующего излучения менее 8 мкм, когда метод [21] показывает некорректную оценку. Далее было получено экспериментальное ОКТ-изображение плоскослоистой среды и было проведено сравнение методов на примере экспериментальных данных (рис. 4).

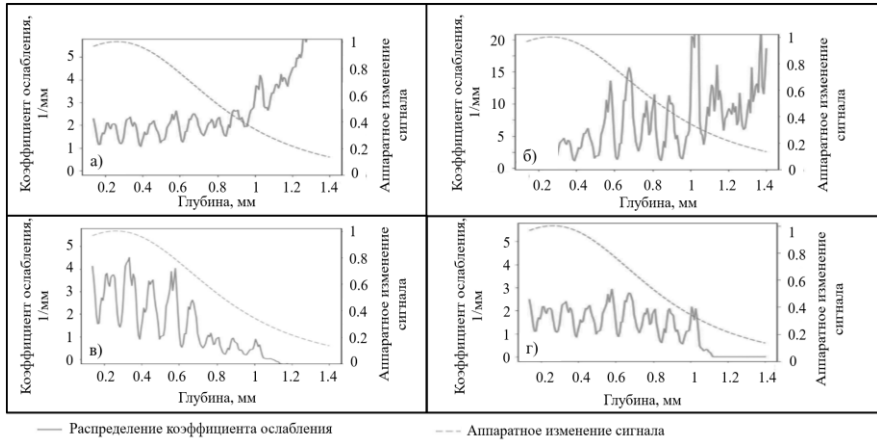


Рис. 4. Оценка коэффициента ослабления для экспериментальных данных в случае существенного влияния аппаратного изменения сигнала: *а* – оценка коэффициента ослабления без коррекции; *б* – оценка по методу, известному из литературы [21]; *в* – оценка по методу, включающему коррекцию влияния шума; *г* – оценка по методу, включающему коррекцию аппаратного изменения сигнала и шума

В последней части главы рассматривается случай, когда количество фотонов, рассеянных с глубины, превышающей предельную глубину визуализации, не является пренебрежимо малым. В этом случае величина интеграла в знаменателе выражения (7) является неполной. Поэтому требуется разработка подхода к оценке величины сигнала, рассеянного с глубины, превышающей предельную глубину визуализации. Для этого введено представление интеграла сигнала в виде экспоненциальной функции

$$y(z) = a + b \cdot \exp(c \cdot z), \quad (17)$$

где a , b и c – подбираемые при аппроксимации коэффициенты. Для подбора коэффициентов используется метод, описанный в работе [22]. Величина коэффициента a описывает величину интеграла сигнала на глубине, превышающей предельную глубину визуализации. Работоспособность метода была продемонстрирована на примере численно смоделированного сигнала.

Основные результаты Главы 3 опубликованы в работах [A2–A4].

В четвертой главе представлено экспериментальное исследование возможности применения анализа изменения коэффициента ослабления сигнала для различения сред с отличающейся твердостью по Шору. Исследование было проведено для набора модельных сред, для которых был независимо измерен индекс твердости по Шору, а также приведен пример оценки для биологических тканей. Для количественной оценки величины изменения коэффициента ослабления среды при увеличении приложенного к ней деформирующего воздействия был использован параметр наклона линейной функции. Предложен подход к дифференциации сред на основе анализа их среднего коэффициента ослабления сигнала и параметра наклона зависимости коэффициента ослабления сигнала от величины деформирующего воздействия в линейном приближении.

В главе описывается экспериментальное исследование зависимости коэффициента ослабления исследуемых объектов от величины прикладываемого к ним продольного деформирующего воздействия, состоящее из двух частей: с внешним контролем давления и контролем давления по данным ОКТ. В ходе обеих частей производилось сжатие исследуемых образцов за счет приложения к объекту давления со стороны зонда в вертикальном направлении. Оценка коэффициента ослабления производилась с помощью метода, предложенного в главе 3.

В качестве исследуемых образцов были использованы два двухкомпонентных силикона (в эксперименте с внешним контролем давления), два полиуретановых фантома и две биологические ткани (в эксперименте с контролем давления по данным ОКТ). Для независимой оценки твердости исследуемых образцов использовался дюрометр REX 1600 типа ОО по Шору (REX Gauge company, США). Твердость по шкале Шора ОО для исследуемых образцов составила: 70.4 ± 2 и 47.6 ± 2 для силиконовых образцов, 64.5 ± 2 для мягкого полиуретанового фантома и 30 ± 2 для куриной мышечной ткани. Твердость жесткого пластикового фантома находится за пределами шкалы Шора ОО (84 D). Ткань куриной кожи слишком тонкая, чтобы правильно измерить ее твердость.

В эксперименте с внешним контролем давления исследуемый объект помещался на весах PV-30 (MASSA-K, Санкт-Петербург, Россия). После каждого изменения величины прикладываемого давления регистрировалось значение на весах и ОКТ-изображение исследуемого материала. При предположении, что зонд давит на исследуемый объект равномерно, для оценки давления, оказываемого на образец, достаточно знать значение на весах и площадь

соприкосновения зонда ОКТ с образцом. Для дальнейшего анализа использовано среднее значение оценки коэффициента ослабления в пределах границ исследуемого объекта на изображении ОКТ. Таким образом, каждому зарегистрированному изображению ОКТ соответствовало значение давления, оказываемого на объект, и среднее значение оценки коэффициента ослабления в исследуемой ткани.

Для оценки зависимости коэффициента ослабления сигнала от приложенного давления была использована линейная функция

$$y_{\mu} = -\alpha \cdot P + \mu_0, \quad (18)$$

где y_{μ} – значение коэффициента ослабления, μ_0 – смещение линейной регрессионной модели, представляющее значение коэффициента ослабления при отсутствии напряжения, α – линейный коэффициент, характеризующий скорость изменения коэффициента ослабления сигнала в ткани при изменении приложенного давления, P – величина приложенного давления. Для поиска коэффициентов α и μ_0 использована функция `numpy.polyfit` языка Python. Эта функция основана на методе наименьших квадратов. Экспериментальные зависимости представлены на рис. 5.

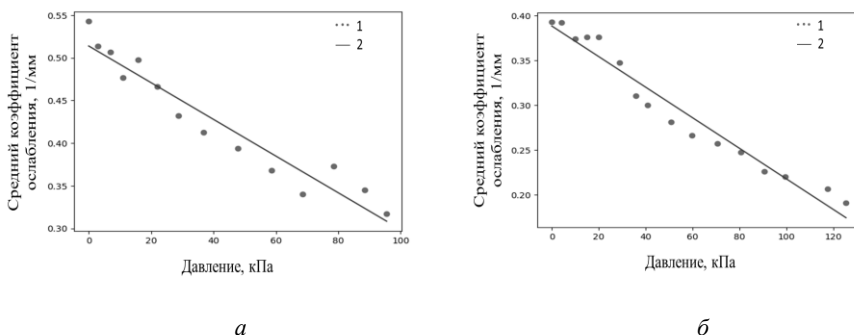


Рис. 5. Зависимость коэффициента ослабления среды от величины прикладываемого продольного деформирующего воздействия для силиконового образца с твердостью по Шору 47.6 ОО (а) и силиконового образца с твердостью по Шору 70.4 ОО (б). 1 – экспериментальные данные, 2 – линейная аппроксимация

В эксперименте с контролем давления по данным ОКТ между исследуемым образцом и ОКТ-зондом был помещен дополнительный калибровочный слой. Зависимость величины прикладываемого давления от деформации калибровочного слоя была измерена в дополнительном эксперименте. Таким образом, наблюдение за деформацией калибровочного слоя на изображении ОКТ позволяло локально определять давление, прикладываемое к образцу. В ходе эксперимента давление, прикладываемое к образцу со стороны зонда, увеличивалось непрерывно и непрерывно записывался массив данных ОКТ. После обработки данных и получения распределения коэффициента ослабле-

ния производилось локальное усреднение значений по небольшим областям. После этого строилась зависимость коэффициента ослабления образца от величины деформирующего воздействия. Для оценки этой зависимости была использована аппроксимация зависимости линейной функцией (18). На рис. 6 показан пример изображений ОКТ и полученных зависимостей для полиуретановых фантомов.

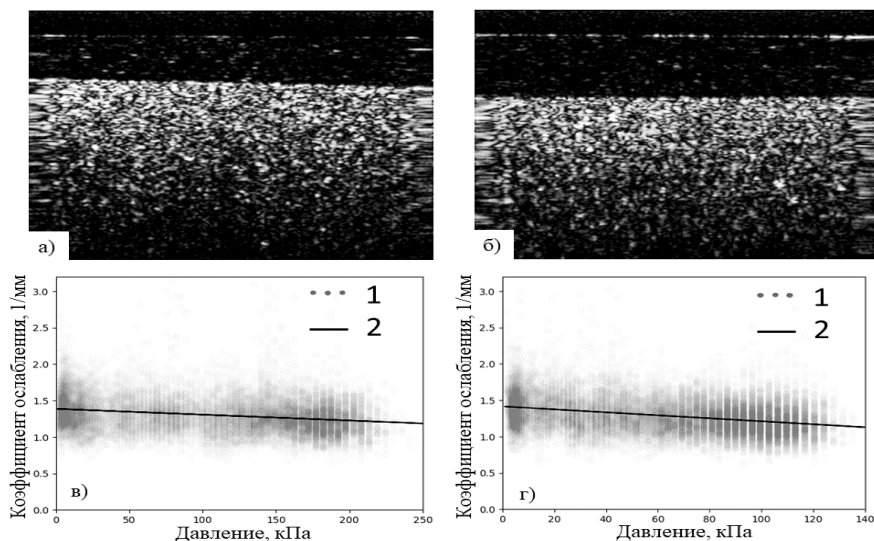


Рис. 6. ОКТ-изображения полиуретанового фантома с твердостью по Шору 64.5 ОО (а) и 84 D (б). Зависимость коэффициента ослабления среды от величины прикладываемого продольного деформирующего воздействия для полиуретанового фантома с твердостью по Шору 64.5 ОО (в) и 84 D (г). 1 – экспериментальные данные, 2 – линейная аппроксимация

В главе были получены значения коэффициентов α , характеризующих величину изменения коэффициента ослабления для каждого из шести исследуемых объектов. Был предложен метод различения сред, основанный на картировании двух параметров: среднего коэффициента ослабления и величины параметра α . Карта параметров представлена на рис. 7. Оценка одновременно коэффициента ослабления сигнала и параметра α , характеризующего скорость изменения коэффициента ослабления при приложении к образцу деформирующего воздействия, позволяет дифференцировать все исследованные образцы. При этом более твердым образцам соответствует более низкий параметр α .

При этом введение оценки величины изменения коэффициента ослабления при компрессии сред позволяет различать среды неразличимые с точки

зрения коэффициента ослабления этих сред. Это хорошо видно на примере пластиковых образцов с твердостью по Шору 64,5 ОО и 84 D. С точки зрения коэффициента ослабления эти образцы являются неразличимыми, однако для этих образцов выявлено отличие параметра наклона зависимости коэффициента ослабления от прикладываемого к среде продольного деформирующего воздействия в 2,55 раза, что позволяет различать эти образцы.

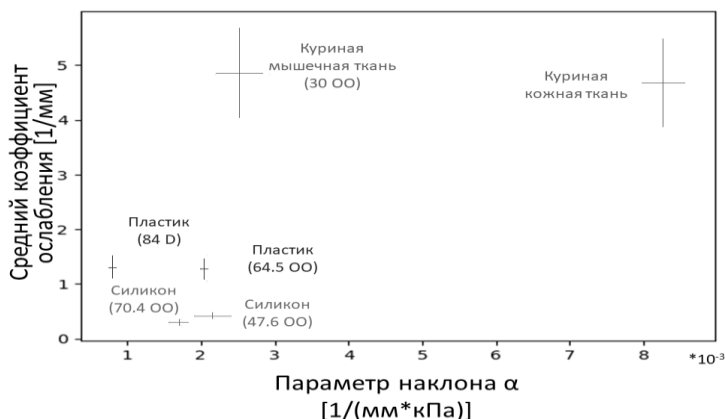


Рис. 7. Карта параметров (среднего коэффициента ослабления и параметра наклона линейной аппроксимации)

Основные результаты Главы 4 опубликованы в работах [A5, A9].

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Для спектральной ОКТ, содержащей комбинированный (состоящий из дифракционной решетки и призмного корректора неэквидистантности регистрации спектра) дисперсионный элемент, составлена и экспериментально проверена уточненная модель ослабления сигнала с глубиной. Модель учитывает, помимо конечного размера единичного элемента приемного устройства и конечного размера изображения монохроматической компоненты регистрируемого излучения, также ранее не учитываемые конечную разрешающую способность дифракционной решетки и изменение дисперсионной характеристики спектрометра из-за использования корректора неэквидистантности регистрации спектра.

2. Показано, что ошибка в общепринятой модели ослабления сигнала с глубиной в спектральной ОКТ приводит к недооценке величины аппаратно-обусловленного ослабления сигнала в оптической когерентной томографии в 1,65 раза для максимальной регистрируемой задержки интерферирующих

волн для спектрометра на дифракционной решетке в брэгговской конфигурации при отношении длины волны к периоду дифракционной решетки 1,5, использующего призменный корректор неэквидистантности регистрации спектральных компонент с коэффициентом ослабления дисперсии 0,74.

3. Разработан метод реконструкции распределения коэффициента ослабления в условиях существенного влияния аппаратно-обусловленного изменения величины сигнала с глубиной, неопределенности величины полного интеграла рассеянного сигнала и шумового ограничения динамического диапазона, основанный на применении винеровской фильтрации к первичной оценке значений коэффициента ослабления. Метод позволяет восстанавливать значения локального коэффициента в приближении однократного рассеяния при условии, что уровень ОКТ-сигнала превышает уровень шума хотя бы в e раз.

4. Работоспособность метода реконструкции распределения коэффициента ослабления продемонстрирована в численном и натурном эксперименте для ОКТ-систем с реализованным динамическим диапазоном 60 дБ в отношении сред, характеризующихся коэффициентами ослабления в типичном для биологических тканей диапазоне $1-6 \text{ мм}^{-1}$, в том числе при существенном влиянии конфокального фактора (полуширина перетяжки зондирующего излучения от 15 до 5 мкм при центральной длине волны излучения 1300 нм) на аппаратно-обусловленное изменение ОКТ-сигнала.

5. Предложен метод различения оптически мутных деформируемых сред на основании картирования двух параметров: коэффициента ослабления ОКТ-сигнала и параметра наклона зависимости коэффициента ослабления от величины прикладываемого к среде продольного деформирующего воздействия. Показано, что введение характеристики изменения коэффициента ослабления среды при ее компрессии, вызванной продольным деформирующим воздействием, позволяет различать среды, обладающие схожими коэффициентами ослабления и различными механическими свойствами. Экспериментально продемонстрирована возможность различения сред с неразличимыми характеристиками ослабления ОКТ-сигнала в ненагруженном состоянии: для сред с твердостью по Шору 64,5 ОО и 84 D выявлено отличие параметра наклона зависимости коэффициента ослабления от прикладываемого к среде продольного деформирующего воздействия в 2,55 раза.

ЦИТИРУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Swanson, E.A., et al., *High-speed optical coherence domain reflectometry*. Optics Letters, 1992. **17**(2): p. 151-153.
2. Swanson, E.A., et al., *In vivo retinal imaging by optical coherence tomography*. Optics Letters, 1993. **18**(21): p. 1864-1866.
3. Huang, D., et al., *Optical Coherence Tomography*. Science, 1991. **254**(5035): p. 1178-1181.

4. Fercher, A.F., *Optical coherence tomography*. J Biomed Opt, 1996. **1**(2): p. 157-73.
5. Bouma, B.E. and G.J. Tearney, *Handbook of Optical Coherence Tomography*, 2002: Marcel Dekker, Inc.: New York, Basel. 741 p.
6. Choma, M.A., et al., *Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography*. Optics Express, 2003. **11**(18): p. 2183-2189.
7. Fercher, A.F., et al., *Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry*. Optics Communications, 1995. **117**: p. 43-48.
8. Vermeer, K.A., et al., *Depth-resolved model-based reconstruction of attenuation coefficients in optical coherence tomography*. Biomed Opt Express, 2013. **5**(1): p. 322-37.
9. Yun, S., et al., *High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3 μm wavelength*. Optics Express, 2004. **11**: p. 3598-604.
10. Zaitsev, V.Y., et al., *Strain and elasticity imaging in compression optical coherence elastography: The two-decade perspective and recent advances*. J Biophotonics, 2021. **14**(2): p. e202000257.
11. Schmitt, J., *OCT elastography: imaging microscopic deformation and strain of tissue*. Opt Express, 1998. **3**(6): p. 199-211.
12. Sticker, M., et al., *Quantitative differential phase measurement and imaging in transparent and turbid media by optical coherence tomography*. Opt Lett, 2001. **26**(8): p. 518-20.
13. Wang, R.K., S. Kirkpatrick, and M. Hinds, *Phase-sensitive optical coherence elastography for mapping tissue microstrains in real time*. Applied Physics Letters, 2007. **90**(16): p. 164105-164105.
14. Zaitsev, V.Y., et al., *Optimization of phase-variation measurements in low-coherence methods: implications for OCE2016*. 98871G.
15. Su, Y., et al., *Determination of the Pressure Coefficient of Optical Attenuation in Different Layers of In-Vivo Human Skins With Optical Coherence Tomography*. IEEE Photonics Journal, 2016. **8**(1): p. 1-10.
16. Kirillin, M., P. Agrba, and V. Kamensky, *In vivo study of the effect of mechanical compression on formation of OCT images of human skin*. Journal of Biophotonics, 2010. **3**: p. 752-8.
17. Agrba, P.D., et al., *Compression as a method for increasing the informativity of optical coherence tomography of biotissues*. Optics and Spectroscopy, 2009. **107**(6): p. 853-858.
18. Kirillin, M., P. Agrba, and V. Kamensky, *Mechanical compression in cross-polarization OCT imaging of skin: In vivo study and Monte Carlo simulation*. Photonics & Lasers in Medicine, 2014. **3**.
19. Lan, G. and G. Li, *Design of a k-space spectrometer for ultra-broad waveband spectral domain optical coherence tomography*. Scientific Reports, 2017. **7**(1): p. 42353.
20. Poularikas, A.D. and Z.M. Ramadan, *Adaptive Filtering Primer with MATLAB2006*: Taylor & Francis.

21. Smith, G.T., et al., *Automated, Depth-Resolved Estimation of the Attenuation Coefficient From Optical Coherence Tomography Data*. IEEE Trans Med Imaging, 2015. **34**(12): p. 2592-602.
22. Jacquelin, J., *REGRESSIONS et EQUATIONS INTEGRALES*, 2009. p. 85.

Публикации автора по теме диссертации

A1. Sherstnev E.P., Shilyagin P.A., Terpelov D.A., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V.. An Improved Analytical Model of a Spectrometer for Optical Coherence Tomography // Photonics, 2021, 8, 534. <https://doi.org/10.3390/photonics8120534>

A2. Moiseev A.A., Achkasova K.A., Kiseleva E.B., Yashin K.S., Potapov A.L., Bederina E.L., Kuznetsov S.S., Sherstnev E.P., Shabanov D.V., Gelikonov G.V., Ostrovskaya Y.V., and Gladkova N.D.. Brain white matter morphological structure correlation with its optical properties estimated from optical coherence tomography (OCT) data // Biomed. Opt. Express. 2022. 13, 2393-2413. <https://doi.org/10.1364/BOE.457467>

A3. Moiseev A., Potapov A., Sherstnev E., Gelikonov G., Gelikonov V., Sirotkina M., Shilyagin P., Ksenofontov S. and Gladkova N.. Depth-resolved attenuation coefficient estimation from optical coherence tomography data in case of incomplete signal attenuation in the imaging depth range// Laser Phys. Lett. 2023. 20 075601 (6 p.). <https://doi.org/10.1088/1612-202X/acd7e2>

A4. Moiseev A., Sherstnev E., Kiseleva E., Achkasova K., Potapov A., Yashin K., Sirotkina M., Gelikonov G., Matkivsky V., Shilyagin P., Ksenofontov S., Bederina E., Medyanik I., Zagaynova E., Gladkova N.. Depth-resolved method for attenuation coefficient calculation from optical coherence tomography data for improved biological structure visualization// J. Biophotonics. 2023; e202100392. <https://doi.org/10.1002/jbio.202100392>

A5. Sherstnev E.P., Moiseev A.A., Sovetsky A.A., Shilyagin P.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov G.V.. Method of Tissue Differentiation Based on Changes in Tissue Optical Properties Under Mechanical Stress Estimated with Optical Coherence Tomography // Photonics. 2025, 12, 122. <https://doi.org/10.3390/photonics12020122>

A6. Шерстнев Е.П., Шилигин П.А.. Оценка влияния разрешающей способности спектрометра на изображения оптической когерентной томографии // Труды XXIII научной конференции по радиофизике, посвященной 100-летию со дня рождения Н.А. Железцова (Нижний Новгород, 13–21 мая 2019 г.). Нижний Новгород : ННГУ, 2019. – 37-39 с.

A7. Шерстнев Е.П., Шилигин П.А.. Оценка влияния разрешающей способности дифракционной решетки на величину сигнала в спектральной ОКТ // 25-я Нижегородская сессия молодых ученых (технические, естественные, гуманитарные науки) : материалы тезисов и доклады. Нижний Новгород : НРЛ, 2020. – 259-261 с.

А8. Шерстнев Е.П., Шилягин П.А., Геликонов Г.В.. Определение разрешающей способности спектрометра в низкокогерентной интерферометрии // Труды XXV научной конференции по радиофизике, (Нижний Новгород, 14–26 мая 2021 г.). Нижний Новгород : ННГУ, 2021. – 25-27 с.

А9. Sherstnev E., Moiseev A., Gelikonov G.. Study of changes in the attenuation coefficient of tissue with deformation according to oct data // BRICS Workshop on Biophotonics. 2023 – Book of Abstracts, 2023. – 25-29 p. DOI: 10.24412/cl-37136-2023-1-25-29.

ШЕРСТНЕВ Евгений Павлович

**МЕТОД РЕКОНСТРУКЦИИ
РАСПРЕДЕЛЕНИЯ КОЭФФИЦИЕНТА ОСЛАБЛЕНИЯ
В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

А в т о р е ф е р а т

Подписано к печати 29.09.2025 г.
Формат $60 \times 90 \frac{1}{16}$. Усл. печ. л. 1,5.
Тираж 100 экз. Заказ № 31(2025).

Отпечатано в типографии Института прикладной физики им. А. В. Гапонова-Грехова РАН,
603950, г. Н. Новгород, ул. Ульянова, 46