

*На правах рукописи*



МАТКИВСКИЙ Василий Александрович

**КОРРЕКЦИЯ ФАЗОВЫХ ИСКАЖЕНИЙ  
И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ ОБЪЕКТА  
В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ  
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ  
СТАТИСТИКИ И ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ГЕОМЕТРИИ**

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 – 2021

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

Научный руководитель: Геликонов Григорий Валентинович, доктор физико-математических наук, Федеральное государственное бюджетное научное учреждение «Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики Российской академии наук» (ИПФ РАН)

Официальные оппоненты: Валерий Викторович Тучин, доктор физико-математических наук, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского»;

Захаров Валерий Павлович, доктор физико-математических наук, профессор, Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева»

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Московский государственный университет имени М.В.Ломоносова»

Защита состоится "6" декабря 2021 г. в 15:00 на заседании диссертационного совета 24.1.238.01 в Институте прикладной физики РАН (603950, г. Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ИПФ РАН и на сайте [ipfran.ru](http://ipfran.ru)

Автореферат разослан "\_\_\_" \_\_\_\_\_ 2021 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета  
доктор физико-математических наук



Э. Б. Абубакиров

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность проблемы

Визуализация и измерение геометрических параметров биологических объектов – важная задача биомедицинских исследований, для решения которой широко применяются оптические методы. Существует ряд факторов, которые ограничивают поперечное и продольное разрешение получаемых изображений. К ним относятся оптические аберрации системы и дисперсионные характеристики исследуемого объекта.

В данной работе под аберрациями будем понимать отличие реального волнового фронта от идеального, измеренного вдоль луча (волновые аберрации) [1].

Ввиду того, что данные искажения являются причиной, ограничивающей поперечное разрешение оптической системы, возникает задача их измерения и компенсации их влияния. Такие задачи могут быть разделены на две группы. К первой относятся задачи компенсации искажений, вносимых собственно оптическими приборами и системами. Аберрации, в данном случае, поддаются расчету и измерению, и могут быть уменьшены или устранены путем внесения изменений в конструкцию (изменение типа, числа и взаимного расположения оптических элементов). Методы решения подобных задач в достаточной степени развиты, и их рассмотрение выходит за рамки данной работы. Ко второй группе можно отнести задачи, в которых искажения вносятся оптическими неоднородностями объекта или трассы распространения оптических лучей до приемной системы. Аберрации в таких случаях не могут быть устранены заранее и должны каждый раз измеряться и компенсироваться. Важным примером такой задачи является наблюдение сетчатки через оптическую систему глаза.

Для измерения и компенсации влияния аберраций успешно применяются методы адаптивной оптики [2]. Адаптивная оптика основана на том, что в некотором месте оптического тракта в волновой фронт вносятся искажения, обратные к ранее внесенным искажениям (компенсация волновой аберрации). Этот подход позволяет получить скорректированное изображение, однако он связан со значительным усложнением оптической схемы, использованием дорогостоящих элементов (датчик волнового фронта и деформируемое зеркало).

Разработка методов измерения и компенсации аберраций без применения дополнительных устройств является актуальной задачей, решение которой позволит существенно упростить и удешевить измерительные устройства. Такие методы могут быть реализованы, если зарегистрирована не только интенсивность прошедшего в приемную систему излучения, но и информация о его фазе. Тогда теоретически становится возможным выполнить коррекцию волнового фронта при численном расчете.

Так как частота оптического излучения слишком велика, то информация о его фазе регистрируется интерферометрически. Далее под выражением «фаза излучения» мы будем понимать фазовый набег относительно опорной волны. Развитие методов интерферометрии низкокогерентного излучения и полупроводниковых приборов его регистрации позволило создать метод визуализации внутренней структуры оптически мутных сред, известный как оптическая когерентная томография (ОКТ) [3–5]. Толчком к его развитию послужила возможность неинвазивно визуализировать внутреннюю структуру глазного дна человека *in vivo* [6], что ранее было недоступно для других методов. Данная технология основана на интерферометрическом приеме низкокогерентного оптического излучения, рассеянного назад на оптических неоднородностях объекта. Зондирующее излучение фокусируется на исследуемом объекте, а рассеянное назад возвращается по тому же пути в приемную систему, где и происходит интерференция с опорным излучением. В случае с глазом, пробное излучение проходит через весь оптический тракт глаза до попадания на сетчатку. При этом аберрации, вносимые оптическим трактом, являются одним из факторов, ограничивающих реальное поперечное разрешение ОКТ-систем.

Наряду с оптическими аберрациями на разрешение ОКТ изображений оказывает влияние материальная дисперсия среды. Расположение отдельных рассеивателей на ОКТ изображении определяется величиной длины оптического пути для зондирующей волны. Наличие зависимости показателя преломления от оптической частоты излучения приводит к формированию дисперсии длины оптического пути для различных спектральных компонент зондирующего излучения, что приводит к ухудшению продольного разрешения системы, тем более заметному, чем больший путь зондирующая волна проходит в диспергирующей среде.

Два описанных фактора – оптические аберрации и материальная дисперсия – приводят к ухудшению поперечного и продольного разрешения при построении изображений методом ОКТ. Главной темой данной работы является разработка методов, позволяющих численно компенсировать влияние обозначенных факторов, без внесения в оптическую схему дополнительных элементов – преимущественно за счёт цифровой постобработки зарегистрированных данных.

Вторая часть работы посвящена развитию методов выделения геометрической информации об объекте исследования на основе ОКТ данных. Одной из важных прикладных задач является исследование среднего отдела уха человека, в частности, барабанной перепонки. Толщина барабанной перепонки и ее изменение со временем являются важными признаками при диагностике ряда заболеваний [7]. Определение толщины барабанной перепонки в автоматическом режиме осложняется двумя обстоятельствами: во-первых, возможным наличием экссудата, снижающего контрастность границ, или наличием других ярких структур на изображении, примыкающих к грани-

цам; во-вторых, сложной формой самой мембраны. В результате, даже при найденных границах вопрос определения ее собственной толщины (а не проекции расстояния между границами на горизонтальную ось), остается отдельной задачей.

### **Цели и задачи диссертационной работы**

Целью работы является разработка численных методов: увеличения поперечного разрешения ОКТ изображений путем численной компенсации влияния оптических аберраций; восстановления продольного разрешения ОКТ изображений путем численной компенсации влияния материальной дисперсии; а также автоматического определения толщины барабанной перепонки, изображение которой получено с помощью метода ОКТ.

Для достижения целей работы были решены следующие задачи:

1. Разработан вычислительный метод определения оптических аберраций оптического тракта зондирующей волны на основе принципа Фазового градиентного автофокуса (ФГА). Проведена его апробация в численном эксперименте и на установке цифровой голографии.

2. На основе принципа ФГА разработан метод компенсации влияния материальной дисперсии среды. Проведена его экспериментальная апробация с модельным объектом и с ОКТ изображением сетчатки глаза человека *in vivo*.

3. Выведена оценка максимума правдоподобия для использования в методе компенсации аберраций. Проведен эксперимент с моделью глаза. С использованием выведенной оценки было показано, что могут быть определены аберрации, высокочастотные по пространственному масштабу. На основе полнопольной ОКТ с перестраиваемым источником было показано, что могут быть определены аберрации глаза при полностью раскрытом зрачке *in vivo*.

4. Разработан метод автоматического определения границ и средней линии барабанной перепонки по ОКТ изображению, который позволяет находить нормаль и касательную в каждой точке этих линий. Метод использован для определения толщины барабанной перепонки. Проведена экспериментальная апробация данного метода.

**Научная новизна** диссертационной работы заключается в следующем:

1. Предложен новый метод численной компенсации оптических аберраций в цифровой голографии и в полнопольной оптической когерентной томографии с перестраиваемым источником.
2. Предложен новый метод численной компенсации влияния материальной дисперсии среды при построении изображений методом спектральной оптической когерентной томографии.
3. Предложен новый метод автоматического определения толщины барабанной перепонки с учетом ее сложной геометрии, произвольной ориентации и наличия примыкающих объектов.

**Практическая ценность** диссертации состоит в следующем. Разработанные методы и подходы могут быть применены для увеличения разрешающей способности реальных ОКТ-систем без усложнения их аппаратной части и для получения новой диагностической информации. Это расширяет возможную область применения существующих ОКТ-устройств и увеличивает их диагностическую ценность.

На защиту выносятся следующие **основные положения**:

1. Численная компенсация мелкомасштабных аберраций (описываемых десятками полиномов Цернике) с большой суммарной амплитудой (до трех десятков радиан) может быть осуществлена в ОКТ изображениях с использованием принципов фазового градиентного автофокуса без решения многопараметрической оптимизационной задачи и без использования дополнительных измерений.

2. Искажения ОКТ-изображения, вызванные дисперсионной зависимостью амплитудой до  $6.4\pi$  и среднеквадратичным отклонением до  $2.2\pi$  могут быть эффективно компенсированы с использованием метода на основе фазового градиентного автофокуса.

3. Методы дифференциальной геометрии позволяют находить среднюю линию и границы барабанной перепонки в ОКТ изображениях и вычислять карту ее толщин с учетом сложной формы и наличия прилегающих объектов в автоматическом режиме.

**Апробация работы.** Результаты изложены в 12 работах автора, из которых 7 статей опубликовано в рецензируемых российских и зарубежных журналах, в научных изданиях, индексируемых в международных базах данных Web of Science и Scopus, и 5 работ в сборниках материалов конференций.

Изложенные в диссертации результаты обсуждались на семинарах в Институте прикладной физики РАН (2013–2020 гг.), докладывались на конкурсах молодых ученых ИПФ РАН (2020 г.) и на Всероссийских и Международных конференциях:

1. “Saratov Fall Meeting 2012” (25–28 сентября, 2012, Саратов, Россия)
2. IV International Symposium TOPICAL PROBLEMS OF BIOPHOTONICS (21–27 июля, 2013, Нижний Новгород, Россия);
3. XIII Всероссийский молодежный Самарский конкурс-конференция научных работ по оптике и лазерной физике (Самара, 11–14 ноября 2015 г.)
4. XXI научная конференция по радиофизике (Нижний Новгород, 17 мая 2017 г.)
5. Optical Coherence Tomography and Coherence Domain Optical Methods in Biomedicine XXIII 2019 (Сан-Франциско, 3–6 февраля 2019 г.)
6. “Saratov Fall Meeting 2020” (29 сентября – 2 октября, 2020, Саратов, Россия)

**Структура и объем диссертации.** Диссертационная работа составлена из введения, четырех глав, заключения и списка цитируемой литературы. Общий объем работы 114 страниц.

## СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

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

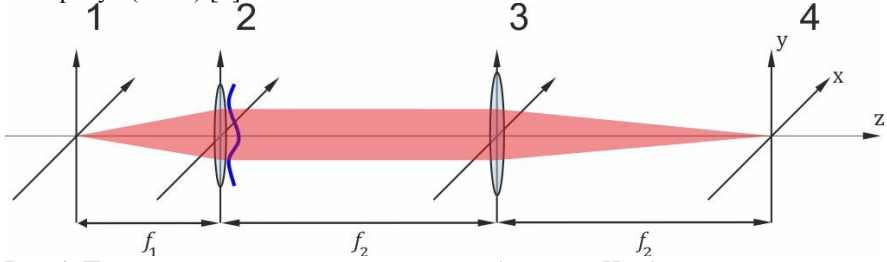
**В первой главе** представляющей собой обзор литературы, рассмотрены методы определения оптических аберраций и материальной дисперсии среды при построении изображений методом ОКТ. Обсуждены основные недостатки, присущие этим методам. Рассмотрена задача автоматического определения толщины барабанной перепонки по ОКТ данным, показаны недостатки методов, представленных в литературе.

**Во второй главе** предложен новый метод компенсации аберраций с использованием принципов фазового градиентного автофокуса. Было показано, что могут быть восстановлены изображения, искаженные сильными аберрациями (с размахом до 30 радиан). Была продемонстрирована компенсации влияния материальной дисперсии среды с использованием принципов фазового градиентного автофокуса. Проведена экспериментальная апробация этого метода при компенсации влияния материальной дисперсии в спектральной Оптической когерентной томографии. Вид восстанавливаемой функции волновой аберрации и дисперсионной зависимости был близок к заданному, как при численном моделировании, так и с использованием экспериментальных данных.

В начале главы формулируется основной принцип определения аберраций. Чтобы его продемонстрировать, рассмотрим оптическую схему на рисунке 1. Важно отметить, что плоскость внесения аберраций 2 связана с плоскостью изображения 4 Фурье-преобразованием т.к. они находятся в фокальных плоскостях линзы в пл. 3. В задаче полагается, что зарегистрировано комплексное поле (известны амплитуда и фаза поля в пл. 4).

Искажения волнового фронта в пл. 2 могут быть математически описаны как умножение Фурье-образа неискаженного поля  $\tilde{u}(k_x, k_y)$  на множитель,  $\exp(i\theta(k_x, k_y))$  меняющий фазу. Данные искажения будем называть «волновой аберрацией». Наличие аберраций приводит к уширению Функции рассеяния точки (ФРТ) системы. Если бы удалось выделить изображение отдельного точечного источника (которое можно назвать «реализацией ФРТ»), то аберрации можно было бы легко вычислить. Но на практике этого сделать не удастся, особенно если аберрации большие. Основная идея рассматриваемого метода состоит в том, что бы используя множество реализаций ФРТ выделить информацию о волновой аберрации статистическими методами.

Для этого был использован подход, схожий с применяемым в радарх с синтезированной апертурой, который носит название Фазовый градиентный автофокус (ФГА) [8].



**Рис. 1.** Принципиальная схема построения изображения. Изображение из плоскости 1 переносится оптической системой в плоскость 4 с использованием двух линз. Линза в плоскости 2 вносит волновые aberrации (схематически отображенные синей кривой линией). Плоскость 2 и плоскость 4 являются фокальными плоскостями линзы 3

Чтобы получить информацию о ФРТ выделялось несколько участков, в центре которых находились изображения ярких рассеивателей или контрастных структур. Тем самым формировался набор субизображений  $\hat{E}_n$ ,  $n = 1 \dots N$ .

Далее получался набор фурье-образов субизображений  $G_n(k_x, k_y) = \text{FT}[E_n(x, y)]$ , где  $\text{FT}[\ ]$  обозначает преобразование Фурье.  $G_n$  можно представить в виде:

$$G_n(k_x, k_y) = |G_n| \exp[i\varphi_n(k_x, k_y) + i\theta(k_x, k_y)] \quad (1)$$

Волновая aberrация  $\theta(k_x, k_y)$  не зависит от  $n$ , так как по условию задачи одинакова для всех участков изображения. Функция  $\varphi_n(k_x, k_y)$ , наоборот, зависит от  $n$ , так как описывает данные, относящиеся к конкретному субизображению. Отсюда можно усреднить градиенты фазы и найти оценки градиентов волновой aberrации  $\hat{\theta}_x$  и  $\hat{\theta}_y$ .

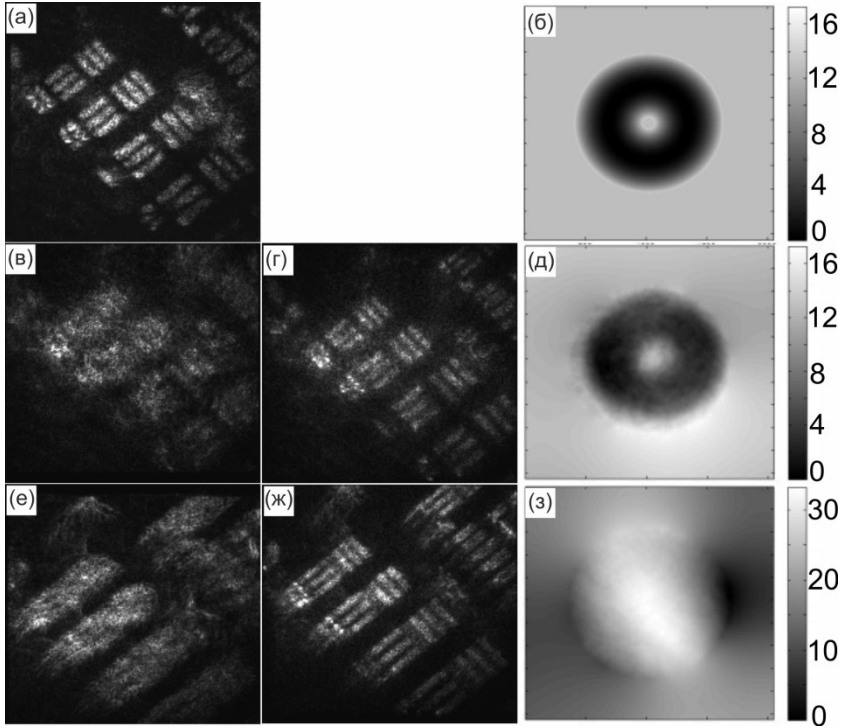
$$\hat{\theta}_x = \frac{1}{N} \sum_n \frac{\partial}{\partial k_x} \arg(G_n(k_x, k_y)), \quad (2)$$

где  $\arg$  обозначает аргумент комплексного числа. Для  $\hat{\theta}_y$  выражение аналогичное. После интегрирования градиентов скорректированное комплексное поле находилось как  $E^1 = \text{FT}^{-1}[\text{FT}[E] \cdot \exp(-i\hat{\theta})]$ . После этого размер окна уменьшался (т.к. уменьшалась ширина ФРТ) и процедура запускается вновь. Количество итераций задавалось до старта алгоритма и составляло около 10.

Далее в главе приведены результаты численного моделирования построения изображения с заданными волновыми aberrациями и их последующей компенсацией.



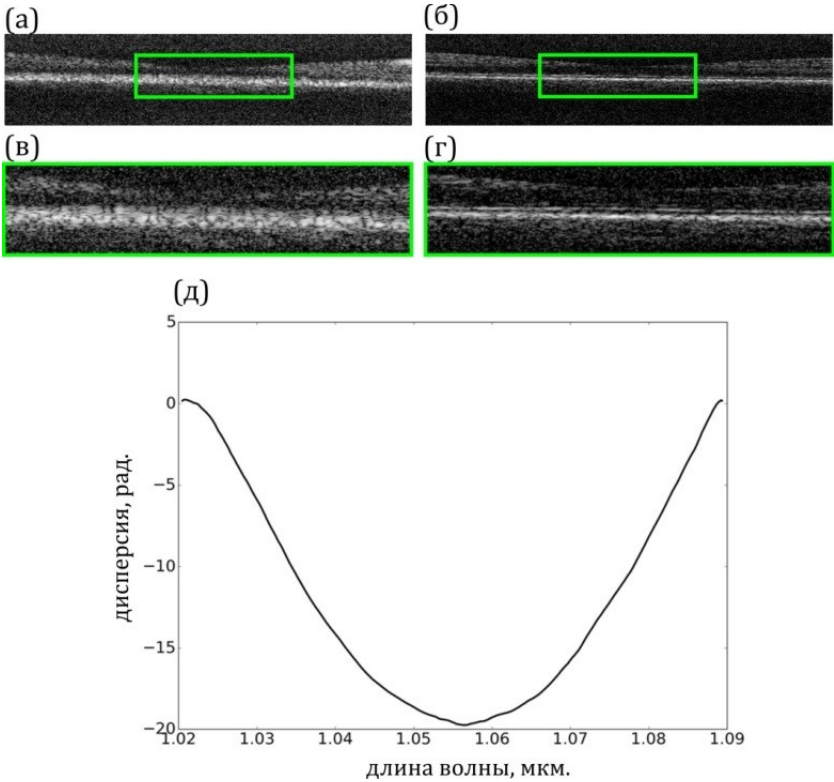
В середине главы представлены результаты экспериментальной апробации предложенного метода [9]. На рис. 2 приведено изображение элементов 4–6 3-й группы USAF1951 мишени, полученных с использованием установки цифровой голографии. Их разрешение (без aberrаций) соответствовало ~11–14 парам линий на миллиметр.



**Рис. 2.** Изображения USAF1951 мишени, полученные в эксперименте без aberrаций и с aberrаторами двух видов: *а* – неабerrированное изображение, *б* – расчетный вид волновой aberrации, вносимый первым aberrатором, *в* – полученное изображение с использованием первого aberrатора, *г* – улучшенное изображение, *д* – найденная волновая aberrация, *е* – полученное изображение с использованием второго aberrатора, *ж* – улучшенное изображение, *з* – найденная волновая aberrация

Были использованы aberrаторы двух видов. Первый был специально изготовлен и вносил aberrацию, похожую на тор (рис. 2, *б*), второй являлся куском изогнутого стекла. Абerrированные изображения представлены на рисунках 2, *в* и *е*. Их разрешение составляло около 7 пар линий на миллиметр. Изображения, после работы алгоритма, представлены на рисунках 2, *г* и *ж* и соответствующие им найденные функции волновых aberrаций – на рисунках 2, *д* и *з*.

Далее в главе описан алгоритм нахождения материальной дисперсии по ОКТ данным.



**Рис. 3.** Изображение биологической среды (сетчатка глаза человека), полученное методом ОКТ: *a* – до реализации компенсации дисперсионных искажений при внесенном в опорное плечо дополнительном элементе, *б* – после коррекции дисперсионных искажений, *в* – увеличенный элемент изображения *a*; *г* – увеличенный элемент изображения *б*; *д* – вычисленная по экспериментальным данным дисперсионная зависимость. Высота масштабного элемента на изображении (белый прямоугольник) соответствует оптической задержке в 1 мм

Наличие в одном из плеч интерферометра оптического элемента с нескомпенсированной дисперсией может быть описано в виде множителя, вносящего неравномерную по спектру дополнительную фазовую задержку в опорную либо зондирующую волну:

$$F(k) = F_0(k)e^{i\theta(k)}, \quad (3)$$

где  $k = 2\pi/\lambda$  – волновое число независимо принимаемой спектральной компоненты, при дискретизации спектра, представляемое в виде дискретного

набора  $k_i$ ,  $F_0(k)$  – спектральная амплитуда рассматриваемой волны,  $\theta(k)$  – фазовый набег, определяемый хроматической дисперсией длины оптического тракта. Из-за того, что ширина спектра в спектральной ОКТ достаточно большая (может достигать до десятка долей от несущей), то дисперсионные искажения приводят к значительному падению продольного разрешения. Выражение (3) является аналогом выражения (1) в одномерном случае. Алгоритм при этом строится таким же образом. Экспериментальные результаты на глазу человека *in vivo* приведены на рис. 3.

Материалы второй главы опубликованы в работах [A1, A2, A4]

**В третьей главе** выведена оценка максимума правдоподобия, позволяющая оценить значение волновой аберрации по ОКТ данным. Показана возможность определения пространственно высокочастотных аберраций с максимальным значимым числом коэффициентов Цернике выше 6-й радиальной степени. Показана возможность определения глазных аберраций при близком к максимальному раскрытию зрачка с размахом аберраций до  $12\pi$  и СКО до  $1.7\pi$  ( $2.3\pi$ , включая дефокус). Было показано, что использование изображения с численно уменьшенной апертурой (для первичного поиска координат центров субизображений) критично для компенсации больших глазных аберраций. Было выявлено, что деление ковариационной матрицы на несколько матриц увеличивает как скорость, так и качество работы алгоритма. Приведено сравнения оптимизационного и ФГА метода при разном количестве используемых полиномов Цернике. Приведены времена исполнения алгоритмов в однопоточном режиме. Показано, что с ростом количества используемых полиномов Цернике ФГА метод работает быстрее, чем оптимизационный. При использовании полиномов радиальной степени 11–14, время работы ФГА, в среднем, в 2.5 раза меньше при схожем качестве изображения.

В начале главы вводится статистическая модель:

$$E_n(x, y) = a_n A(x - x_n, y - y_n) + \xi_n(x, y), \quad (4)$$

где  $E_n(x, y)$  – субизображение, как и в главе 2 (на рис. 4 выделено квадратом на изображении в первом ряду). Стоит отметить, что субизображение не дополнялось нулями (как в алгоритме из предыдущей главы), а имело постоянный размер (64x64 пикселя). Это позволяло намного увеличить скорость работы алгоритма, но ставило дополнительную задачу экстраполяции найденной функции аберраций на массив большего размера (1024x1024 пикселя).  $a_n$  – комплексная константа, характеризующая сечение рассеивателя,  $A(x - x_n, y - y_n)$  – ФРТ,  $\xi(x, y)$  – все остальные элементы изображения, которые попали в суб-изображение. В силу того, что  $\xi_n$  состоит из множества различных участков изображения и учитывая Центральную предельную теорему, можно считать данный член белым комплексным гауссовым шумом. Слово «гауссов» и «комплексный» употребляется в том смысле, что его

действительные и мнимые части распределены по гауссу с дисперсией  $\sigma_{\xi}^2$ , математическое ожидание считается равным нулю. Слово «белый» употребляется в том смысле, что все шумовые элементы массива имеют одинаковое распределение и являются статистически независимыми друг от друга. Мнимая и действительная части одного элемента также статистически независимы. Фурье-преобразование  $E_n$  будет иметь вид:  $G_n(k_x, k_y) = a_n \exp(i\theta(k_x, k_y)) + \xi_n(k_x, k_y)$ . Здесь учтено, что при Фурье преобразовании характеристики гауссова шума не меняются. Чтобы иметь возможность использовать стандартный матричный формализм массив  $G_n(k_x, k_y)$  был представлен, с помощью чтения строки за строкой, в качестве вектор-столбца  $\mathbf{x}_n = [g_{n1}, \dots, g_{nS}]^T$ . Его элементы запишутся как

$$\begin{aligned} g_{n1} &= a_n + \xi_{n1} \\ g_{n2} &= a_n \exp(i\theta_2) + \xi_{n2} \\ &\dots \\ g_{nS} &= a_n \exp(i\theta_S) + \xi_{nS} \end{aligned} \quad (5)$$

Это известная задача о сигнале на фоне аддитивных гауссовых помех [10]. Функция правдоподобия запишется как

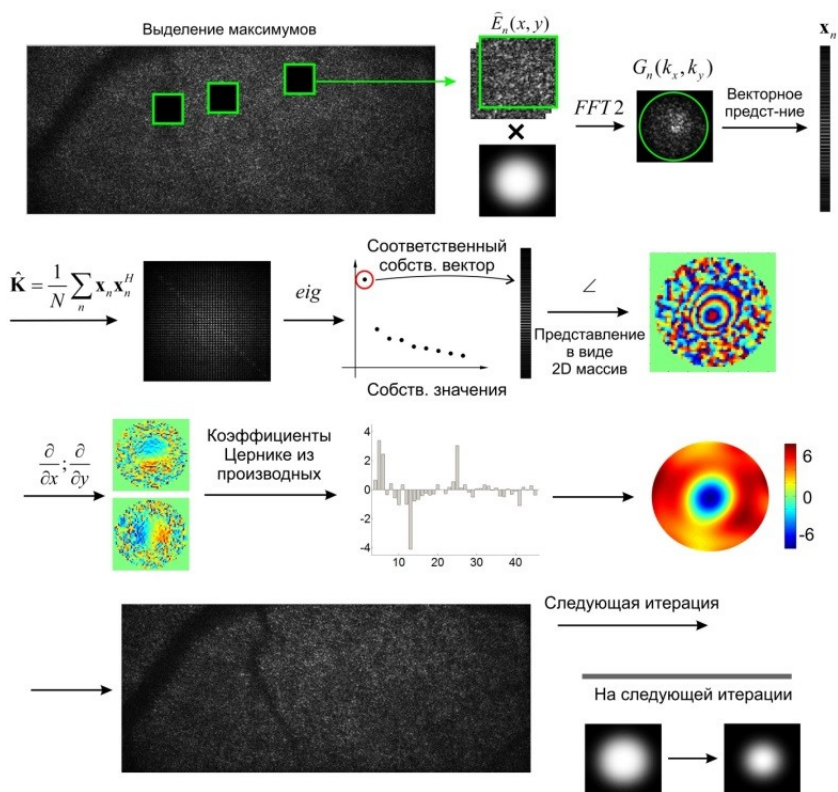
$$L(\mathbf{X}|\boldsymbol{\theta}) = \frac{1}{\pi^{S+N} \det^N(\mathbf{C})} \exp\left(-\sum_{n=1}^N \mathbf{x}_n^H \mathbf{C}^{-1} \mathbf{x}_n\right), \quad (6)$$

где  $\mathbf{X} = [\mathbf{x}_1, \dots, \mathbf{x}_N]$ ,  $\mathbf{C}$  – модельная ковариационная матрица,  $\boldsymbol{\theta}$  – вектор волновой аберрации, оценку  $\hat{\boldsymbol{\theta}}$  которого необходимо найти. Данная функция минимизируется первым собственным вектором ковариационной матрицы:

$$\hat{\boldsymbol{\theta}} = \text{arg}[f. eig. v(\hat{\mathbf{R}})], \quad (7)$$

где  $\hat{\mathbf{R}} = N^{-1} \sum_n \mathbf{x}_n \mathbf{x}_n^H$  – выборочная ковариационная матрица. Данную оценку можно рассмотреть как применение метода анализа независимых компонент, где первая компонента соответствует полезному сигналу, а остальные содержат шум. Тем самым, в отличие от выражения (2) из главы 2, при усреднении используется информация сразу о всех элементах апертуры, а не только о соседних.

Для фильтрации шумов и экстраполяции оценки на массив большего размера было применено разложение по полиномам Цернике [11]. Регулируя их количество возможно выбирать степень сглаживания найденной волновой аберрации, что служит дополнительной регуляризацией в представленной задаче.



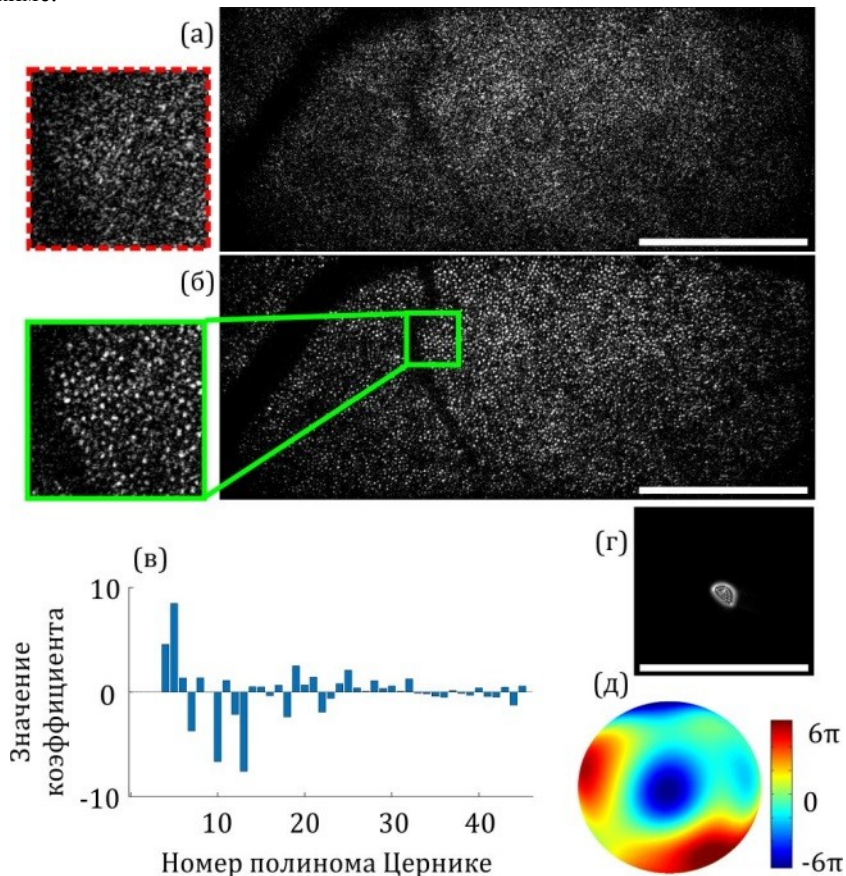
**Рис. 4.** Схема алгоритма с использованием оценки максимального правдоподобия и вычисления собственного вектора

Схема алгоритма представлена на рис. 4. Были использованы данные из двух экспериментальных установок. Первая из них представляла внеосевой интерферометр Майкельсона с макетом глаза в объектном плече. Были получены изображения USAF1951 мишени с числовой апертурой 0.09 и с использованием аббератора из главы 2, который вносил пространственно высокочастотные aberrации. Было показано, что учет высокочастотных компонент волновой aberrации играет заметную роль в восстановлении разрешения изображения.

Данные, соответствующие изображению глазного дна *in vivo*, были взяты из работы [12], где использовалась установка полнопольной ОКТ с перестраиваемым источником. Были получены скорректированные изображения фоторецепторного слоя с числовыми апертурами 0.1 и 0.2. Результаты для второго случая приведены на рис. 5. Алгоритм позволяет определять aberr-

рации с размахом в 12п и высокой пространственной частотой (в разложении абберации использовалось 42 полинома Цернике).

В конце главы приводится сравнение оптимизационного и ФГА методов с использованием кольца Эллиота [13] и разного количества полиномов Цернике. Приведены времена исполнения алгоритмов в однопоточном режиме.



**Рис. 5.** Изображение сетчатки, полученное с помощью метода полнополевой ОКТ с перестраиваемым источником ( $NA = 0.2$ ): *a* – исходное изображение и его увеличенная часть, *б* – скорректированное изображение, *в* – коэффициенты Цернике волновой абберации, *г* – соответствующая ФИТ, *д* – найденная волновая абберация. Размерная шкала (белый прямоугольник) 0.5 мм

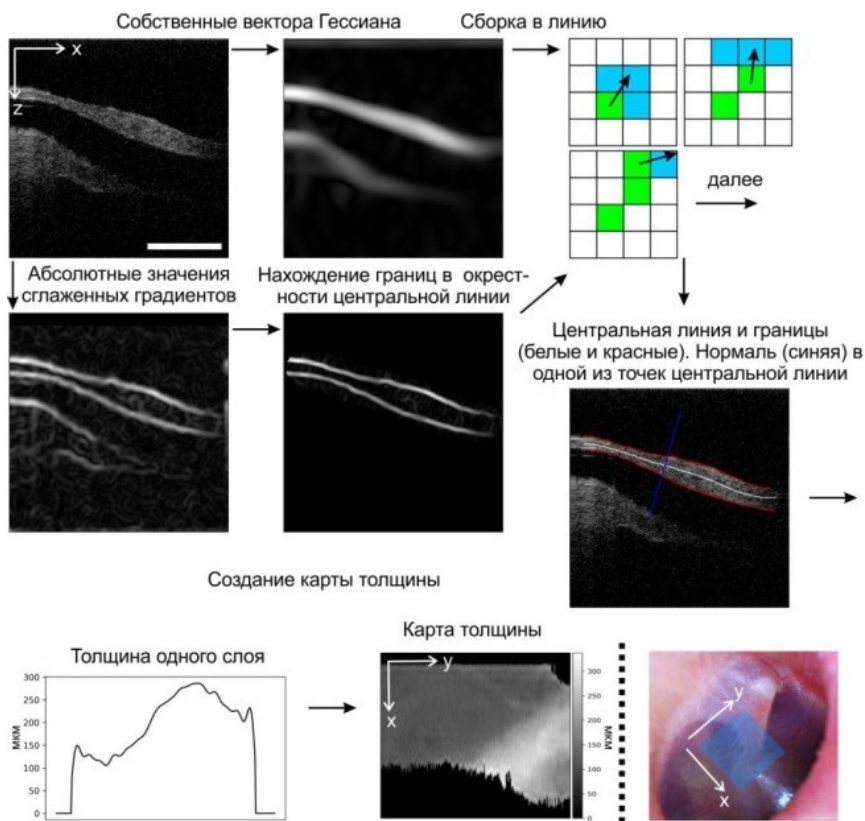
Время работы ФГА алгоритма в применении к изображению USAF1951 мишени составило около 2 с и около 5 с в применении к изображению сет-

чатки с числовой апертурой 0.2 (это объясняется большим размером апертуры и, как следствие, большим размером ковариационной матрицы и связанным с этим объемом вычислений). Показано, что с ростом количества используемых полиномов Цернике ФГА метод работает быстрее, чем оптимизационный.

Материалы третьей главы опубликованы в работе [А3].

**В четвертой главе** представлен алгоритм детектирования границы ушной перепонки по ОКТ изображению с помощью методов дифференциальной геометрии (на основе метода Стегера [14]).

В начале главы рассматривается профиль параболической линии в одномерном случае. Показано, что, будучи свернутой с функцией Гаусса, первая производная параболической линии обращается в ноль в центре линии, вторая производная имеет экстремум по абсолютной величине.

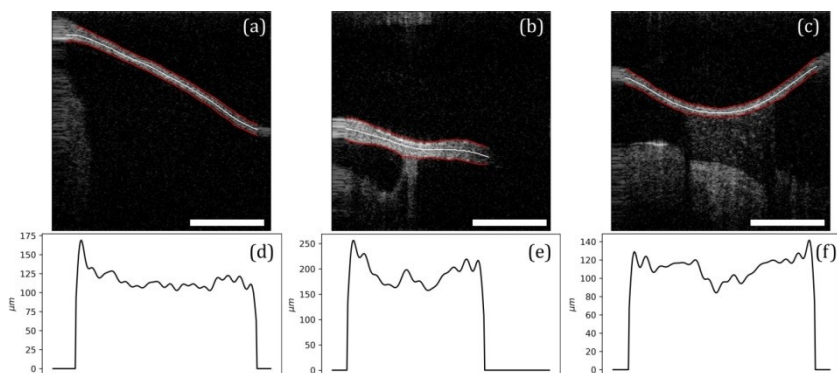


**Рис. 6.** Схема алгоритма. На последнем изображении обозначено примерное место визуализации с помощью ОКТ. Белая полоса соответствует размеру в 1 мм

Далее показано, что двумерный случай может быть сведен к одномерному, если для каждой точки изображения вычислить нормаль к линии. Для этого для каждой точки «сглаженного» функцией Гаусса изображения находится первый собственный вектор Гесссиана. Он указывает направление, перпендикулярное к линии. Соответственно второй собственный вектор указывает направление, касательное к линии. На основе этих рассуждений был построен алгоритм на рис. 6.

Сначала изображение сворачивалось с функцией Гаусса, имевшей ширину порядка толщины барабанной перепонки. Затем находились первые собственные значения Гесссиана в каждой точке (второе изображение первого ряда на рис. 6). Далее брался пиксель, соответствующий наибольшему собственному значению. Рядом с ним, в направлении второго собственного вектора, находился следующий пиксель, и так, пока не был достигнут край изображения либо очередное собственное значение не было в заданное количество раз меньше, чем стартовое значение. Тем самым получалась центральная линия с нормалью в каждой точке.

Затем, уменьшая ширину функции Гаусса до нескольких пикселей, тем же способом находились границы перепонки (вторая строка на рис. 6). Толщина находилась как расстояние между точками пересечения нормали к центральной линии и границами перепонки. Тем самым толщина вычислялась с учетом собственной геометрии перепонки, которая может быть как искривлена, так и ориентирована под произвольным углом. Алгоритм работает в условиях наличия экссудата или примыкания к перепонке других ярких границ. Результаты работы алгоритма представлены на рис. 7.



**Рис. 7.** Определение толщины разных барабанных перепонок: *a – c* – изображения разных перепонок (белой линией обозначен центр барабанной перепонки, красными линиями – границы); *d – f* – вычисленная толщина в микронах. Размерная шкала – 1 мм

Материалы четвертой главы опубликованы в работах [A5–A7]



## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Предложен и разработан новый метод компенсации aberrаций с использованием принципов фазового градиентного автофокуса. Проведена его экспериментальная апробация при компенсации влияния оптических aberrаций. Было показано, что могут быть восстановлены изображения, искаженные сильными aberrациями (с амплитудой до  $30$  радиан)
2. Предложен и разработан новый метод компенсации влияния материальной дисперсии среды с использованием принципов фазового градиентного автофокуса. Проведена экспериментальная апробация этого метода при компенсации влияния материальной дисперсии в спектральной Оптической когерентной томографии.
3. Предложена оценка максимума правдоподобия, позволяющая оценить значение волновой aberrации по ОКТ данным. Показана возможность определения пространственно высокочастотных aberrаций с максимальным значимым числом коэффициентов разложения Цернике более  $6^{\text{й}}$  радиальной степени. Показана возможность определения aberrаций глаза при близком к максимальному раскрытию зрачка с амплитудой aberrаций до  $12\pi$  и среднеквадратичным отклонением до  $1.7\pi$  ( $2.3\pi$ , включая дефокус). Показано, что использование изображения с числом уменьшенной апертурой (для первичного поиска координат центров субизображений) критично для компенсации больших aberrаций глаза. Было выявлено, что деление ковариационной матрицы на несколько матриц увеличивает как скорость, так и качество работы алгоритма. Приведены результаты сравнения оптимизационного метода с методом Фазового градиентного автофокуса при разном количестве используемых полиномов Цернике. Проведено сравнение вычислительной эффективности алгоритмов. Показано, что метод Фазового градиентного автофокуса работает в  $2.5$  раза быстрее при нахождении пространственно высокочастотной фазовой ошибки.
4. Предложен эффективный алгоритм автоматического определения толщины барабанной перепонки с учетом ее сложной геометрии, наличия экссудата и примыкающих объектов с яркими границами. Работа алгоритма была продемонстрирована на данных ОКТ барабанной перепонки уха человека *in-vivo*.

## Цитируемая литература

1. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. М. : Наука, 1973.
2. Goncharov A.S., Iroshnikov N.G., Larichev A. V. Retinal Imaging: Adaptive Optics // Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental Monitoring, and Materials Science / ed. Tuchin V. V. New York, NY, NY: Springer New York, 2013. P. 397–434.
3. Huang D. et al. Optical coherence tomography // Science. 1991. Vol. 254, № 5035. P. 1178 LP – 1181.
4. Swanson E.A. et al. High-speed optical coherence domain reflectometry // Opt. Lett. Optical Society of America, 1992. Vol. 17, № 2. P. 151–153.
5. Schmitt J.M. et al. Optical characterization of dense tissues using low-coherence interferometry // Holography, Interferometry, and Optical Pattern Recognition in Biomedicine III. International Society for Optics and Photonics, 1993. Vol. 1889. P. 197–211.
6. Swanson E.A. et al. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography // Opt. Lett. OSA, 1993. Vol. 18, № 21. P. 1864–1866.
7. Guder E. et al. Microanatomy of the tympanic membrane in chronic myringitis obtained with optical coherence tomography // Eur. Arch. Oto-Rhino-Laryngology. 2015. Vol. 272, № 11. P. 3217–3223.
8. Jakowatz C. V, Wahl D.E. Eigenvector method for maximum-likelihood estimation of phase errors in synthetic-aperture-radar imagery // J. Opt. Soc. Am. A. OSA, 1993. Vol. 10, № 12. P. 2539–2546.
9. Matkivsky V.A. et al. Correction of aberrations in digital holography using the phase gradient autofocus technique // Laser Phys. Lett. {IOP} Publishing, 2016. Vol. 13, № 3. P. 35601.
10. Турчин В.И. Введение в современную теорию оценки параметров сигналов. Нижний Новгород: ИПФ РАН, 2005. 116 p.
11. Dai G. Wavefront optics for vision correction. SPIE press, 2008. Vol. 179. 110 p.
12. Hillmann D. et al. Aberration-free volumetric high-speed imaging of in vivo retina // Sci. Rep. 2016. Vol. 6, № 1. P. 35209.
13. Yellott J.I. Spectral analysis of spatial sampling by photoreceptors: Topological disorder prevents aliasing // Vision Res. 1982.
14. Steger C. An unbiased detector of curvilinear structures // IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell. IEEE, 1998. Vol. 20, № 2. P. 113–125.

## Основные материалы диссертации опубликованы в работах:

A1. Matkivsky, V.A., Moiseev, A.A., Gelikonov, G. V, Shabanov, D. V, Shilyagin, P.A., and Gelikonov, V.M. (2016) Correction of aberrations in digital holography using the phase gradient autofocus technique. *Laser Phys. Lett.*, **13** (3), 35601.

A2. Matkivsky, V.A., Moiseev, A.A., Shilyagin, P.A., Shabanov, D. V, Gelikonov, G. V, and Gelikonov, V.M. (2016) A New Method for Finding Optical Aberrations on the Basis of Analysis of the Object Hologram Without Additional Measurements. *Radiophys. Quantum Electron.*, **59** (5), 393–404.

A3. Matkivsky, V., Moiseev, A., Shilyagin, P., Rodionov, A., Spahr, H., Pfäffle, C., Hüttmann, G., Hillmann, D., and Gelikonov, G. (2020) Determination and correction of aberrations in full field optical coherence tomography using phase gradient autofocus by maximizing the likelihood function. *J. Biophotonics*, **13** (10), e202000112.

A4. Matkivsky, V.A., Moiseev, A.A., Ksenofontov, S.Y., Kasatkina, I. V, Gelikonov, G. V, Shabanov, D. V, Shilyagin, P.A., and Gelikonov, V.M. (2017) Medium chromatic dispersion calculation and correction in spectral-domain optical coherence tomography. *Front. Optoelectron.*, **10** (3), 323–328

A5. Shilyagin, P.A., Novozhilov, A.A., Abubakirov, T.E., Gelikonova, V.G., Terpelov, D.A., Matkivsky, V.A., Gelikonov, G. V, Shakhov, A. V, and Gelikonov, V.M. (2018) Time domain optical coherence tomography is a useful tool for diagnosing otitis media with effusion. *Laser Phys. Lett.*, **15** (9), 96201.

A6. Matkivsky, V.A., Shilyagin, P.A., Moiseev, A.A., Novozhilov, A.A., Abubakirov, T.E., Gelikonov, G. V, Shakhov, A. V, and Gelikonov, V.M. (2020) Differential geometric approach for automated eardrum thickness measurement in OCT image processing. *Laser Phys. Lett.*, **17** (2), 25602.

A7. Ксенофонтов С. Ю., Моисеев А. А., Маткивский В. А., Шилиягин П. А., Василенкова Т. В., Геликонов В. М., Геликонов Г. В. Калибровка поперечного сканирования в приборах оптической когерентной томографии // *Приборы и техника эксперимента* . 2020. №5. С. 104–110.

МАТКИВСКИЙ Василий Александрович

**КОРРЕКЦИЯ ФАЗОВЫХ ИСКАЖЕНИЙ  
И ОПРЕДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ ОБЪЕКТА  
В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ  
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МЕТОДОВ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ СТАТИСТИКИ  
И ДИФФЕРЕНЦИАЛЬНОЙ ГЕОМЕТРИИ**

А в т о р е ф е р а т

Подписано к печати 4.10.2021 г.  
Формат  $60 \times 90 \frac{1}{16}$ . Усл. печ. л. 1,25.  
Тираж 100 экз. Заказ № 44(2021).

Отпечатано в типографии Института прикладной физики РАН,  
603950, Н. Новгород, ул. Ульянова, 46