

*На правах рукописи*



ГЕЛИКОНОВ Григорий Валентинович

**РАЗВИТИЕ МЕТОДОВ  
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

01.04.03 – радиоп физика

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени  
доктора физико-математических наук

Нижний Новгород – 2018

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

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

доктор физико-математических наук, профессор Баграташвили Виктор Николаевич; (Институт фотонных технологий ФНИЦ «Кристаллография и фотоника» РАН, г. Москва, г. Троицк)

доктор физико-математических наук

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

Ведущая организация: Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М. В. Ломоносова (г. Москва)

Защита состоится 16 апреля 2018 г. в 15.00 на заседании диссертационного совета Д002.069.02 в Институте прикладной физики РАН по адресу: 603950, г. Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Федерального исследовательского центра Институт прикладной физики Российской академии наук.

Автореферат разослан 1 марта 2018 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета Д002.069.02,  
доктор физико-математических наук,



Э. Б. Абубакиров

## Актуальность темы

Работа посвящена развитию методов оптической когерентной томографии – одного из перспективных методов неинвазивного биоимиджинга. Применение радиофизических методов позволило развить как интерферометрические методы приема, так и вычислительные алгоритмы обработки сигнала с целью повышения его качества и получения дополнительной информации об объекте исследования. Применение разработанных методов в медицинской практике имеет большое народно-хозяйственное значение для решения социально-значимых задач здравоохранения.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) является методом визуализации внутренней структуры оптически мутных сред с высоким пространственным разрешением за счет интерференционного приема обратно рассеянного света. Наибольшее применение метод ОКТ получил в биологии и медицине, поскольку позволяет в реальном времени получить изображения в 2D и 3D форматах структур с разрешением 1–15 мкм, которое на один – два порядка величины лучше, чем в обычном ультразвуке. В ряде случаев (например, в офтальмологии) этот метод не имеет альтернативы. Неинвазивность метода (для зондирования используется излучение малой мощности) и разрешение, позволяющее строить изображение слоев и клеточных структур биоткани, вызвало высокий интерес к развитию метода ОКТ.

Создание метода ОКТ является прямым следствием стремительного развития волоконной оптики, полупроводниковых и лазерных источников низкокогерентного излучения и нелинейной оптики. Метод ОКТ, который основан на интерференционном приеме баллистических, или слабо отклоненных фотонов низкокогерентного излучения в ближней ИК области (800–1300 нм), позволяет осуществлять когерентный прием обратно рассеянных на оптических неоднородностях фотонов и восстановить расположение рассеивателей с разрешением, определяемым малой длины когерентности, составляющей единицы микрон. Интерференционная дискриминация фотонов по когерентности позволяет устранить мощную засветку, обусловленную многократно рассеянными фотонами, и визуализировать слои и внутренней приповерхностные структуры биоткани с высоким контрастом. Малая временная и высокая пространственная когерентность полупроводниковых и лазерных источников низкокогерентного излучения позволяет обеспечивать высокое пространственное разрешение метода ОКТ. Развитие методов низкокогерентных интерференционных измерений и волоконной оптики в такой области приложений, как ОКТ, является актуальной задачей фундаментальной и прикладной радиофизики.

За более чем два десятилетия развития ОКТ, начиная с девяностых, не снижается интерес к научным проблемам развития ОКТ и развитию приложений (число публикаций составляет несколько тысяч в год). К числу приоритетных направлений исследований до сих пор относятся: повышение про-

дольного и поперечного разрешения в ОКТ, развитие скоростных методов получения изображений, разработка новых принципов ОКТ и совершенствование существующих, с целью извлечения дополнительной и более детальной информации, что является постоянным запросом со стороны многочисленных исследователей и практиков в области медицины, биологии, физики и техники. Высокий интерес к ОКТ методу и его широкое внедрение в практику стимулировали развитие оптической элементной базы, что в свою очередь непосредственно влияет на создание новых модификаций и развитие уже известных методов ОКТ.

В дополнение к первоначально созданному корреляционному методу ОКТ, обладающему высокой помехоустойчивостью при формировании изображений живой биоткани, в настоящее время развиваются также более скоростные спектральные методы, требующие, однако, значительных усилий для устранения ряда специфических помех и достижения предельных параметров по чувствительности и разрешению. Более того, ввиду существенного повышения быстродействия, которое определяет основное преимущество спектральных методов, центр исследований в настоящее время находится именно в области разработки спектральных ОКТ методов. Более высокое быстродействие зондирующей систем позволило развить ряд методов получения сигнала в комплексной форме и более широко разрабатывать и применять цифровые методы обработки сигналов.

В ИПФ РАН разработка методов ОКТ, которая началась в середине девяностых, проводится по большинству направлений развития ОКТ с уклоном в разработку эндоскопических методов исследования и визуализации структуры слизистых оболочек и серозных покровов внутренних органов человека *in vivo* в реальном времени. Мировые достижения по развитию современной оптики позволили направить усилия не только на повышение разрешения и быстродействия, но и на создание интерактивных методов спектральных ОКТ систем, реализующих возможности визуализации физических, физиологических и функциональных параметров живой биоткани, в том числе картин двулучепреломления, кровоснабжения, эластографических характеристик.

В диссертации приводятся результаты разработки радиофизических методов, необходимых для реализации актуальной задачи создания многофункциональной оптической когерентной томографии в современных приоритетных направлениях ее развития.

### **Цели и задачи**

Целью работы является разработка и развитие высокочувствительных методов низкокогерентной волоконной интерферометрии в ближнем ИК диапазоне для решения задач фундаментальной и прикладной оптики, включая развитие методов оптической когерентной томографии.

Конечной прикладной задачей исследований является создание компактных приборов для получения изображений методом оптической когерентной томографии при использовании в клинических условиях.

Задачи исследования можно сформулировать как:

- разработка и развитие интерференционных методов оптической когерентной томографии на основе волоконной оптики, включая корреляционные и спектральные подходы;
- поиск эффективных методов получения комплексного сигнала в спектральной ОКТ;
- разработка эффективных методов устранения и компенсации дисперсионных искажений при сверхширокополосном приеме методом ОКТ;
- разработка элементов широкополосной и сверхширокополосной волоконной оптики для ОКТ-систем;
- разработка методов повышения пространственного разрешения и устранение артефактов в ОКТ-системах;
- исследование и разработка методов получения дополнительной, помимо карты рассеяния, информации об объекте исследования методами ОКТ.

### **Научная новизна**

Впервые предложен метод снижения неэквидистантности при помощи системы призм при регистрации спектральных компонент интерференционного сигнала линейкой фотоприемников в спектрометре на дифракционной решетке в спектральной ОКТ с апобацией при относительной ширине спектра зондирующего излучения 20%.

Разработаны оригинальные методы эффективного удаления когерентных помех в изображениях, обусловленных автокорреляционной составляющей в сигнале спектральной ОКТ.

Предложен новый универсальный метод вычисления и компенсации влияния дисперсии произвольной формы в среде объекта на изображения, получаемые в спектральных и корреляционных ОКТ-системах на основе обработки сигнала оптической когерентной томографии без дополнительных измерений.

Впервые проведено экспериментальное сравнение локального коэффициента кросс-поляризационного рассеяния в живой биоткани при круговой и линейной поляризациях зондирующей волны с использованием волоконно-оптической системы ОКТ с общим оптическим путем для сигнальной и опорной волн.

Впервые разработан метод активного поддержания кругового состояния поляризации зондирующего излучения в кросс-поляризационной системе ОКТ при любых конфигурациях гибкого волоконно-оптического зонда.

Разработан ряд оригинальных режимов функционирования спектральной ОКТ-системы, обеспечивающих реализацию интерактивных режимов микроангиографии, эластографии и кросс-поляризационных измерений.

Научная новизна подтверждена публикациями в реферируемых журналах. Всего по методам опубликовано 37 работ [1–37], 9 работ по пилотным медико-биологическим экспериментам [38–46], получено 34 патента на изобретение [47–80].

### **Теоретическая и практическая значимость работы**

Результаты научного исследования методов низкокогерентной волоконной интерферометрии и цифровой обработки сигналов были использованы при разработке макетов ОКТ-приборов для клинической практики, в результате чего был создан ряд корреляционных, кросс-поляризационных и спектральных ОКТ-систем. Часть из них прошла сертификацию и внедряется в медицинскую практику.

Разработанные методы и макеты ОКТ позволяют:

- получать изображения внутренней структуры биоткани в видеорежиме со сверхвысоким разрешением, достигающим единиц микрон с целью извлечения дополнительной информации при диагностике;
- осуществлять нацеливание биопсии;
- осуществлять ОКТ контроль зон оперативного вмешательства в реальном времени при операциях наружных и внутренних органов человека, а также сетчатки глаза в процессе операции;
- проводить мониторинг лечения;
- осуществлять мультимодальный режим ОКТ, включающий осуществление режимов эластографического анализа биоткани, ангиографии, и анализа поляризационных характеристик обратно рассеянного излучения.

Разработанный уникальный вариант пьезоволоконного фазового модулятора позволил создать систему управления задержкой пробного импульса для анализа трехмерных лазерных пучков эллипсоидальной формы в задаче инжекции электронных пучков высокой яркости.

#### Внедрение в практику

Разработанные устройства и методы ОКТ внедрены в практику работы Института прикладной физики РАН, г. Нижний Новгород; Московского областного научно-исследовательского клинического института им. М.Ф. Владимирского (МОНИКИ), г. Москва, Нижегородской государственной медицинской академии Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации (НижГМА), г. Н.Новгород; Нижегородской областной клинической больницы им. Н.А. Семашко, г. Н.Новгород; Приволжского окружного медицинского центра (ПОМЦ), г. Н.Новгород; Дорожной клинической больницы на ст. Горький ОАО РЖД, г. Н.Новгород; Медцентра косметологической коррекции «Эклан» ЗАО МЦКК «Эклан», г. Н.Новгород; ООО «БиоМедТех», г. Н.Новгород; С.-Петербургской медицинской академии последипломного образования (СПбМАПО), г. С.-Петербург; Российского онкологического центра им. Н.Н. Блохина (РОИЦ РАМН), г. Москва; Науч-

ного центра акушерства, гинекологии и перинатологии (ФГУ НЦАГиП) им. В.И. Кулакова, г. Москва; Московского государственного медико-стоматологического университета (МГМСУ), г. Москва.

### **Положения, выносимые на защиту:**

1. Проблема устранения неэквидистантности по оптической частоте спектральных отсчетов спектрометра, основанного на дифракционной решетке, может быть решена с помощью оптических призм за счет геометрического фактора даже при полном отсутствии дисперсионных свойств материала призм.
2. Обусловленное дисперсией распределение фазы спектральных компонент сигнала при низкокогерентной интерференции может быть вычислено по относительным задержкам огибающих вспомогательных сигналов, восстановленных из последовательно выделенных узких участков в пределах всего спектра принятого сигнала.
3. Коррекция формы аппаратной функции и компенсация дисперсионных искажений в изображениях может производиться одинаковым образом как в корреляционной, так и в спектральной ОКТ путем применения соответствующих частотнозависимых множителей к спектральному образу распределения сигнала рассеяния по глубине.
4. Величина сигнала в оптической когерентной томографии при зондировании одновременно двумя некогерентными ортогонально поляризованными порциями излучения одинакового спектра не зависит от состояния поляризаций этих порций излучения.
5. Локальный коэффициент кросс-поляризационного рассеяния при круговой поляризации зондирующей волны больше или равен коэффициенту при линейной поляризации зондирующей волны и не зависит от ориентации образца.
6. Активное удаленное поддержание кругового состояния поляризации на выходе одномодового волокна при линейном входном состоянии поляризации возможно путем приведения совокупного двулучепреломления оптического тракта к эффективной четвертьволновой пластинке с  $45^\circ$ -ной ориентацией с помощью двух электрически управляемых фазовых пластинок при анализе поляризации излучения, отраженного от выходного торца волокна.
7. Анализ фазового распределения соседних пространственных отсчетов сигнала в оптической когерентной томографии позволяет компенсировать влияние движений объекта на сигнал (включая смещение объекта как целого) и получать дополнительную к структурным и поляризационным изображениям информацию об объекте, такую как распределение внутренней микроциркуляции и распределение упругих свойств, реализуя многофункциональную диагностику объекта.

## Степень достоверности и апробация результатов

Материалы диссертации были доложены на следующих международных научных конференциях:

CLEO (г. Балтимор, США, 1995, 1997, 1999 годы; г. Анахайм, США, 1996 год; г. Сан-Франциско, США, 1998 год); MPLP'2004 (г. Новосибирск, РФ, 2004, 2005 годы); 17th International Cancer Congress (г. Рио-де-Жанейро, Бразилия, 1998 год); CLEO Europe (г. Глазго, Шотландия, 1998 год); LPHYS (Братислава, Словакия, 2002 год; Триест, Италия, 2004 год, Тронхейм, Норвегия, 2008 год), VBO (г. Вухань, Китай, 2006 год), ViOS (г. Сан-Хосе, Калифорния, США 2003 год), Photonics West (Сан-Франциско, США, 2010, 2011, 2012 годы), European SPIE/OSA European Conferences on Biomedical Optics (г. Мюнхен, Германия, 2011, Брюссель, Бельгия, 2012.), OSA Digital Holography and Three-Dimensional Imaging (Майами, США, 2010), International Symposium Topical Problems of Biophotonics TPB-11 (2011, Санкт Петербург – Нижний Новгород), TPB-11 (2013, Нижний Новгород – Ярославль – Нижний Новгород – Казань – Нижний Новгород), Saratov Fall Meeting (SFM) (г. Саратов, РФ, 2010-2017 годы), 2nd Canterbury Conference on OCT Emphasis on Broadband Optical Sources, Canterbury, Kent, United Kingdom, 2017.

Часть результатов работ вошла в Отчеты о деятельности Российской академии наук, два из них вошли в Доклады РАН.

## Основное содержание работы

Структура диссертации:

В **первой главе**, представляющей собой обзор литературы, рассмотрены направления развития и мировые достижения в области оптической когерентной томографии.

Во **второй главе** рассмотрены радиофизические методы создания интерферометрических схем и оптических элементов для решения разнообразных задач оптической когерентной томографии при корреляционном и при спектральном способах приема сигнала. Конечной целью являлось создание ОКТ систем для наружного и эндоскопического зондирования с возможностью развития медико-биологических приложений и оценки информативности метода ОКТ. Показаны возможности получения дополнительной информации об объекте исследования при управлении поляризацией и фазой волн в приемном интерферометре. Приведены примеры практической реализации и применения. **Разделы 2.1 – 2.3** посвящены описанию корреляционной ОКТ, в которой сигнал, пропорциональный разности фаз сигнальной и опорной волн, принимается на частоте доплеровского сдвига. Приводятся основные соотношения для сигнала интерференции в корреляционной ОКТ. Описана система, реализующая корреляционный метод ОКТ с использованием интерферометра Майкельсона. Использование двулучепреломляющего волокна в плечах интерферометра позволило при линейной поляризации зондирующей волны

сохранять высокую видность интерференционной картины при любых подвижках зонда и при ХУ-сканировании. Приводится описание одного из основных элементов системы – волоконно-оптического пьезо-модулятора оптической задержки, разработанной в ИПФ РАН, в котором за счет относительно слабого распределенного удлинения оптического волокна на уровне сотых долей процента получена возможность быстрой модуляции оптического пути на глубину в единицы миллиметров. Модулятор позволил реализовать сканирование с постоянной скоростью (с отклонениями менее 1%) в диапазоне 2 мм при частоте 1,5 кГц, что, в свою очередь, позволило реализовать компактный корреляционный ОКТ со скоростью 20 кадров в секунду. Разработан и применен метод устранения появления артефактов паразитного замешивания поляризационных мод в зоне изображения путем использования задержек поляризационных мод волокна. В **разделе 2.2** кратко описывается созданный сменный эндоскопический микрозонд, позволивший впервые в мире начать эндоскопические ОКТ исследования биологических сред. Описана также обнаруженная специфическая абберрация оптических систем ОКТ-зондов, переносящих изображения, – непостоянство длины оптического пути и показана необходимость применения телецентрической оптической схемы зонда для устранения этих абберраций. Приводится краткое описание кросс-поляризационной ОКТ (КП ОКТ) для одновременного приема рассеянного излучения в обеих поляризациях – аналогичной падающей, и ортогональной к ней. Приводится описание наиболее сложной реализации из созданных в ИПФ РАН – двухволнового корреляционного ОКТ-прибора с единым интерферометром Майкельсона на поляризационно-удерживающем волокне, при центральных длинах зондирующих волн 830 нм и 1280 нм и пилотного луча с волной 670 нм. Для обеспечения высокой эффективности всего интерферометра были разработаны и изготовлены уникальные волоконно-оптические элементы на поляризационно-удерживающем волокне, такие как поляризаторы, мультиплексоры и ответвитель с разделением 50:50 на обеих рабочих длинах волн. Кратко упомянуты методы борьбы с артефактами, связанными с поляризационной модовой дисперсией. Вопросы разработки методов компенсации дисперсии в таком широком спектральном диапазоне и результаты их применения перенесены в раздел 3.2. В **разделе 2.3** отмечено, что, оптическая схема, основанная на интерферометре Майкельсона с использованием РМ волокна, несмотря на ряд преимуществ, имеет и недостатки, связанные с трудностью обеспечения воспроизводимости дисперсионных характеристик взаимозаменяемых зондов. Описывается результаты разработки новой, tandemной схемы на одномодовом, изотропном волокне («common path»), в которой эта проблема решается за счет использования в дистальной части зонда измерительного интерферометра Физо. Поскольку в качестве опорной волны используется отраженная от торца волокна часть зондирующей волны, а также за счет того, что в зонде обеспечен единый оптический путь для опорной волны и волны, рассеянной образцом в обратном направлении, имеет место постоян-

ная видность интерференционной картины. Кроме того, в тракте зонда, едином для обеих волн, решается проблема отличия дисперсионных свойств. Для согласования длин оптических путей зондирующей и опорной волн используется дополнительный компенсирующий интерферометр Майкельсона. Преимущество данной схемы состоит в применении одномодового волокна, и, как следствие, в отсутствии поляризационной модовой задержки, приводящей к появлению артефактов. Несмотря на проигрыш в предельной эффективности такая схема имеет огромное преимущество в удобстве применения, что делает ее более предпочтительной для практического использования в медицине. Раздел 2.3 завершает описание оптической схемы на одномодовом волокне, в которой также реализован кросс-поляризационный прием рассеянного назад сигнала, несмотря на то, что одномодовое волокно не поддерживает состояние поляризации. Показано, что использование двух, предварительно сформированных ортогональных волн с взаимной задержкой, превышающей размеры зоны сканирования, позволяет организовать по отдельности прием ко- и кроссрассеянного излучений. **Раздел 2.4** посвящен разработке оптоволоконных схем ОКТ с гибким зондом и со спектральным, более скоростным способом приема сигнала. Отмечается, что такие спектральные ОКТ-схемы могут быть реализованы в виде оригинальных волоконно-оптических систем приема сигнала на основе тандемных схем интерферометров. В заключительном **разделе 2.5** описываются особенности отражательной резонансной характеристики наклонного микроинтерферометра Фабри-Перо с длиной базы в единицы микрон, проявляющейся в инверсии отклика на резонансных частотах. Было экспериментально показано, что такой микроинтерферометр Фабри-Перо может служить одномодовым селектором в волоконно-полупроводниковом лазере в ИК-диапазоне с относительной перестройкой частоты генерации в единицы процентов. Представляется, что выполнение такой схемы в твердотельном варианте позволит создать лазер с селектором в виде наклонного микроинтерферометра Фабри-Перо и позволит реализовать возможность полндиапазонной перестройки в десятки нанометров в доли микросекунд, что представляет интерес для разработки скоростных спектральных методов ОКТ.

В **третьей главе** диссертации приводятся результаты разработки и применения методов повышения пространственного разрешения в оптической когерентной томографии. В частности, результаты были воплощены в оптическом когерентном микроскопе с разрешением 4 микрона по трем координатам. Рассматриваются предложенные автором методы решения проблемы вычисления и компенсации дисперсионных искажений и коррекции формы спектра широкополосного интерферометрического сигнала.

В **разделе 3.1** рассмотрена система с высоким пространственным разрешением в виде оптического когерентного микроскопа (ОКМ), основанного на волоконном интерферометре Майкельсона с центральной длиной волной зондирующего излучения около 900 нм и шириной спектра 100 нм, при создании

которой объединены оптические и цифровые методы повышения разрешения. Описанная в разделе 3.1 оптическая система ОКМ основана на объединении принципов корреляционной ОКТ и конфокальной микроскопии (КМ) в волоконно-оптическом исполнении на поляризационно-удерживающем волокне с гибким сигнальным плечом и системой динамического фокуса. Повышение разрешения достигается за счет большой широкополосности излучения и за счет острой фокусировки, с перемещением фокальной зоны вдоль луча при совмещении ее с областью когерентного приема на протяжении всего А-скана на глубину 0,5–0,8 мм в биоткани. В разделе 3.1.1 описывается схема широкополосного интерферометра ОКМ на поляризационно-удерживающем волокне с объединением поляризованных компонентов излучений двух суперлюминесцентных диодов (СЛД) с разнесенными спектрами в волну с одной поляризацией, а также двухлинзовая система поперечного и продольного сканирования. Показано, что система фокусировки и сканирования на основе двух линз позволяет, с одной стороны, реализовать высокую числовую апертуру объектива, и с другой – обеспечить трехкоординатное перемещение фокальной зоны с помощью электромеханической системы. В разделе 3.1.2 описываются принципы объединения двух спектрально разнесенных излучений СЛД (с длинами волн 907 нм и 948 нм, и ширинами спектров 53,4 и 72 нм) в единое сверхширокополосное излучение при помощи специально разработанного мультиплексора, изготовленного на половинках полированного ответвителя на анизотропном волокне. Описана методика настройки мультиплексора при контроле выходного спектра и автокорреляционной функции суммарного излучения на одном из волоконных выходов. Показано, что степень перекрытия эванесцентных полей мод волокна при сближении световодущих сердцевин и угловое рассогласование волновых векторов влияет на спектр излучения на волоконных выходах, что позволило реализовать настройку центральной частоты половинной перекачки и получить минимум ширины центрального пика результирующей аппаратной функции (АФ) при контроле выходной оптической мощности. Описан метод контроля формы и ширины АФ на выходе коррелометра на основе цифровой обработки, позволивший достичь ее минимального значения в свободном пространстве 4,75 мкм. В разделе 3.1.2 описывается также результаты экспериментальной апробации предложенного метода повышения широкополосности волоконно-оптического ЗдБ ответвителя на полированных элементах за счет введения углового рассогласования между волокнами. Приводятся экспериментальные результаты с реализацией двукратного повышения широкополосности ответвления. В разделе 3.1.2 описываются также эксперименты по измерению широкополосности поляризационных управителей двух типов: управителя Лефевра и управителя нажимного типа и сравнению с широкополосностью четвертьволновой пластинки нулевого порядка. Эксперименты показали, что управитель поляризации Лефевра более широкополосен и наименьшим образом ограничивает предельное разрешение ОКМ. В разделе 3.1.3 описывается

система динамического фокуса, в которой сформулирован ряд условий, необходимых для ее функционирования, описаны меры по реализации линейного движения линзы в условиях существования резонанса механической системы. Приводится описание измерения поперечного разрешения системы с помощью тестового образца, в результате которого было получено значение 3,9 мкм. В разделе 3.1.4 описывается метод подавления боковых полос в ОКМ за счет цифровой коррекции спектра доплеровского сигнала с приведением его к гауссовой форме. Показано на примере ОКМ зондирования двух тонких рассеивающих границ, расстояние между которыми превышало длину когерентности, что степень подавления боковых полос в результате реализованного цифрового метода коррекции составляет 18 дБ. Продемонстрировано снижение влияния шумовой составляющей за счет цифровой обработки сигнала. В разделе 3.1.5 описаны физические параметры экспериментального прототипа ОКМ, разработанного в ИПФ РАН. В разделе 3.1.6 описаны модельные эксперименты по получению ОКТ-изображений на растениях и тканях человека и приведен ряд изображений. Проведено сравнение ОКТ- и ОКМ-изображений, которое показало, что если метод ОКТ позволяет визуализировать только слои ткани эпителия и стромы, то ОКМ-метод позволяет различить отдельные клетки, составляющие эпителий на глубине до 500 мкм. В разделе 3.1.7 кратко сформулированы итоги разработки компактного оптического когерентного микроскопа (ОКМ), основанного на сверхширокополосной волоконной оптике, с объединением возможностей сверхширокополосной ОКТ и высокоапертурной конфокальной микроскопии. В частности, отмечено, что был апробирован метод измерения локальных послойных значений усредненного показателя преломления биологической ткани за счет информации, получаемой при раздельном управлении фокальным пятном и зоной когерентного приема.

**В разделе 3.2** описаны разработанные методы численной коррекции комплексного спектра зарегистрированного ОКТ сигнала для достижения предельно возможного разрешения. В данном разделе описываются предложенные автором методы компенсации искажений сигнала, определяемых дисперсией и формой спектра, включая методы измерения дисперсионных искажений непосредственно по сигналу. Методы применимы как в корреляционной, так и в спектральной ОКТ.

Использование сверхширокополосных источников излучения в ОКТ может приводить не к улучшению, а к ухудшению пространственного разрешения. Это обусловлено влиянием ряда факторов, таких как неуравненные дисперсионные характеристики оптических трактов плеч интерферометра, материальная дисперсия в объекте, отклонение огибающей спектра зондирующей волны от оптимальной для ОКТ гауссовой формы. Форма спектра излучения и неравенство дисперсионных характеристик интерферометра могут быть скомпенсированы в оптическом тракте, но это требует существенного усложнения оптической системы. При современно развитии вычислительной тех-

ники наиболее перспективным представляется использование численных методов для коррекции формы спектра и дисперсионных искажений сигнала ОКТ. В силу линейности интерференционного приема по оптическому полю спектр сигнала ОКТ от набора рассеивателей можно представить как сумму спектров излучения, рассеянного от каждого рассеивателя с соответствующими фазовыми множителями:

$$\hat{f}(\omega) = \sum_n S(\omega) A_n \exp\left[i\left(k2z_n + \varphi_n(\omega) + \varphi_n^0\right)\right], \quad (1)$$

где  $S(\omega)$  – огибающая спектра,  $A_n$  – амплитуда,  $z_n$  – положение,  $\varphi_n(\omega)$  – дисперсионная составляющая фазы единичного рассеяния,  $\varphi_n^0$  – фаза рассеяния. В случае, когда можно пренебречь влиянием дисперсионных характеристик в образце на масштабах окна наблюдения, дисперсионную составляющую фазы  $\varphi_n(\omega)$  можно считать одинаковой для сигналов каждого из рассеивателей  $\varphi_n(\omega) = \varphi(\omega)$ , тогда формула (1) преобразуется к виду

$$\hat{f}(\omega) = S(\omega) \exp[i\varphi(\omega)] \sum_n A_n \exp\left[i\left(k2z_n + \varphi_n(\omega) + \varphi_n^0\right)\right]. \quad (2)$$

Здесь форма спектра источника, дисперсионные и спектральные искажения, вносимые интерферометром и оптическим трактом до зоны наблюдения, описываются зависимым от частоты общим множителем  $S(\omega) \exp[i\varphi(\omega)]$ , стоящим перед знаком суммы, что позволяет численно компенсировать дисперсионные искажения и неравномерность спектра умножением спектральных компонент принятого сигнала на соответствующий корректирующий множитель:

$$\hat{f}_{correct} = M(\omega) \hat{f}(\omega), \quad (3)$$

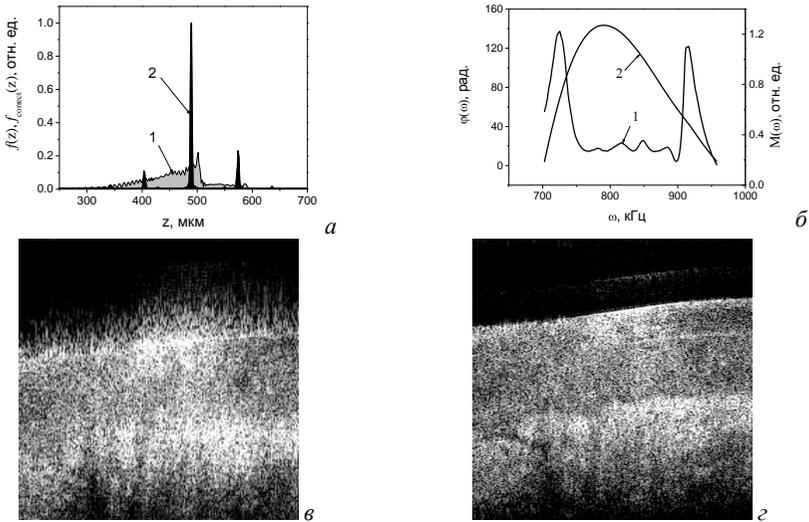
где  $M(\omega) = \left\{ \left| \hat{f}(\omega) \right| \cdot \exp\left[\left(\omega - \omega_0\right)^2 / 2\sigma_\omega^2\right] \right\}^{-1} \exp[-i\varphi(\omega)]$ . Здесь амплитудный множитель, заключенный в фигурные скобки, позволяет устранить боковые полосы аппаратной функции, в то время как фазовый множитель устраняет влияние дисперсионных искажений,  $\sigma_\omega$  – полная ширина на уровне половинной амплитуды,  $\omega_0$  – центральная частота оптического спектра.

Задача, которая сводится к нахождению  $S(\omega)$  и  $\varphi(\omega)$ , решается одинаково в методах корреляционной и спектральной ОКТ. Простейшим и наиболее точным способом является их прямое измерение путем получения сигнала от единичного отражателя (рассеивателя) в комплексном виде и анализ формы и фазового распределения его спектра.

В качестве методического примера рассмотрено применение метода повышения продольного разрешения в ОКТ при коррекции аппаратной функции на основе сигнала от единичного отражателя (поверхности стеклянной пластины) в комплексном виде и анализа формы и фазового распределения его спектра. Экспериментальная апробация проведена на базе интерферометра ОКМ (описанного в разделе 3.1), с корреляционным методом приема сиг-

нала, в котором добавлен дополнительный, третий СЛД, расширяющий спектр суммарного излучения от 100 нм до 150 нм при центральной длине волны 880 нм (относительная ширина спектра 16%). Ширина искаженной аппаратной функции, определенная по изображению резкой границы воздух – стекло, равнялась более чем трем сотням микрон при спектрально обусловленном значении 2,3 мкм. Более чем 150-кратное увеличение ширины аппаратной функции было обусловлено влиянием дисперсии. Наблюдавшаяся форма сигнала обусловлена как сложной формой оптического спектра, так и задержками паразитных поляризационных мод в элементах оптической схемы. Показано, что ширина АФ после амплитудной и фазовой обработки спектральных компонент сигнала уменьшилась более чем в 100 раз до 3,5 мкм, что близко к спектрально обусловленной ширине АФ гауссовой формы, составляющей 2,3 мкм.

На рис. 1, *в* и 1, *г* представлены изображения слизистой (губы) до и после цифровой обработки с использованием функций  $M(\omega)$  и  $\varphi(\omega)$ , найденных при обработке изображений резкой границы. Функции  $M(\omega)$  и  $\varphi(\omega)$  приведены на рис. 1, *б* кривыми 1 и 2. Сравнение изображений на рис. 1, *в* и 1, *г* демонстрирует высокую эффективность компенсации.



**Рис. 1.** ОКТ-изображения биологического объекта (слизистой полости рта): *а* – ОКТ-сигнал  $f(z)$  от тонкой стеклянной пластины в виде одного А-скана до обработки (кривая 1) и с компенсацией дисперсии и формы спектра  $f_{correct}(z)$  (кривая 2); *б* – корректирующие функции амплитуды  $M(\omega)$  и фазы  $\varphi(\omega)$ , полученные непосредственно из спектра сигнала; *в* – ОКТ-изображение до обработки; *г* – изображение, скорректированное с использованием фазы, полученной из спектра сигнала одиночно-го отражателя. Размер изображений  $0,7 \times 0,7$  мм

Особый интерес представляет решение проблемы нахождения зависимостей  $S(\omega)$  и  $\varphi(\omega)$  в случае, когда невозможно получить сигнал от единичного рассеивателя. Для такого случая автором предложен метод поиска  $\varphi(\omega)$  на основе анализа спектрально-пространственной зависимости интерференционного сигнала. Вследствие дисперсионного влияния различные спектральные компоненты интерферируют при различных относительных задержках, что и приводит к уширению сигнала, полученного при участии в интерференции всего спектра. Нахождение этих относительных задержек для каждой спектральной компоненты позволит вычислить дисперсионную зависимость  $\varphi(\omega)$  непосредственно из сигнала. Для этого предлагается воспользоваться оконным преобразованием Фурье с окном гауссовой формы (преобразование Габора) для расчета реализации в глубину из узких спектральных участков. Применяя оконное преобразование Габора, получаем двумерную картину (по  $z$  и  $\Omega$ ) распределения положения сигнала в пространстве от положения окна по спектру сигнала:

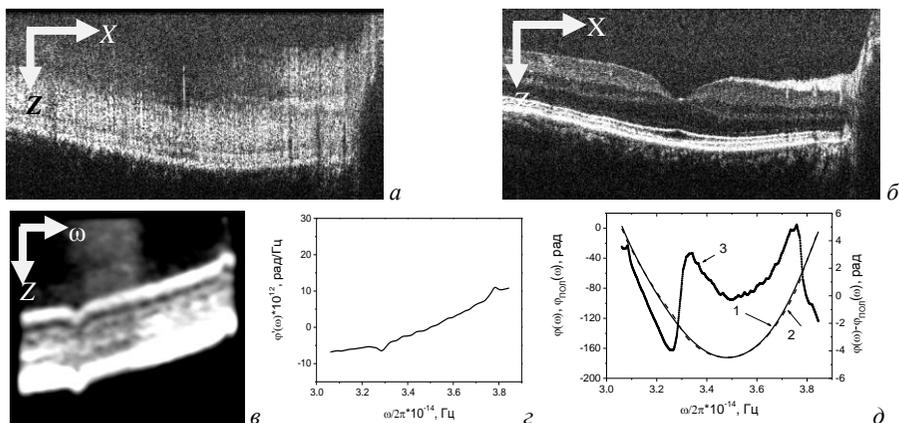
$$F(z, \omega) = \int_{-\infty}^{\infty} \hat{f}(\Omega) G(\Omega - \omega) \exp(-i\Omega z) d\Omega, \quad (4)$$

где  $G$  – форма окна (в данном случае гауссова) выделения узкой спектральной полосы. Смещение сигнала по глубине определяется локальным наклоном дисперсионной кривой  $-d\varphi(\omega)/d\omega$ . Интегрирование такого распределения дает искомую дисперсионную кривую  $\varphi(\omega)$ .

На рис. 2 приведен результат экспериментальной апробации метода повышения продольного разрешения в спектральной ОКТ-системе за счет коррекции аппаратной функции на основе анализа ОКТ. В качестве объекта использовалась сетчатка глаза. В данном случае измерение дисперсионных характеристик при единичном отражении невозможно. Для демонстрации работоспособности разработанного метода проводилась сравнение качества компенсации с помощью найденной из преобразования Габора функции фазового распределения  $\varphi_G(\omega)$  и с помощью функции, оптимизированной по минимизации шенноновской энтропии ( $E$ ) полиномом 9-го порядка  $\varphi_{\text{пол}}(\omega)$ .

При аппроксимации функции  $\varphi(\omega)$  полиномом 9-го порядка шенноновская энтропия изображения уменьшилась от величины  $E = 1,687$  до  $E = 0,209$ . В методе нахождения функции  $\varphi(\omega)$ , с использованием оконного преобразования Габора, шенноновская энтропия изображения уменьшилась до величины  $E = 0,147$ , что соответствует изображению сетчатки, представленному на рис. 2, б. Полученные значения корректирующей функции распределены в диапазоне  $0 \div 160$  радиан при изменении частоты по всему оптическому спектру.

Проведено сравнение методов компенсации, основанных на прямом измерении корректирующей функции при получении сигнала в комплексной форме и на основе оконного преобразования Габора. Некоторые ограничения в применимости метода, однако, накладываются на производную по частоте распределения дисперсии по спектру принимаемого сигнала.



**Рис. 2.** Сигнал от сетчатки глаза без компенсации ( $E = 1,687$ ) (размер изображения  $1,1 \times 3$  мм) (а); скорректированное изображение с использованием измеренной фазовой зависимости ( $E = 0,147$ ) (б); результат преобразования Габора  $F(z, \omega)$  (в); функция  $d\varphi_G(\omega)/d\omega$  (г); корректирующие функции  $\varphi_{пол}(\omega)$  – кривая 1,  $\varphi_G(\omega)$  – кривая 2, разность функций  $\varphi_G(\omega) - \varphi_{пол}(\omega)$  – кривая 3 (д)

В разделе 3.3 рассмотрена эффективность материальной компенсации дисперсии интерферометра в ОКТ-системе на анизотропном волокне одновременно на волнах 830 нм и 1280 нм. Такой интерферометр был разработан в ИПФ РАН с целью сравнительной оценки изображений биоткани, полученных из одного места в одно и то же время. В разделе 3.3.1 приводится описание оптической схемы этого интерферометра, в которой произведено мультиплексирование трех излучений: на рабочих длинах волн 830 нм и 1280 нм и пилотного, видимого излучения с длиной волны 670 нм в простейшей моде в одном волокне. Использован единый интерферометр, а также произведено эффективное демultipлексирование с детектированием сигналов интерференции на рабочих длинах волн. В разделе 3.3.2 описан метод компенсации дисперсионных искажений одновременно для двух рабочих длин волн. В данном случае некомпенсированность дисперсионных характеристик была столь велика, что рассмотренный в разделе 3.2 метод не мог быть применен. Отметим, что компенсация разности дисперсионных характеристик в плечах интерферометра только за счет стекол с различной материальной дисперсией оказалась неэффективной. Компенсация производилась путем введения в одно из плеч интерферометра отрезка волокна с отличающимися от основного волокна дисперсионными свойствами. За счет подбора длин основного и компенсирующего волокон для обеих зондирующих волн были минимизированы ширины аппаратных функций и их пространственный сдвиг. Результатом этой работы явилась удовлетворительная компенсация дисперсии интер-

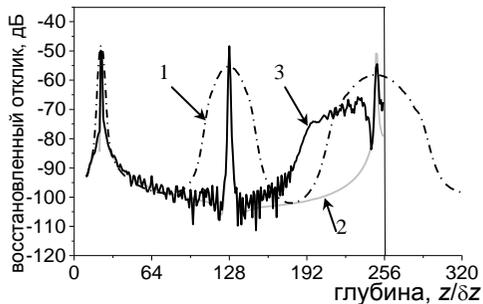
ферометра на анизотропном волокне одновременно на волнах 830 нм и 1280 нм, позволившая проводить с достаточно высоким разрешением сравнительные исследования ОКТ-изображений биоткани. Однако дополнительную компенсацию остаточного влияния дисперсии в ОКТ-изображениях на обеих длинах волн возможно, по-видимому, выполнить только при использовании современных средств приема и цифровой обработки сигнала, полученного в комплексном виде. В разделе 3.3.3 представлены примеры практического применения двухволнового ОКТ и показана возможность спектрального разделения структур в изображениях биоткани, с отображением результата в цветной палитре.

В четвертой главе описываются предложенные методы решения одной из ключевых проблем спектральной оптической когерентной томографии – линейного по оптической частоте приема спектра интерференционного сигнала. Приведены как численные, так и оптические методы, позволяющие решить проблему линейного расположения по оптической частоте спектральных отсчетов при регистрации широкополосного излучения.

В спектральной ОКТ распределение обратного рассеяния восстанавливается по оптическому спектру результата интерференции опорной и рассеянной объектом волн с помощью преобразования Фурье, которое каждой пространственной частоте модуляции принятого спектра ставит в соответствие точку в распределении сигнала по глубине. При регистрации спектра интерференции в спектрометре, построенном на дифракционной решетке, распределение оптических частот является неэквидистантным по номеру отсчета. При этом отклик, соответствующий определенной глубине, приобретает частотную модуляцию, что ведет к увеличению ширины аппаратной функции с глубиной, и не позволяет достигать предельного разрешения (рис. 3).

**Раздел 4.1** посвящен численным методам компенсации неэквидистантности спектральных отсчетов, введена метрика неэквидистантности, сформулированы критерии достаточной линейризации.

Для анализа неэквидистантности распределения оптических спектральных компонент интерферирующих волн вводится функция  $\varepsilon(x)$ , характеризующая относительное отклонение волнового числа принимаемой спектральной компоненты



**Рис. 3.** А-скан, восстановленный в системе спектральной ОКТ с: 1 – нелинеаризованным спектральным приемом, 2 – эквидистантным приемом при линейризации спектрометра призмой, 3 – неэквидистантным приемом и линейризацией с помощью передискретизации с четырехкратным увеличением эффективной частоты дискретизации

$k(x)$  от эквидистантного распределения  $k_l(x) = k_{\min} + \frac{\Delta k}{\Delta x} x$ ;  $\varepsilon(x) = k(x) - k_l(x) / \Delta k$ ,

где  $\Delta k$  – полная спектральная ширина диапазона наблюдения,  $k_{\min}$  – волновое число самой длинноволновой регистрируемой спектральной компоненты,  $\Delta x = N$  – интервал в пространстве фотоотсчетов, на котором определена функция  $k(x)$ . Для удобства описания вводится метрика  $\delta\varepsilon = \left[ \varepsilon(i) - \varepsilon(j) \right]_{\max}$ , дающая численную оценку неэквидистантности распределения  $k(x)$ , где  $i$  и  $j$  – произвольные числа, соответствующие номерам фотоэлементов ( $0 \leq i, j < N$ ). В дискретной системе безразмерный интервал, на котором определен сигнал, задается числом отдельно регистрируемых спектральных компонент  $N$ . Величину неэквидистантности, при которой влиянием уширения изображения единичного рассеивателя можно пренебречь, можно определить следующим образом:  $\delta\varepsilon \leq \delta\varepsilon_{\max} = 1/N$ .

В разделе 4.1.1 описаны методы вычисления и компенсации неэквидистантности. Особое внимание уделяется методам расчета с пониженной вычислительной сложностью. Рассматриваются методы сегментного расчета сигнала с коррекцией, как в спектральном пространстве, так и в пространстве координат. В общем случае зависимость аргумента спектральных компонент  $\varphi(x, z)$  от параметров  $x$  и  $z$  может быть представлена в виде степенного ряда по параметру  $z/\delta z$ :

$$\varphi(x, z) = A(x) + B(x) \frac{z}{\delta z} + \dots \quad (5)$$

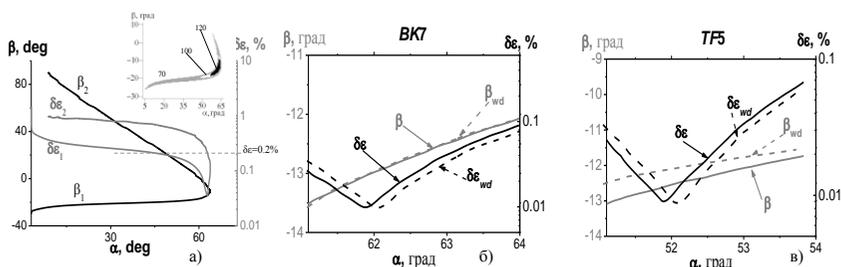
где  $\delta z$  – величина продольного разрешения ОКТ-системы, а параметр  $z/\delta z$  выступает в роли дискретной безразмерной частоты модуляции огибающей оптического спектра. Первое слагаемое  $A(x)$  в выражении (5) имеет смысл материальной дисперсии, характеризующей оптический тракт ОКТ установки. Второе слагаемое  $B(x)$  по смыслу является неэквидистантностью регистрации спектральных компонент в спектрометре, которая приводит к тем большей ошибке определения местоположения рассеивателя, чем выше частота модуляции огибающей спектра и, соответственно, больше оптическая разность хода между опорной и объектной волнами. Предложен метод вычисления величин  $A(x)$  и  $B(x)$  путем измерения  $\varphi(x, z)$  при двух различных задержках  $z$  и решения соответствующей системы линейных уравнений.

Для уменьшения вычислительной сложности расчета линеаризованных по оптической частоте спектральных отсчетов, с использованием найденных  $A(x)$  и  $B(x)$ , разработаны методы вычисления с использованием сегментации данных в пространстве задержек и оптического спектра. В разделе 4.1.2 приведены результаты экспериментальной апробации разработанных методов. Показано хорошее соответствие эксперимента с модельными расчетами.

В разделе 4.2 описываются оптические методы эквидистантного по частоте отображения оптического спектра, для устранения необходимости

дальнейшей линейризации численными методами и, соответственно, сокращения вычислительной сложности всей процедуры восстановления сигнала. В разделе 4.2.1 предложено и обосновано применение дополнительной оптической призмы для линейризации зависимости спектральных отсчетов.

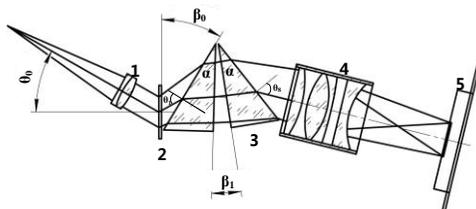
Расчитаны области оптимальных параметров и их зависимости от ширины принимаемого спектра излучения. В разделе 4.2.2 приведены результаты экспериментальной апробации разработанного спектрометра. Показано, что материальная дисперсия материала призмы практически не сказывается на результате линейризации (рис. 4), только незначительно смещая положение оптимальной компенсации на плоскости параметров.



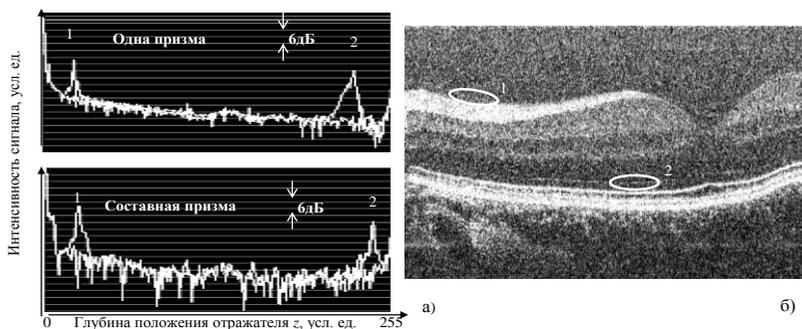
**Рис. 4.** а) положения локальных минимумов  $\delta\epsilon$  на плоскости  $(\alpha, \beta)$ , б) зависимость  $\delta\epsilon(\alpha; \beta)$  для призмы, изготовленной из оптического стекла марки К8; в) – для призмы, изготовленной из оптического стекла марки ТФ5.  $\delta\epsilon_{wd}(\alpha; \beta)$  – соответствующие зависимости без учета дисперсии материала призмы.  $\alpha$  – угол при вершине призмы,  $\beta$  – угол наклона призмы к дифракционной решетке

В разделе 4.3 описан метод линейризации отсчетов сверхширокополосного спектрометра на основе двухпризменного компенсатора (рис. 5), дающего большую свободу настройки оптимальных параметров спектрометра для различных диапазонов и ширин спектров. Уточнен критерий  $\delta\epsilon \leq \delta\epsilon_{CR} = 1/10N$  с учетом логарифмического масштаба отображения интенсивности сигнала.

Приведены результаты экспериментальной апробации линейризации спектрометра с полосой регистрации излучения 880–1080 нм при одно- и двухпризменном компенсаторах (рис. 6) для единичных отражателей (рис. 6, а) и сетчатки глаза (рис. 6, б).



**Рис. 5.** Схема спектрометра для эквидистантной регистрации спектральных компонент: 1 – коллиматор, 2 – дифракционная решетка, 3 – призма-корректор, 4 – объектив, 5 – массив фотоприемных элементов



**Рис. 6.** Оптическая коррекция неэквилидистантности в спектрометре: *а* – восстановленные профили обратного рассеяния при использовании неоптимальной одинарной и составной призмы-корректора, *1* – сигнал на ближней границе наблюдаемого диапазона, *2* – сигнал на дальней границе наблюдаемого диапазона; *б* – пример изображения структуры заднего отдела глаза волонтера

**Пятая глава** посвящена рассмотрению методов подавления специфических для спектральной оптической когерентной томографии артефактов, существенно влияющих на качество и значимость получаемых изображений. Предложены оригинальные методы формирования свободного от помех сигнала интерференции и приведены результаты их применения.

В **разделе 5.1** рассматриваются особенности проявления когерентных помех в ОКТ-изображении при спектральном способе приема. Когерентные помехи определяются как собственной неоднородностью спектра источника света, так и величиной спектральной модуляции, обусловленной взаимной интерференцией всей совокупности локально рассеянных волн. Величина когерентных помех может оказаться настолько большой, что существенно затруднит интерпретацию получаемых изображений. В связи с этим особое значение приобретает развитие методов компенсации когерентных помех в спектральной ОКТ с параллельным измерением спектра результата интерференции. ОКТ-сигнал можно представить суммой трех слагаемых:  $S(k) = S_{AC}(k) + S_{SCC}(k) + S_{CC}(k)$ , где  $S_{CC}(k)$  – полезная или кросс-корреляционная составляющая интерференционного сигнала,  $S_{AC}(k)$  – интенсивность спектральной компоненты, определяемая суммой интенсивностей опорной волны и локально рассеянных возвращенных волн,  $S_{SCC}(k)$  – переменная составляющая интенсивности, обусловленная взаимной интерференцией всей совокупности локально рассеянных волн. Для более полного подавления когерентных помех предложено сначала производить измерение их величины в отсутствие полезного интерференционного сигнала, затем вычитать результат из следующих измерений. Сформулированы условия эффективного зануления полезного сигнала за счет фазовой модуляции во время одной экспозиции, в том числе с учетом влияния движения объекта. Экспериментально продемонстрирована эффективность подавления когерентных помех (рис. 7).

В разделе 5.2 рассмотрены методы устранения влияния смещения луча во время сканирования на эффективность подавления когерентных помех в ОКТ-сигнале. Проведено сравнение методов пересчета сигнала, компенсирующих изменение сигнала из-за пространственного смещения при поперечном сканировании. Показано преимущество использования метода пересчета сигнала на основе фурье-преобразования по поперечной координате с частотной коррекцией фазы компонент спектра пространственных частот над методами передискретизации и интерполяции. Результаты подтверждены экспериментально.

Раздел 5.3 посвящен разработке и экспериментальной апробации бездисперсионного (ахроматического) фазового элемента для создания квадратурных компонент широкополосного интерференционного сигнала. Было предложено изготавливать пластинки из одного и того же материала, получая различие эффективных дисперсионных характеристик за счет различного наклона пластинок к оси распространения оптического излучения. Экспериментально продемонстрирован выигрыш в 9 дБ в подавлении паразитной зеркальной компоненты ОКТ-изображения при ширине спектра 70 нм относительно использования наклонного отражателя.

В шестой главе рассматриваются методы получения дополнительной информации с помощью средств оптической когерентной томографии для осуществления многофункционального исследования объекта. К таким методам относятся: обеспечение кросс-поляризационного приема путем создания необходимой ортогонально-поляризованной опорной волны в приемном интерферометре; предложенный автором метод активного поддержания кругового состояния поляризации на выходе одномодового волокна; методы анализа и компенсации относительного смещения частей объекта; методы выделения зон микродвижений внутри объекта.

Раздел 6.1 посвящен реализации функции кросс-поляризационного приема в методе ОКТ. Рассматривается зависимость кросс-поляризованного обратного рассеяния от поляризации зондирующей волны. Предложены и экспериментально апробированы схемы на поляризационно-удерживающих и изотропных волокнах при корреляционном способе регистрации сигнала.

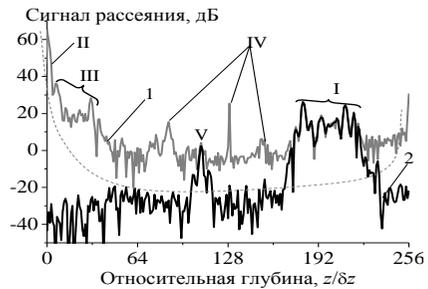
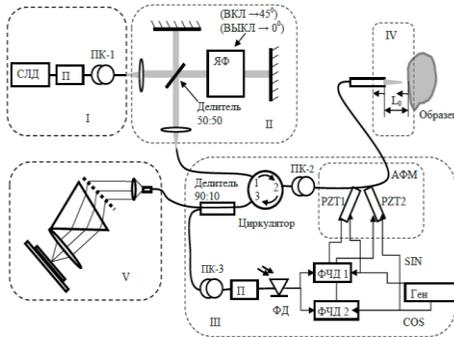


Рис. 7. Экспериментально полученный профиль рассеяния объекта с двумя резкими границами. Профиль рассеяния до (1) и после (2) компенсации когерентных помех. Положение объекта – область I; автокорреляционная составляющая – II; когерентные помехи, обусловленные интерференцией между рассеянными компонентами – III, наличием паразитных отражений в оптическом тракте – IV; отражение от выходного окна сканера – V

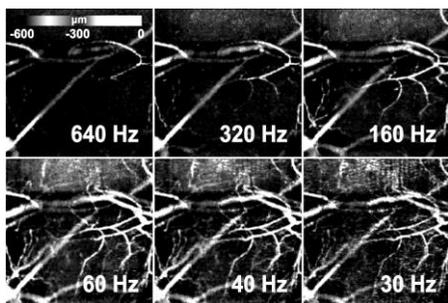
В случае использования изотропного одномодового волокна, не поддерживающего состояние поляризации распространяющегося излучения, предложен метод формирования двух порций когерентного ортогонально поляризованного излучения с определенной задержкой перед входом в тандемный интерферометр. При этом ко- и кросс-сигналы формируются при различных задержках в опорном плече и могут регистрироваться на одном приемнике без поляризационного разделения. Высокая степень независимости каналов достигается большой взаимной задержкой или смещением (больше размера кадра в глубину) ортогональных поляризаций. Работа метода для случая одномодового волокна базируется на свойстве сохранения ортогональности при распространении в среде без анизотропных потерь. Реализована система поворота поляризации зондирующей волны. Показано, что величина сигнала в оптической когерентной томографии при зондировании одновременно двумя некогерентными ортогонально поляризованными порциями излучения одинакового спектра не зависит от состояния поляризаций этих порций излучения. Исследованы зависимости величины рассеяния от поляризации зондирующей волны. Показано, что локальный коэффициент кросс-поляризационного рассеяния при круговой поляризации зондирующей волны больше или равен коэффициенту при линейной поляризации зондирующей волны, и не зависит от ориентации образца.



**Рис. 8.** Оптическая схема кросс-поляризационной системы ОКТ, с системой автоматического контроля круговой поляризации зондирующей волны

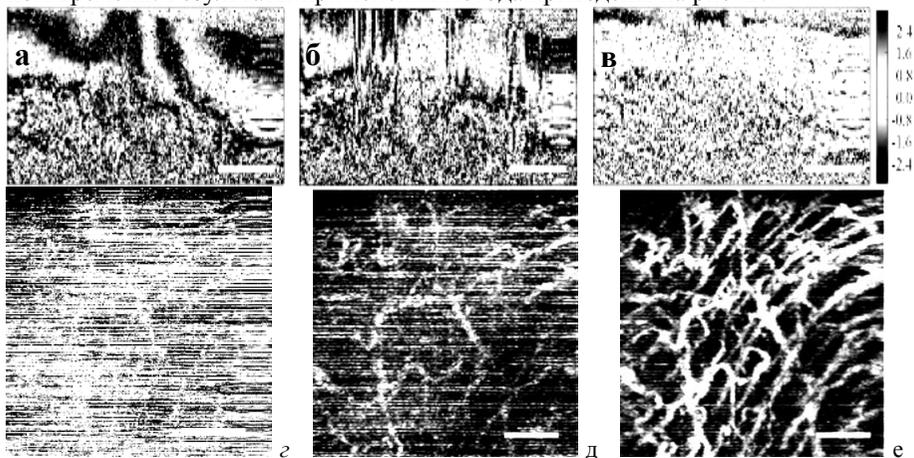
На рис. 8 приведена схема, реализующая кросс-поляризационный прием с активным поддержанием кругового состояния поляризации зондирующей волны. Показано, что активное удаленное поддержание кругового состояния поляризации на выходе одномодового волокна при линейном входном состоянии поляризации возможно путем приведения совокупного двулучепреломления оптического тракта к эффективной четвертьволновой пластинке с  $45^\circ$  ориентацией с помощью двух электрически управляемых фазовых пластинок при анализе поляризации излучения, отраженного от выходного торца волокна.

**Раздел 6.2** посвящен решению проблемы дистанционного активного поддержания кругового состояния поляризации на выходе одномодового изотропного волокна. Разработан метод поддержания кругового состояния поляризации выходящего излучения, основанный на приведении совокупного двулучепреломления оптического волоконного тракта к эквивалентной четвертьволновой фазовой пластинке, ориентированной под  $45^\circ$  к входной линейной поляризации.



**Рис. 9.** Визуализация сосудистой сети в различных диапазонах частот

возможность оценки скорости кровотока путем применения фильтров разной частоты среза (рис. 9). Другой метод основан на анализе различия между последовательными В-сканами с компенсацией локальных фазовых различий сигнала, вызванных как смещением объекта в целом, так и деформацией из-за сжатия при контактном способе зондирования. Информация о микроциркуляции выделяется из нескольких В-сканов применением фильтра с конечной импульсной характеристикой, что делает возможной визуализацию в реальном времени. Результаты применения метода приведены на рис. 10.



**Рис. 10.** Сравнение результатов ангиографической обработки при различных способах компенсации движений. *Верхняя строка:* разность фаз между двумя последовательными В-сканами, представляющими смещения объекта с разной величиной на разных глубинах: *а* – без компенсации смещений, *б* – после компенсации смещений по А-сканам, *в* – после локальной (по малой окрестности) компенсации смещений. *Нижняя строка:* *г, е, д* – МИП-проекция сосудистой сети, рассчитанная для случаев *а, б* и *в* соответственно. Шкалы равны 250 мкм

Показано, что анализ фазового распределения соседних пространственных отсчетов сигнала в оптической когерентной томографии позволяет компенсировать влияние движений объекта на сигнал (включая смещение объекта как целого) и получать дополнительную к структурным и поляризационным изображениям информацию об объекте, такую как распределение внутренней микроциркуляции и распределение упругих свойств, реализуя многофункциональную диагностику объекта.

В **разделе 6.4** описываются некоторые результаты применения многофункциональной ОКТ.

**В заключении** сформулированы основные результаты работы.

Диссертация содержит также заключение и список цитируемой литературы, состоящий из 269 источников. Работа изложена на 213 страницах машинописного текста, из которых основное содержание включает 197 страниц, 109 рисунков.

### **Личное участие автора**

Автор занимает ведущую позицию в разработке и развитии методов оптической когерентной томографии с 1993 года по всем направлениям исследований, проводимым в ИПФ РАН. Он является основным автором и разработчиком всех, уже нескольких десятков, модификаций метода ОКТ, систем приема, обработки и визуализации ОКТ-информации и активным участником разработок практических приложений.

### **Заключение**

Основные результаты работы:

1. Разработан ряд интерферометрических волоконных схем и оптических элементов, позволивших реализовать метод ОКТ для практического медицинского применения.
2. Реализован метод снижения неэквидистантности при помощи системы двух призм при регистрации спектральных компонент интерференционного сигнала линейкой фотоприемников в спектрометре на дифракционной решетке в спектральной ОКТ с апробацией при относительной ширине спектра зондирующего излучения 20%.
3. Разработаны методы эффективного удаления когерентных помех в изображениях, обусловленных автокорреляционной составляющей в сигнале спектральной ОКТ.
4. Разработан универсальный метод вычисления и компенсации влияния дисперсии произвольной формы в среде объекта на изображения, получаемые в спектральных и корреляционных ОКТ-системах на основе анализа и обработки сигнала без дополнительных измерений.

5. Экспериментально показано превышение локального коэффициента кросс-поляризационного рассеяния при круговой поляризации зондирующего излучения по сравнению с коэффициентом при линейной поляризации.
6. Разработан метод активного поддержания кругового состояния поляризации зондирующего излучения в кросс-поляризационной системе ОКТ при любых конфигурациях гибкого волоконно-оптическим зонда.
7. Экспериментально показано, что величина сигнала в оптической когерентной томографии при сканировании одновременно двумя некогерентными ортогонально поляризованными порциями излучения одинакового спектра не зависит от состояния поляризаций этих порций излучения.
8. Разработан ряд режимов функционирования спектральной ОКТ-системы, обеспечивающих реализацию интерактивных режимов микроангиографии, эластографии и кросс-поляризационных измерений.
9. Разработан метод компенсации влияния макродвижения объекта на основе анализа и кумулятивного сложения разности фаз соседних пространственных отсчетов и численной коррекции положения изображения.

### Список публикаций по теме диссертации

1. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Гладкова Н.Д., Куранов Р.В., Никулин Н.К., Петрова Г.А., Починко В.В., Правденко К.И., Сергеев А.М., Фельдштейн Ф.И., Ханин Я.И., Шабанов Д.В. Когерентная оптическая томография микронеоднородностей биотканей // Письма в ЖЭТФ. 1995. V.61, № 2. С. 149-153.
2. Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Ksenofontov S.U., Morosov A.N., Myakov A.V., Potapov Y.P., Saposhnikova V.V., Sergeeva E.A., Shabanov D.V., Shakhova N.M., Zagainova E.V. Optical Coherence Microscopy // In: Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental Monitoring, and Materials Science: Second Edition. New York: Springer Science+ Business Media, 2013. P. 1127-1156.
3. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Фельдштейн Ф.И. Двухволновая оптическая когерентная томография // Известия вузов. Радиофизика. 2004. V.47, №10-11, С. 943-956.
4. Геликонов В.М., Геликонов Г.В. Одномодовый волоконный ответвитель с 3-децибельным разделением излучения одновременно на длинах волн 0.83 и 1.3 мкм // Квантовая электроника. 2004. V.34, №.10. С. 969-972.
5. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. Система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути // Приборы и техника эксперимента 2010, №.3, С. 133-136.
6. Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Mashcovitch E.A., Gelikonov V.M. Tilted short base fabry-perot interferometer with inverted resonances in feedback system of widely tunable linear laser // Laser Physics Letters 2010. V.7, №.7, P. 505-509.

7. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Dolin L.S., Kamensky V.A., Sergeev A.M., Shakhova N.M., Gladkova N.D., Zagaynova E.V. Optical coherence tomography: Physical principles and applications // *Laser Physics* 2003. V.13, №.5. P. 692-702.
8. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Куранов Р.В., Морозов А.Н., Мяков А.В., Туркин А.А., Турчин И.В., Шабанов Д.В. Новые подходы к широкополосной волоконно-оптической интерферометрии для оптической когерентной томографии // *Известия вузов. Радиофизика* 2003. V.46, №.7. С. 610-627.
9. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. New approach to cross-polarized optical coherence tomography based on orthogonal arbitrarily polarized modes // *Laser Physics Letters* 2006. V.3, №.9. P. 445-451.
10. Геликонов В.М., Геликонов Г.В. Волоконно-оптические реализации метода кросс-поляризационной оптической когерентной томографии для эндоскопических исследований. // *Квантовая электроника* 2008. V.38, №.7. С. 634-640.
11. Зайцев В.Ю., Геликонов В.М., Матвеев Л.А., Геликонов Г.В., Матвеев А.Л., Шилягин П.А., Виткин И.А. Современные тенденции в многофункциональной оптической когерентной томографии. I. Поляризационно-чувствительная ОКТ и традиционные подходы к ОКТ-эластографии. // *Известия вузов. Радиофизика*. 2014. V.57, №.1. С. 59-74.
12. Dolin L.S., Feldchtein F.I., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Gladkova N.D., Iksanov R.R., Kamensky V.A., Kuranov R.V., Sergeev A.M., Shakhova N.M., Turchin I.V. Fundamentals of OCT and clinical applications of endoscopic OCT // *Handbook of Coherent Domain Optical Methods Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science. Pros. of SPIE, V. T.V., Editor: Kluwer Academic Publishers*. 2004. P. 211-270.
13. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. Электронные интерфейсные системы для задач спектральной оптической когерентной томографии. // *Приборы и техника эксперимента* 2012, №.3, С. 100-106.
14. Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. Система управления и сбора данных для спектральной оптической когерентной томографии со скоростью 91912 А-сканов/с на основе USB 3.0 интерфейса. // *Приборы и техника эксперимента* 2017, №.6, С. 94-100.
15. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Иванов В.В., Новиков М.А. Фарадеевский компенсатор взаимной оптической анизотропии на основе поляризационного кольцевого интерферометра. // *Письма в ЖТФ* 1999. V.25, №.10, С. 57-63.
16. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Шилягин П.А. Оптимизация метода спектральной оптической когерентной томографии на базе интерферометров Физо и Майкельсона // *Известия РАН. Сер. физическая* 2008. V.72, №.1, С. 104-109.
17. Зайцев В.Ю., Виткин И.А., Матвеев Л.А., Геликонов В.М., Матвеев А.Л., Геликонов Г.В. Современные тенденции в многофункциональной оптической когерентной томографии. II. Поляризационно-чувствительная ОКТ и традиционные подходы к ОКТ-эластографии // *Известия вузов. Радиофизика*. 2014. V.57, №.3. С. 231-250.

18. Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov V.M., Sirotkina M.A., Gladkova N.D., Demidov V., Vitkin A. Hybrid M-mode-like OCT imaging of three-dimensional microvasculature in vivo using reference-free processing of complex valued B-scans. // *Optics Letters*. 2015. V.40, №.7. P. 1472-1475.
19. Moiseev A., Snopova L., Kuznetsov S., Buyanova N., Elagin V., Sirotkina M., Kiseleva E., Matveev L., Zaytsev V., Feldchtein F. Pixel classification method in optical coherence tomography for tumor segmentation and its complementary usage with OCT microangiography. // *Journal of Biophotonics*. 2017.
20. Gelikonov V., Gelikonov G., Kirillin M., Shakhova N., Sergeev A., Gladkova N., Zagaynova E. Fiber-Based OCT // *Handbook of Photonics for Biomedical Science*: CRC Press. 2010. P. 423-443.
21. Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. Elastographic mapping in optical coherence tomography using an unconventional approach based on correlation stability // *Journal of Biomedical Optics*. 2014. V.19, №.2. P. 021107-13.
22. Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. A model for simulating speckle-pattern evolution based on close to reality procedures used in spectral-domain OCT // *Laser Physics Letters*. 2014. V.11, №.10. P. 105601-8.
23. Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Vitkin A. Deformation-induced speckle-pattern evolution and feasibility of correlational speckle tracking in optical coherence elastography // *Journal of Biomedical Optics*. 2015. V.20, №.7. P. 075006-12.
24. Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Ksenofontov S.U., Morosov A.N., Myakov A.V., Potapov Y.P., Saposhnikova V.V., Sergeeva E.A., Shabanov D.V., Shakhova N.M., Zagaynova E.V. Compact optical coherence microscope // *Handbook of Coherent Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environment and Material Science*, V. T.V., Editor: Kluwer Academic Publishers. 2004. P. 866-882.
25. Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Terpelov D.A., Shilyagin P.A., Gelikonov V.M. Digital refocusing for transverse resolution improvement in optical coherence tomography // *Laser Physics Letters*. 2012. V.9, №.11. P. 826-832.
26. Shabanov D.V., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. Broadband digital holographic technique of optical coherence tomography for 3-dimensional biotissue visualization. // *Laser Physics Letters*. 2009. V.6, №.10, P. 753-758.
27. Шилягин П.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Моисеев А.А., Терпелов Д.А. Ахроматическая регистрация квадратурных компонент оптического спектра в спектральной оптической когерентной томографии // *Квантовая электроника*. 2014. V.44, №.7. С. 664-669.
28. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Касаткина И.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. Компенсация когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом спектра // *Оптика и спектроскопия*. 2009. V.106, №.6. С. 983-988.
29. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Шилягин П.А. Линейный по оптической частоте спектрометр для реализации скоростного режима в спектральной

оптической когерентной томографии // Оптика и спектроскопия. 2009. V.106, №.3. С. 518-524.

30. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шабанов Д.В., Шилягин П.А. Подавление автокорреляционных артефактов изображения в спектральной оптической когерентной томографии и многоволновой цифровой голографии. // Квантовая электроника. 2012. V.42, №.5. С. 390-393.

31. Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Matveev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Vitkin A. Novel methods for elasticity characterization using optical coherence tomography: Brief review and future prospects. // Photonics and Lasers in Medicine. 2014. V.3, №.4. P. 295-309.

32. Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Gelikonov V.M. A correlation-stability approach to elasticity mapping in optical coherence tomography // Laser Physics Letters. 2013. V.10, №.6. P. 065601-5.

33. Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Matveev L.A., Gubarkova E.V., Sovetsky A.A., Sirotkina M.A., Gelikonov G.V., Zagaynova E.V., Gladkova N.D., Vitkin A. Practical obstacles and their mitigation strategies in compressional optical coherence elastography of biological tissues // Journal of Innovative Optical Health Sciences. 2017. V.10, №.6. P. 1742006-13.

34. Sergeev A.M., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Feldchtein F.I., Kuranov R.V., Gladkova N.D., Shakhova N.M., Snopova L.B., Shakhov A.V., Kuznetzova I.A., Denisenko A.N., Pochinko V.V., Chumakov Y.P., Streltsova O.S. In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa // Optics Express. 1997. V.1, №.13. P. 432-440.

35. Feldchtein F.I., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Iksanov R.R., Kuranov R.V., Sergeev A.M., Gladkova N.D., Ourutina M.N., Warren Jr J.A., Reitze D.H. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity // Optics Express. 1998. V.3, №.6. P. 239-250.

36. Берзон Л.Э., Богомолова Л.Е., Варламова Л.Л., Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Гуров И.П., Ершов В.А., Королев М.П., Ксенофонтов С.Ю. Применение метода оптической когерентной томографии в эндоскопии // Оптический журнал. 2009. V.76, №.10. С. 63-70.

37. Шилягин П.А., Ксенофонтов С.Ю., Моисеев А.А., Терпелов Д.А., Маткивский В.А., Касаткина И.В., Мамаев Ю.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М. Эквидистантная регистрация спектральных компонент в сверхширокополосной спектральной оптической когерентной томографии // Известия вузов. Радиофизика. 2017. V.60, №.10. С. 859-870.

38. Gladkova N., Streltsova O., Zagaynova E., Kiseleva E., Gelikonov V., Gelikonov G., Karabut M., Yunusova K., Evdokimova O. Cross-polarization optical coherence tomography for early bladder-cancer detection: Statistical study // Journal of Biophotonics. 2011. V.4, №.7-8. P. 519-532.

39. Gubarkova E.V., Kirillin M.Y., Dudenkova V.V., Timashev P.S., Kotova S.L., Kiseleva E.B., Timofeeva L.B., Belkova G.V., Solovieva A.B., Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Fiks I.I., Feldchtein F.I., Gladkova N.D. Quantitative evaluation of atherosclerotic plaques using cross-polarization optical coherence tomography, nonlinear,

and atomic force microscopy // *Journal of Biomedical Optics*. 2016. V.21, №.12. P. 126010-10.

40. Maslennikova A.V., Sirotkina M.A., Moiseev A.A., Finagina E.S., Ksenofontov S.Y., Gelikonov G.V., Matveev L.A., Kiseleva E.B., Zaitsev V.Y., Zagaynova E.V., Feldchtein F.I., Gladkova N.D., Vitkin A. In-vivo longitudinal imaging of microvascular changes in irradiated oral mucosa of radiotherapy cancer patients using optical coherence tomography // *Scientific Reports*. 2017. V.7, №.1. P. 16505.

41. Cernat R., Tatla T.S., Pang J., Tadrous P.J., Bradu A., Dobre G., Gelikonov G., Gelikonov V., Podoleanu A.G. Dual instrument for in vivo and ex vivo OCT imaging in an ENT department // *Biomedical Optics Express*. 2012. V.3, №.12. P. 3346-3356.

42. Feldchtein F.I., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Kuranov R.V., Sergeev A.M., Gladkova N.D., Shakhov A.V., Shakhova N.M., Snopova L.B., Terent'eva A.B., Zagainova E.V., Chumakov Y.P., Kuznetzova I.A. Endoscopic applications of optical coherence tomography // *Optics Express*. 1998. V.3, №.6. P. 257-270.

43. Zuccaro G., Gladkova N., Vargo J., Feldchtein F., Zagaynova E., Conwell D., Falk G., Goldblum J., Dumot J., Ponsky J., Gelikonov G., Davros B., Donchenko E., Richter J. Optical coherence tomography of the esophagus and proximal stomach in health and disease // *American Journal of Gastroenterology*. 2001. V.96. P. 2633-2639.

44. Кукош В.М., Загайнов В.Е., Загайнова Е.В., Горохов Г.Г., Геликонов Г.В., Шкалова Л.В. Оптическая когерентная томография как объективный метод определения границы резекции при опухолях желчных протоков. // *Современные технологии в медицине*. 2010, №. 1-2. С. 36-37.

45. Sirotkina M.A., Matveev L.A., Shirmanova M.V., Zaitsev V.Y., Buyanova N.L., Elagin V.V., Gelikonov G.V., Kuznetsov S.S., Kiseleva E.B., Moiseev A.A., Gamayunov S.V., Zagaynova E.V., Feldchtein F.I., Vitkin A., Gladkova N.D. Photodynamic therapy monitoring with optical coherence angiography. // *Scientific Reports* 2017. V.7. P. 41506-11.

46. Zagaynova E., Gladkova N., Shakhova N., Gelikonov G., Gelikonov V. Endoscopic OCT with forward-looking probe: Clinical studies in urology and gastroenterology. // *Journal of Biophotonics*. 2008. V.1, №.2. P. 114-128.

47. Feldchtein F.I., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. Polarization-sensitive common path optical coherence reflectometry/tomography device. Patent USA 7728985. 2010.

48. Геликонов Г.В. Оптоволоконное сканирующее устройство. Патент РФ 2319184. 2008.

49. Фельдштейн Ф.И., Амезеен П.Г., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. Способ исследования объекта и оптический интерферометр для его осуществления. Патент РФ 2240502. 2003.

50. Шабанов Д.В., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. Электромеханический модулятор разности длин плеч интерферометра. Патент РФ 2261464. 2005.

51. Багаев С.Н., Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Жупигов А.А., Куранов Р.В., Ражев А.М., Сергеев А.М., Турчин И.В., Фельдштейн Ф.И. Способ коррекции рефракционных свойств роговицы глаза при in situ мониторинге методом

оптической когерентной томографии и устройство для его осуществления. Патент РФ 2183108. 2002.

52. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Фельдштейн Ф.И. Протектор для оптоволоконного зонда. Патент РФ 2243578. 2004.

53. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Фельдштейн Ф.И. Оптическое устройство для исследования объекта. Патент РФ 2247938. 2005.

54. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. Дисперсионный оптический элемент для получения линейного оптического спектра. Патент РФ 2398193. 2010.

55. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Фельдштейн Ф.И. Интерферометрическое устройство (варианты). Патент РФ 2273823. 2006.

56. Геликонов В.М., Геликонов Г.В. Устройство для интерферометрических измерений. Патент РФ 2272991. 2006.

57. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. Способ и устройство спектральной рефлектометрии. Патент РФ 2399029. 2010.

58. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Моисеев А.А., Машкович Е.А. Переключаемый частотный селектор. Патент РФ 2427062. 2011.

59. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. Оптическое бездисперсионное фазосдвигающее устройство. Патент РФ 2436138. 2011.

60. Воробьев В.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Каменский В.А., Прудников М.Б., Турчин И.В. Устройство получения контрастных ОКТ изображений. Патент РФ 2314034. 2008.

61. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. Способ формирования эквидистантных по оптической частоте отсчетов при спектральном интерференционном приеме рассеянного назад сверхширокополосного излучения. Патент РФ 2531764. 2014.

62. Моисеев А.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Ксенофонтов С.Ю., Зайцев В.Ю., Матвеев А.Л., Матвеев Л.А., Загайнова Е.В., Карабут М.М., Сироткина М.А., Gladkova H.D., Vitkin I.A. Способ визуализации областей объекта, содержащих микродвижения. Патент РФ 2626310. 2017.

63. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Ксенофонтов С.Ю., Моисеев А.А., Ромашов В.Н., Загайнова Е.В., Губарькова Е.В., Киселева Е.Б., Gladkova H.D., Vitkin I.A. Устройство для регистрации изображений кросс-поляризационной низкокогерентной оптической интерферометрии Патент РФ 2615035. 2017.

64. Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Мяков А.В., Фельдштейн Ф.И. Способ получения изображения объекта, устройство для его осуществления и устройство доставки оптического излучения. Патент РФ 2242710. 2004.

65. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Gladkova H.D., Сергеев А.М., Шахова Н.М., Фельдштейн Ф.И. Устройство для оптической когерентной томографии, оптоволоконное сканирующее устройство и способ диагностики биоткани *in vivo*. Патент РФ 2148378. 2000.

66. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Gladkova H.D., Леонов В.И., Сергеев А.М., Фельдштейн Ф.И. Оптоволоконный интерферометр и оптоволоконный пьезоэлектрический модулятор. Патент РФ 2100787. 1997.

67. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Куранов Р.В., Сергеев А.М., Фельдштейн Ф.И. Оптический интерферометр (варианты). Патент РФ 2169347. 2001.
68. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Leonov V.I., Feldchtein F.I., Sergeev A.M., Khanin Y.I. Optical fiber interferometer and piezoelectric modulator. Patent USA 5835642. 1998.
69. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Leonov V.I., Feldchtein F.I., Sergeev A.M., Khanin Y.I. Optical fiber interferometer with PZT scanning of interferometer arm optical length. Patent USA 5867268. 1999.
70. Feldchtein F.I., Amazeen P.G., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. Method for studying a sample and optical interferometer for doing the same Patent USA 6992776. 2006.
71. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Shahova N.M., Feldchtein F.I., Sergeev A.M. Optical coherence tomography apparatus, optical fiber lateral scanner and a method for studying biological tissues in vivo. Patent USA 6903854. 2005.
72. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Feldchtein F.I. Protector for a fiber-optic catheter. Patent WO 2004092796. 2004.
73. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Shahova N.M., Feldchtein F.I., Sergeev A.M. Optical coherence tomography apparatus, optical fiber lateral scanner and a method for studying biological tissues in vivo. Patent USA 6950692. 2005.
74. Piyevsky S.M., Feldchtein F.I., Gelikonov G.V. Optical fiber lateral scanner for a miniature optical fiber probe. Patent USA 7242826. 2007.
75. Feldchtein F.I., Gelikonov G.V. Common path frequency domain optical coherence reflectometry/tomography device. Patent USA 7428053. 2008.
76. Feldchtein F.I., Gelikonov G.V. Common path frequency domain optical coherence reflectometer and common path frequency domain optical coherence tomography device. Patent USA 7426036. 2008.
77. Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Myakov A.V., Feldchtein F.I. Method for obtaining the image of an object, device for carrying out said method and device for delivering low coherent optical radiation. Patent USA 7515274. 2009.
78. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Shakhova N.M., Feldshtein F.I., Sergeev A.M. Optical coherent tomography apparatus, fiberoptic lateral scanner and method for studying biological tissues in vivo. Patent USA 6608684. 2003.
79. Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Shilyagin P.A. Spectral reflectometry method and device. Patent USA 8488124. 2013.
80. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Feldchtein F.I. Optical coherence tomography device and method having improved boundary control and distortion correction. Patent USA 8159677. 2012.

ГЕЛИКОНОВ Григорий Валентинович

**РАЗВИТИЕ МЕТОДОВ  
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Автореферат

Подписано к печати 15.01.2018.  
Формат  $60 \times 90^{1/16}$ . Усл. печ. л. 2.  
Тираж 120 экз. Заказ № 2 (2018)

Отпечатано в типографии ФГБНУ «Федеральный исследовательский центр  
Институт прикладной физики Российской академии наук»,  
603950, г. Н. Новгород, ул. Ульянова, 46