

*На правах рукописи*



ПОТЛОВ АНТОН ЮРЬЕВИЧ

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА  
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ  
МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ  
ЭКЗОГЕННЫХ И ЭНДОГЕННЫХ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ**

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения  
(технические науки)

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени  
доктора технических наук

Тамбов – 2025

Работа выполнена на кафедре «Биомедицинская техника» федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВО «ТГТУ»).

**Научный консультант:** *Фролов Сергей Владимирович,*  
доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «ТГТУ».

**Официальные оппоненты:** *Бодин Олег Николаевич,*  
доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская инженерия» ФГБОУ ВО «Пензенский государственный технологический университет», г. Пенза;

*Старченко Ирина Борисовна,*  
доктор технических наук, профессор, заместитель директора по учебно-научной работе политехнического института (филиала) ФГБОУ ВО «Донской государственный технический университет» в г. Таганроге Ростовской области;

*Ивахно Наталья Валериевна,*  
доктор технических наук, доцент, профессор кафедры «Газовая динамика» института высокоточных систем им. В. П. Грязева ФГБОУ ВО «Тульский государственный университет», г. Тула.

**Ведущая организация:** Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В. И. Ульянова (Ленина)», г. Санкт-Петербург.

Защита состоится **18 апреля 2025 г. в 12 ч 00 мин** на заседании диссертационного совета **24.2.375.03** в ФГБОУ ВО «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В. Ф. Уткина» (ФГБОУ ВО «РГРТУ») по адресу: **390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д. 59/1.**

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ФГБОУ ВО «РГРТУ» и на сайте [www.rsgeu.ru](http://www.rsgeu.ru).

Отзывы на автореферат в двух экземплярах, заверенные печатью организации, просим направлять по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д. 59/1, ФГБОУ ВО «РГРТУ», ученому секретарю диссертационного совета 24.2.375.03.

Автореферат разослан «\_\_» \_\_\_\_\_ 2025 года.

Ученый секретарь  
диссертационного совета 24.2.375.03  
доктор технических наук, доцент



Г. В. Овечкин

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы исследования.** Одним из наиболее перспективных направлений развития медицинской интроскопии является создание мультимодальных систем. Такие системы не просто комбинируют два метода медицинской визуализации, а обеспечивают получение дополнительной диагностической информации за счет совместной глубокой обработки получаемых разнодиапазонных данных. При этом один из методов чаще всего является доминирующим, а второй позволяет более эффективно раскрыть его потенциал. Типичным примером подобной мультимодальной медицинской визуализации является оптическая когерентная эластография, позволяющая оценивать не только оптическое строение исследуемого биообъекта, но и его биомеханические свойства. Основным источником полезной информации при этом является интерференционный сигнал, но методология его получения является более сложной, чем при классической оптической когерентной томографии. Исследуемый объект сканируется не только в недеформированном, а также в совокупности деформированных состояний. Получение изображения оптической структуры исследуемого биообъекта в обоих случаях во многом идентично, но функциональная визуализация (получение эластограмм по величине модуля Юнга, модуля сдвига, коэффициента Пуассона и т.п.) имеет явно выраженные сходства с компрессионной эластографией и эластографией сдвиговой волны при ультразвуковых исследованиях. Поскольку системы для оптической когерентной томографии довольно часто выполняются не только со стационарным, но и со сменным (выносным) плечом образца, имеются дополнительные сходства с техническими решениями для эндоскопии.

Оптическая когерентная эластография сменными волоконно-оптическими зондами позволяет с использованием относительно безвредного (при необходимой мощности порядка единиц милливатт) излучения ближнего инфракрасного диапазона, а также компактной и приемлемой по стоимости аппаратной части получать структурные и функциональные изображения исследуемого биообъекта на глубину в несколько миллиметров с микронным пространственным разрешением. Вышесказанное делает системы для оптической когерентной эластографии весьма перспективными для широкого применения в мировой клинической практике, в частности в офтальмологии (для диагностики поражений тканей переднего отрезка глаза, особенно роговицы, а также передней части склеры и хрусталика), кардиологии (для оценки геометрии и состава атеросклеротических отложений, контроля над процедурами имплантации стента и ротационной атерэктомии), онкологии (для диагностики опухолей, оценки глубины их инвазии, контроля над процедурой прицельной биопсии), гастроэнтерологии (для оценки воспалительных процессов и стадий заживления язв), дерматологии (для диагностики злокачественных образований и паразитарных инвазий) и т.п.

Тем не менее системы для оптической когерентной эластографии относительно редко встречаются в медицинских учреждениях. Одной из ключевых трудностей, ограничивающих их массовое клиническое применение, является высокая чувствительность к объемным движениям. Из медицинской статистики достоверно известно, что физиологический тремор рук имеет среднеквадратичную амплитуду в диапазоне 50...200 микрон при частоте в диапазоне 8...12 Гц. В то же время пространственное разрешение современных систем для оптической когерентной томографии и эластографии составляет единицы микрон при частоте, в лучшем случае в несколько раз превышающей характерную для физиологического тремора (нередко такая частота достигается ценой существенной потери качества). Таким образом, аппаратная часть позволяет получать стабильными лишь одиночные В-сканы, а сбор пригодных для количественного сравнения совокупностей В-сканов требует точности позиционирования зонда, труднодостижимой даже для высококвалифицированного микрохирурга. Трансфер

технологий из бытовой фототехники не дает нужного результата из-за типичных для низкокогерентной интерферометрии спекл-шумов. В связи с этим большинство известных решений в области компрессионной эластографии на основе оптической когерентной томографии требуют как минимум жесткой фиксации сканируемого биообъекта, что существенно ограничивает возможные реальные клинические применения. Однако неровность границ реального биообъекта, а также эффекты прилипания приводят к заведомо неравномерному распределению внешнего (экзогенного) деформирующего воздействия в виде механического напряжения под нагруженной областью, что требует в дополнение к фиксации сканируемого объекта еще и особой фиксации сканирующего зонда в сочетании с более интенсивным по магнитуде деформирующим воздействием. При таком подходе сканирующий зонд играет роль «поршня», в частности неподвижен по двум координатам, но управляемо перемещается строго перпендикулярно сканируемому объекту для обеспечения заданного относительно стабильного, но существующего по магнитуде уровня деформирующего воздействия на вышеуказанный биообъект. Такой подход делает аппаратную часть более громоздкой и еще сильнее ограничивает возможные реальные клинические применения оптической когерентной эластографии. При оптической когерентной эластографии с использованием сдвиговой волны (например, иницированной одним или серией акустических импульсов) возникают сходные, с поправкой на волновую природу деформирующего воздействия, трудности (артефакты объемного движения и существенные расхождения между ожидаемой и реальной величинами деформирующего воздействия). Однако также возникает потенциал для использования естественных (обусловленных физиологическими причинами, т.е. эндогенных) деформирующих воздействий, таких как пульсовая волна или движение систолического объема крови. Такой подход намного безопаснее.

В связи с вышесказанным актуальной является разработка методологических и технических решений, позволяющих медицинскому персоналу более эффективно проводить диагностические процедуры с использованием систем для оптической когерентной эластографии, в частности: I) по возможности применять обусловленные физиологическими процессами деформирующие воздействия; II) избегать недостаточного, чрезмерного, некорректного по форме профиля или неверно оцененного по магнитуде искусственного деформирующего воздействия на исследуемый биообъект; III) получать полезную информацию об оптическом строении и биомеханических свойствах исследуемых анатомических структур с приемлемым количеством артефактов в диалоговом режиме работы, а также в удобной для корректной интерпретации форме.

**Степень разработанности темы исследования.** Разнообразие систем для оптической когерентной эластографии, как правило, связывают с довольно обширным набором методов обработки «сырых данных». К тому же с аппаратной точки зрения технически осуществимо довольно много вариантов оказания деформирующего воздействия. Помимо вышеупомянутых тонкого подвижного стержня, акустических волн и деформирующих воздействий, вызванных деятельностью сердца, известны также варианты с использованием: поджатия сканирующим зондом, лазерного луча, силы Лоренца, магнитных наночастиц во внешнем переменном магнитном поле и т.п. Тем не менее благодаря работам выдающихся отечественных и зарубежных ученых, таких как: В. М. Геликонов, Г. В. Геликонов, Д. А. Зимняков, С. Ю. Ксенофонтов, А. В. Приезжев, С. Г. Проскурин, Ю. М. Романовский, А. М. Сергеев, И. В. Турчин, В. В. Тучин, Ф. И. Фельдштейн, S. Arridge, D. Boas, B. Chance, D. Delpy, J. Fujimoto, M. Patterson, M. Tamura, R. Wang, B. Wilson и др., получение интерференционных сигналов, описывающих с оптической точки зрения исследуемый биообъект до, в течение и после деформирующего воздействия (вне зависимости от природы этого воздействия), представляет собой во многом рутинную задачу. Эффективный расчет биомеханических характеристик на базе полученных данных является основной трудностью.

Наиболее весомый вклад в разработку методов корректного учета величины деформирующего воздействия, корректной оценки возникающих при этом абсолютных смещений в толще исследуемого биообъекта и корректной интерпретации полученных результатов (в том числе с медицинской точки зрения) внесен следующими отечественными и зарубежными учеными: И. А. Виткин, Н. Д. Гладкова, Е. В. Загайнова, В. Ю. Зайцев, К. В. Ларин, А. Л. Матвеев, Н. М. Шахова, W. Berg, M. Doyley, Y. Fung, B. Kennedy, K. Miller, J. Rogowska, D. Sampson, J. Schmitt и др. Были проработаны многие аспекты, связанные с амплитудными и фазовыми подходами к выявлению и учету статических и динамических, локальных и глобальных деформаций, воспроизводимостью результатов вычислений, демонстрацией клинических возможностей оптической когерентной эластографии и т.п. Однако вопросы, связанные с учетом заведомо сложной (как в пространстве, так и по времени) формы профиля деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения для обеспечения многомерной оптической когерентной эластографии без жесткой фиксации сканирующего зонда и (или) сканируемого биообъекта, во многом остались не изученными.

**Цель и задачи исследования.** Целью исследования является разработка методологического, аппаратного и программного обеспечения для повышения достоверности оценки и последующего пространственного картирования механических свойств биологических тканей при медицинской интроскопии на основе оптической когерентной эластографии с использованием экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий.

Для достижения поставленной цели в работе последовательно решаются следующие основные **задачи исследования**:

- формализация известных методов получения структурных и функциональных изображений в оптической когерентной томографии, учет специфики эластографии на основе оптической когерентной томографии, классификация известных технических решений для оптической когерентной эластографии со стационарным и сменным плечом образца, учет биофизических основ и медицинских реалий применения оптической когерентной эластографии и смежных методов биомедицинской диагностики с высокой степенью визуализации;
- формирование теоретических основ оптической когерентной эластографии с использованием экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий, в том числе методологии оценки и учета механического напряжения, оказываемого на исследуемую биологическую ткань или ее фантом, как функции от времени и от координаты;
- разработка и практическая реализация методов изготовления мультимодальных биомедицинских фантомов, позволяющих имитировать не только геометрию границ анатомических структур биологических тканей, их оптические и механические свойства, но также и движение физиологических жидкостей;
- разработка математической модели, совместно описывающей оптические и биомеханические процессы, происходящие в исследуемой биологической ткани при оптической когерентной эластографии. Практическая реализация и проверка адекватности разработанной математической модели;
- разработка и практическая реализация методов, технических средств и программного обеспечения для коррекции артефактов объемных движений сканирующего зонда и сканируемого биообъекта друг относительно друга;
- разработка и практическая реализация методов, технических средств и программного обеспечения для оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия, оказываемого на исследуемый биологический объект или его отдельную часть;

– разработка и практическая реализация методов, технических средств и программного обеспечения для оценки основных биомеханических характеристик в псевдостатическом режиме, а также оценки динамики изменения профиля деформирующего воздействия по времени для построения кривых напряженно-деформированного состояния;

– разработка и практическая реализация методов, технических средств и программного обеспечения для клинических применений оптической когерентной эластографии в ситуациях, когда жесткая взаимная фиксация сканирующего зонда и сканируемого биообъекта невозможна или крайне нежелательна. Многосторонний анализ полученных результатов.

**Объект исследования** – биомедицинские сигналы и данные, несущие подходящую для качественного и особенно количественного анализа информацию об оптическом строении и механических свойствах исследуемых биологических тканей.

**Предмет исследования** – методы и технические средства для детектирования, передачи, приема, обработки, анализа, хранения, а также представления полезной информации об оптическом строении и механических свойствах биологических тканей в удобной для корректной интерпретации медицинским персоналом форме.

**Научная новизна диссертационной работы:**

1. Предложена и разработана научная идея оптической когерентной эластографии со сложной формой профиля деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения для обеспечения многомерной структурной и функциональной визуализации без жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта (*соответствует пп. 2, 7 и 19 паспорта специальности 2.2.12*).

2. Разработаны метод изготовления мультимодальных тканемитирующих фантомов и специальное устройство для формирования пульсирующих потоков в них, при этом метод изготовления фантомов включает в себя трехмерную печать анатомически корректных форм для литья структур фантома, использование двухкомпонентного прозрачного силикона в качестве матрикса фантома, использование специальных добавок для варьирования оптических и механических свойств отдельных элементов фантома и отличается тем, что имитаторы кровеносных сосудов послойно изготавливаются на основе анатомически корректных негативных моделей, проксимальные и дистальные концы имитаторов кровеносных сосудов снабжены раздвоенными катетерами, для формирования потоков кровеимитирующей жидкости используется специальное устройство, обеспечивающее воспроизводимые по времени физиологически корректные пульсации посредством управляемого перекручивания вибрирующей гибкой питающей трубки (*соответствует п. 10 паспорта специальности 2.2.12*).

3. Разработана математическая модель, совместно описывающая на основе метода статистических испытаний Монте-Карло оптические и биомеханические процессы, происходящие в исследуемой биологической ткани при оптической когерентной эластографии, отличающаяся фрактальным подходом к описанию поведения пучка фотонов, а также учетом влияния экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий посредством комбинирования асинхронного по временным координатам и синхронного по пространственным координатам перерасчета распределений основных оптических характеристик для множества сегментов моделируемой среды (*соответствует п. 15 паспорта специальности 2.2.12*).

4. Разработан метод коррекции артефактов объемных движений сканирующего зонда и сканируемого биообъекта друг относительно друга при оптической когерентной эластографии посредством «пересборки» исходных комплексных данных, отличающийся тем, что робастное сравнение последовательности оптических изображений

производят посредством оценки векторов смещений точек «квенча» на топологических скелетах, построенных с учетом морфологических особенностей обрабатываемых изображений (*соответствует пп. 10 и 14 паспорта специальности 2.2.12*).

5. Разработаны метод и устройство для оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия при оптической когерентной эластографии, отличающиеся тем, что величина деформирующего воздействия оценивается не в окрестности сканирующего зонда, а по его контуру, что с аппаратной точки зрения выражается в использовании гибкой тонкопленочной матрицы датчиков давления, окольцовывающей волоконно-оптический датчик зонда оптического когерентного томографа с функцией эластографии, а с программной – в применении кубической интерполяции преобразованных разреженных данных с использованием триангуляции Делоне (*соответствует п. 10 паспорта специальности 2.2.12*).

6. Разработаны методы оценки величин основных биомеханических характеристик при оптической когерентной эластографии с экзогенным и эндогенным деформирующим воздействием, включающие в себя расчет модуля Юнга, коэффициента Пуассона и модуля сдвига по классическим формулам, отличающиеся тем, что площадь деформирующего воздействия считают равной площади сканирования используемого волоконно-оптического зонда, величину деформирующей силы для соответствующего участка нагруженной области оценивают на основе профиля деформирующего воздействия, комбинируют амплитудный и фазовый подходы к оценке абсолютных смещений, продольные и поперечные размеры деформируемой области вычисляют посредством объединения проекций векторов смещения на соответствующие координатные оси (*соответствует пп. 7 и 19 паспорта специальности 2.2.12*).

7. Разработаны методы и устройства для контроля над процедурами атерэктомии и прицельной биопсии, а также методы оценки корректности стентирования, прогнозирования выраженности и продолжительности терапевтического эффекта после соответствующего эндоваскулярного вмешательства, включающие в себя поэтапное выполнение общепризнанных экспертных рекомендаций по чрескожным вмешательствам и отличающиеся одновременным учетом не только оптических, но и механических свойств исследуемых объектов как при идентификации материала стента, так и анатомических структур (*соответствует пп. 8, 19 и 20 паспорта специальности 2.2.12*).

**Научная новизна подтверждается** совокупностью публикаций в рецензируемых изданиях по теме диссертации и объектами правовой защиты интеллектуальной собственности.

**Методы и методология исследований.** Теоретическая часть диссертационной работы базируется на биомеханике, оптике рассеивающих сред, численном моделировании, теории принятия решений. Экспериментальные исследования в основном проводились в научно-исследовательской лаборатории «Медико-биологические аппараты, системы и комплексы» с использованием методов корректной постановки биофизического эксперимента, математической статистики, сжатия информации, многомерной медицинской визуализации. Работы по совершенствованию аппаратной части проводились с применением методов системного анализа, сбора и обработки данных, точного приборостроения. Обработка экспериментальных данных осуществлялась с помощью теории обнаружения сигналов и фильтрации шумов, а также методов технического зрения. Методы объектно ориентированного программирования и организации высокопроизводительных вычислений использованы при программной реализации разработанных алгоритмов.

**Теоретическая значимость исследования обоснована тем, что:**

1. Изложена и развита научная идея оптической когерентной эластографии с отслеживанием профиля экзогенного либо эндогенного деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения.

2. Разработаны дополняющие друг друга методы мультимодального математического и физического (натурного) моделирования свойств биологических тканей, в частности совместного моделирования оптических и биомеханических свойств с учетом геометрии границ анатомических структур, а также экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий.

3. Изложена и развита научная идея робастной к спекл-структуре коррекции артефактов объемного движения на основе аппарата математической морфологии и топологии, а также динамического анализа изображений.

4. Изложена и развита научная идея реконструкции в оптической когерентной эластографии трехмерного профиля деформирующего воздействия, оказываемого на исследуемый биологический объект или его отдельную часть. Разработаны методы оценки величин экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий, а также, по необходимости, учета их суперпозиции.

5. Разработана методология оценки основных биомеханических характеристик в оптической когерентной эластографии без жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта.

6. Разработана методология использования оптической когерентной эластографии для автоматизированной идентификации патологий, имплантированных инородных тел и анатомических структур в норме.

**Практическая значимость исследования заключается в том, что:**

1. Разработанные методы, устройства и программные продукты позволяют медицинскому персоналу осуществлять оптическую когерентную эластографию сменными эндоскопическими и интраваскулярными зондами *in vivo*, причем без строгой необходимости жесткой фиксации исследуемого биообъекта или его отдельной части.

2. Разработанные тканемитирующие фантомы пригодны для оценки технического состояния многих систем для оптической томографии, эластографии, эндоскопии, ультразвуковой диагностики. Вышеуказанные фантомы в сочетании с математическими моделями оказались чрезвычайно полезными в процессе разработки нового медицинского оборудования, а также для обучения персонала работе с ним.

3. Программное обеспечение, реализующее метод коррекции артефактов объемных движений при оптической когерентной эластографии пригодно для практического применения в ультразвуковых системах (спекл-паттерны при медицинской визуализации на оптических и акустических принципах во много сходны).

4. Устройство и программные продукты, реализующие методы оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия при эндоскопической и интраваскулярной оптической когерентной эластографии открывают новые возможности по комплексному сканированию исследуемого биообъекта.

5. Сменные волоконно-оптические зонды, а также программные продукты, реализующие отдельные алгоритмы в составе методов учета экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий, дополнительно позволяют решать задачи ангиографии, доплерографии, оценки деполяризирующих свойств и параметров двулучепреломления для исследуемых биологических объектов или их частей на основе оптической когерентной томографии.

6. Методы, устройства и программное обеспечение для потоковой оценки величин основных биомеханических характеристик при оптической когерентной эластографии с экзогенным и эндогенным деформирующим воздействием по сути представляют собой навигационную систему и поэтому, среди прочего, применимы в задачах контроля над процедурами ротационной атерэктомии и прицельной биопсии.

7. Разработанные методы, устройства и программные продукты частично освобождают медицинский персонал от трудоемких для ручного выполнения вычислитель-



ных операций посредством формирования на основе компьютерной обработки аргументированных выводов о точности позиционирования и правильности раскрытия стента, структуре и составе атеросклеротических бляшек, ожидаемом терапевтическом эффекте после эндоваскулярного вмешательства.

Практическая значимость результатов исследования подтверждена 7 актами о внедрении.

**Оценка достоверности результатов исследования выявила, что:**

1. Научная идея оптической когерентной эластографии со сложной формой профиля деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения базируется на известных биофизических данных об оптических и механических свойствах биологических тканей, структурированных наблюдениях медицинского персонала об артефактах медицинских оптических изображений и действиях, предшествующих их возникновению, современных общепризнанных достижениях в области микроэлектронных технологий изготовления тонкопленочных датчиков, а также систем технического зрения и не противоречит известным результатам.

2. Метод изготовления мультимодальных тканеимитирующих фантомов и устройство для формирования пульсирующих потоков разработаны на основе известных технических решений в области 3D-печати жидкими фотополимерными смолами, технологий вакуумной и ротационной дегазации современных синтетических полимерных материалов для литья, а также специальных добавок, корректно подобранных с учетом авторитетных репрезентативных источников научной информации.

3. Математическая модель, совместно описывающая оптические и биомеханические процессы, происходящие в исследуемой биологической ткани при оптической когерентной эластографии, базируется на основе метода статистических испытаний Монте-Карло, фрактальной геометрии Мандельброта, а также современных общепризнанных представлениях о напряженно-деформированных состояниях биологических объектов и биотехнических систем.

4. Метод и программное обеспечение для коррекции артефактов объемных движений сканирующего зонда и сканируемого биообъекта друг относительно друга при оптической когерентной эластографии разработаны на основе общепризнанного аппарата математической морфологии и топологии, а также современных подходов к динамическому анализу изображений.

5. Метод, устройство и программное обеспечение для оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия при эндоскопической и интраваскулярной оптической когерентной эластографии разработаны на базе передовых достижений в области цифрового детектирования физических величин в натурных экспериментах, общепризнанной методологии верификации и валидации результатов измерений, известных подходов к обработке репрезентативных выборок разнодиапазонных биомедицинских сигналов и данных, современных подходов к омологии в области точного приборостроения.

6. Методы и программные продукты для оценки величин основных биомеханических характеристик при оптической когерентной эластографии с экзогенным и эндогенным деформирующим воздействием разработаны с учетом современных биофизических представлений о биологических тканях и их физических свойствах, полученного из авторитетных источников информации уровня техники в предметной и смежной областях, а также передового опыта в области многомерной медицинской визуализации и разработки вычислительно эффективного программного обеспечения.

7. Методы и устройства для узкоспециализированных практических применений оптической когерентной эластографии разработаны на основе известных подходов к позиционированию в трехмерном пространстве, общепринятых в медицине прото-

колов снижения инвазивности и дискомфорта, современных представлений медицинской эргономики о высокой степени визуализации диагностической информации.

**Личный вклад автора состоит в** самостоятельной разработке основного объема методологического и аппаратного обеспечения для корректной работы с экзогенными и эндогенными деформирующими воздействиями при оптической когерентной эластографии сменными волоконно-оптическими зондами без жесткой фиксации исследуемого биообъекта и сканирующего зонда друг относительно друга. При этом технические решения, алгоритмы и программное обеспечение для коррекции артефактов объемных движений и учета сложного профиля деформирующих воздействий в оптической когерентной эластографии разработаны автором лично. Биофизические и биомедицинские эксперименты проводились совместно с профильными специалистами. Разработка методов, экспериментальных моделей, алгоритмов и программных продуктов для контроля над процедурами атерэктомии и прицельной биопсии, а также оценки корректности стентирования, прогнозирования выраженности и продолжительности терапевтического эффекта после соответствующего эндоваскулярного вмешательства проводилась по большей части самостоятельно, но по запросам и под контролем профильных специалистов.

**Апробация работы.** Материалы диссертационной работы докладывались и обсуждались на международных конференциях: «Advanced Laser Technologies 2019» (г. Прага, Чехия, 2019 г.), «Advanced Laser Technologies 2018» (г. Таррагона, Испания, 2017 г.), «Advanced Laser Technologies 2017» (г. Пусан, Южная Корея, 2017 г.), «Фундаментальные основы механики» (г. Санкт-Петербург, 2024 г.), «Recent Scientific Investigation» (г. Шони, США, 2022 г.), «PIPTEKNO-2020: Medical Technologies Congress» (г. Стамбул, Турция, 2020 г.), «ЕНВ-2020: International Conference on e-Health and Bioengineering» (г. Яссы, Румыния, 2020 г.), «8th World Congress of Biomechanics» (г. Дублин, Ирландия, 2018 г.), «Developments in Optics and Communications 2018» (г. Рига, Латвия, 2018 г.), «Nanotechnology and Microsystems» (г. Рим, Италия, 2018 г.), «23rd Congress of the European Society of Biomechanics» (г. Севилья, Испания, 2017 г.), «World of Photonics Congress» (г. Мюнхен, Германия, 2017 г.), «Математические методы в технике и технологиях: ММТТ-33» (г. Минск, Белоруссия, 2020 г.), «IV Международная конференция по нейронным сетям и нейротехнологиям» (г. Санкт-Петербург, 2023 г.), «Актуальные проблемы медицинской науки и образования» (г. Пенза, 2023 г.), «Автоматизированное проектирование в машиностроении» (г. Санкт-Петербург, 2023 г.), «Математическое моделирование и суперкомпьютерные технологии» (г. Нижний-Новгород, 2020 и 2021 гг.), «IEEE EExPolytech – 2020: Electrical Engineering and Photonics» (г. Санкт-Петербург, 2020 г.), «SUMMA – 2020: 2nd International Conference on Control Systems, Mathematical Modeling, Automation and Energy Efficiency» (г. Липецк, 2020 г.), «Фундаментальные проблемы биомедицинской радиоэлектроники: междисциплинарные подходы и современные вызовы» (г. Москва, 2020 г.), «Chinese-Russian Workshop on Biophotonics and Biomedical Optics-2020» (г. Саратов, 2020 г.), «Towards Optical and Multimodality Translational Imaging» (г. Саратов, 2020 г.), «Российско-Германская научно-техническая конференция по биомедицинской инженерии» (г. Санкт-Петербург, 2019 г.), «International Multi-Conference on Industrial Engineering and Modern Technologies, FAREASTCON 2018» (г. Владивосток, 2018 г.), «Международная конференция по фотонике и информационной оптике» (г. Москва, 2018 г.); международных симпозиумах по оптике и биофотонике «Saratov Fall Meeting» (г. Саратов, 2017 – 2021 и 2023 гг.); всероссийских научно-технических конференциях «Биомедсистемы» (г. Рязань, 2017, 2019 – 2021, 2023 и 2024 гг.), всероссийских школах-семинарах «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2021» (г. Саратов, 2021 г.) и «Взаимодействие сверхвысококачественного, терагер-

цового и оптического излучения с полупроводниковыми микро- и наноструктурами, метаматериалами и биообъектами» (г. Саратов, 2018 и 2019 гг.); VI Съезде биофизиков России (г. Сочи, 2019 г.).

**Реализация результатов работы.** Большая часть результатов, полученных в рамках диссертационного исследования, используется АО «Тулиновский приборостроительный завод» в рамках решения задачи импортзамещения в области биомедицинских диагностических систем с высокой степенью визуализации, а также перехода к 6-му технологическому укладу.

Результаты диссертационного исследования внедрены в ФГАУ НИИЦ «Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза» имени академика С. Н. Федорова и практически используются: для цифровой пост-обработки интерференционных сигналов оптической когерентной томографии; моделирования биомеханических свойств переднего отрезка глаза, изготовления фантомов оптических и механических свойств тканей глаза, а также гемодинамики в них; формирования пульсирующих потоков кровезамещающей жидкости в них. Методы и технические средства для оптической когерентной эластографии, повышения качества структурной и функциональной визуализации, комплексных эндоскопических и интраваскулярных процедур, моделирования патофизиологических процессов *in vitro* и *in silico* внедрены и практически используются ООО «Биомедтех» (г. Тамбов).

ООО «Медтехника» (г. Тамбов) использует результаты диссертационного исследования для: оценки технического состояния целого ряда систем эластографии, оптической томографии, ангиографии и ультразвуковой диагностики; определения оптимальных значений пользовательских настроек к вышеуказанным системам; тестирования пульсоксиметрических устройств и датчиков к ним; обучения персонала работе с перспективными медицинскими технологиями. ООО «Интертехмед» (г. Тамбов) использует в своей текущей деятельности представленные в диссертационном исследовании: анатомически и физиологически корректные биомедицинские фантомы; способы и программное обеспечение для получения структурных и функциональных изображений в оптической когерентной томографии; полезные модели устройств для оптической когерентной эластографии, эндоскопических и интраваскулярных исследований на ее основе.

ООО «Доступная диагностика» (г. Тамбов) использует на практике разработанные в рамках диссертационного исследования методы, алгоритмы и программные продукты для обработки медико-биологических сигналов и данных (в первую очередь решения по сегментации, классификации и идентификации анатомических структур в оптической когерентной томографии и эластографии).

Результаты диссертационной работы также используются кафедрой «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «ГГТУ» в процессе обучения бакалавров (12.03.04) и магистров (12.04.04) по направлению подготовки «Биотехнические системы и технологии».

#### **Научные положения, выносимые на защиту:**

1. Научная идея оптической когерентной эластографии, отличающейся отслеживанием профиля деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения и позволяющей организовать многомерную структурную и функциональную визуализацию в диалоговом режиме работы с достоверностью > 96% без жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта.

2. Метод изготовления мультимодальных тканемитирующих фантомов и совместно работающее с ними устройство для формирования пульсирующих потоков в имитаторах кровеносных сосудов, отличающиеся тем, что имитаторы кровеносных

сосудов послойно изготавливаются на основе анатомически корректных негативных моделей, проксимальные и дистальные концы имитаторов кровеносных сосудов снабжены раздвоенными катетерами, воспроизводимые по времени физиологически корректные пульсации кровеймитирующей жидкости обеспечиваются посредством управляемого перекручивания вибрирующей гибкой питающей трубки, и позволяющие имитировать анатомические особенности реальных биообъектов с достоверностью > 93% и характеристики кровотока в полостях в толще фантома с достоверностью > 91%.

3. Математическая модель оптических и биомеханических процессов, происходящих в исследуемой биологической ткани при оптической когерентной эластографии, отличающаяся фрактальным подходом к описанию поведения пучка фотонов, а также учетом влияния экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий посредством комбинирования асинхронного по временным координатам и синхронного по пространственным координатам перерасчета распределений основных оптических характеристик для множества сегментов моделируемой среды и позволяющая прогнозировать фотонный транспорт и напряженно-деформированные состояния исследуемого биообъекта с достоверностью > 88% в пакетном режиме обработки.

4. Метод коррекции артефактов объемных движений сканирующего зонда и сканируемого биообъекта друг относительно друга при оптической когерентной эластографии, отличающийся тем, что робастное сравнение последовательности оптических изображений производят посредством оценки векторов смещений точек «квенча» на топологических скелетах, построенных с учетом морфологических особенностей обрабатываемых изображений, и позволяющий стабилизировать оптические изображения в диалоговом режиме работы с точностью, равной удвоенному пространственному разрешению по соответствующей координатной оси.

5. Метод и устройство для оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия при оптической когерентной эластографии, отличающиеся тем, что величина деформирующего воздействия вычисляется посредством кубической интерполяции преобразованных разреженных данных с использованием триангуляции Делоне, причем в качестве источника разреженных данных используется гибкая тонкопленочная матрица датчиков давления, окольцовывающая волоконно-оптический датчик зонда оптического когерентного томографа с функцией эластографии, и позволяющие работать с переменным количеством точек детектирования и восстанавливать профиль деформирующего воздействия в конкретной реализации с точностью до 0,1 кПа.

6. Методы оценки величин основных биомеханических характеристик при оптической когерентной эластографии с экзогенным и эндогенным деформирующим воздействием, отличающиеся тем, что комбинируют амплитудные и фазовые подходы к оценке абсолютных смещений на стабилизированных оптических изображениях, величины вертикальных и горизонтальных смещений находят разложением векторов смещений контрольных точек по координатным осям, а продольные и поперечные размеры деформируемой области вычисляют посредством объединения проекций векторов смещения на соответствующие координатные оси, и позволяющие оценивать величину модуля Юнга для мягких биологических тканей в диапазоне от 0,1 кПа до 8,0 МПа, величину коэффициента Пуассона в диапазоне от 0,1 до 0,9, величину модуля сдвига в диапазоне от 0,5 кПа до 3,0 МПа.

7. Методы и устройства для контроля над процедурами атерэктомии и прицельной биопсии, а также методы оценки корректности стентирования, прогнозирования выраженности и продолжительности терапевтического эффекта после соответствующего эндоваскулярного вмешательства, отличающиеся одновременным учетом при идентификации анатомических структур и материала стента, не только оптических,

но и механических свойств исследуемых объектов, и позволяющие представлять диагностические данные медицинскому персоналу в диалоговом режиме работы и в удобной для интерпретации форме.

**Публикации.** По материалам диссертационного исследования опубликованы более 100 печатных работ на русском и английском языках, в том числе 2 монографии, 17 статей в журналах из перечня ВАК, 34 статьи в зарубежных изданиях, индексируемых базами данных Web of Science и Scopus. Получены 21 патент на изобретения и полезные модели, а также 42 свидетельства об официальной регистрации программ для ЭВМ.

**Структура и объем диссертации.** Диссертационная работа состоит из введения, шести глав, заключения, списка сокращений, библиографического списка из 378 наименований и трех приложений. Диссертация содержит 98 рисунков и 8 таблиц. Общий объем диссертационной работы 464 страницы, в том числе 365 страниц основного текста, 53 страницы библиографического списка, 46 страниц приложений.

**Благодарности.** Представленные результаты получены при финансовой поддержке грантов РНФ 16-15-10327 и 16-15-10327-П «Разработка комплексного метода диагностики и оценки генеза аневризм сосудов головного мозга при установке потоконаправляющих стентов с использованием эндоскопической оптической когерентной томографии и индивидуализированного высокоточного математического моделирования церебральной гемодинамики (2016 – 2020 гг.), гранта РФФИ № 18-01-00786 «Моделирование распространения низкокогерентного излучения ближнего инфракрасного диапазона в тканях глаза человека с учетом их кровоснабжения и последующая разработка метода цветового доплеровского картирования нарушений внутриглазного кровотока» (2018 – 2020 гг.), грантов Президента РФ для государственной поддержки молодых российских ученых (кандидатов наук) и аспирантов МК-231.2022.4 «Разработка метода количественной оценки биомеханических свойств стенок кровеносных сосудов и реологических свойств крови на основе спектральной оптической когерентной томографии сменными оптоволоконными зондами» (2022–2023 гг.) и СП-3041.2016.4 «Разработка метода бесконтактной диагностики нарушений кровообращения сетчатки и зрительного нерва на основе доплеровской оптической когерентной томографии» (2017 – 2018 гг.), а также областного гранта для докторантов Тамбовской области (2019 г.).

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **введении** обоснована актуальность исследования, определены цель и необходимые для ее достижения задачи. Представлены научная новизна работы, ее теоретическая и практическая значимость. Уточнена информация о достоверности полученных результатов, выносимых на защиту положений, приведены сведения о личном вкладе автора, апробации и реализации результатов работы.

В **первой главе** рассмотрена специфика оптических методов оценки биомеханических свойств биологических тканей, в частности пояснена суть метода оптической когерентной томографии; приведена классификация известных технических решений для оптической когерентной томографии и эластографии мягких биологических тканей; описана и проанализирована методология структурной визуализации, а также ангиографии, доплерографии и эластографии на основе оптической когерентной томографии; изучены нюансы функционирования систем со стационарным и сменным плечом образца; проанализированы мультимодальные оптические системы для медицинской диагностики; приведена вводная информация о типичных оптических и механических свойствах биологических тканей и т.п.

Во второй главе представлены теоретические основы, математические модели и тканемитирующие фантомы для оптической когерентной эластографии с экзогенными и эндогенными деформирующими воздействиями.

Предлагаемый подход к описанию физических основ оптической когерентной томографии и эластографии представляет собой модифицированную версию численного моделирования фотонного транспорта методом статистических испытаний Монте-Карло.

Геометрическая модель исследуемого объекта для упрощения дальнейших расчетов сегментируется на совокупность неперекрывающихся пространственных блоков по принципу однородности. Моделирование фотонного транспорта для чрезмерно неоднородных участков геометрической модели осуществляется классическим образом. Траектория каждого фотона в таком случае плохо предсказуема, и соответственно, чем больше траекторий было независимо рассчитано, тем точнее моделирование. Однако применительно к относительно однородным участкам для повышения вычислительной эффективности рассчитываются не все траектории, а только опорные, с последующим восстановлением недостающих траекторий на основе принципа самоподобия.

Длина свободного пробега фотона  $L$  вычисляется на основе псевдослучайного числа  $\xi$  следующим образом:

$$L = -l_{ph} \ln(1 - \xi),$$

где  $l_{ph}$  – транспортная длина свободного пробега фотона, соответственно равная

$$l_{ph} = [\mu_a(x, y, z) + \mu'_s(x, y, z)]^{-1},$$

где  $\mu_a(x, y, z)$  и  $\mu'_s(x, y, z)$  – коэффициент поглощения и коэффициент рассеяния (штрих справа сверху от символа в данном случае означает редуцированную форму) соответственно.

Вероятность акта поглощения  $p_a$  для известного фотона в известной точке моделируемого объекта вычисляется следующим образом:

$$p_a = p_s - 1 = \frac{\mu_s(x, y, z)}{\mu_a(x, y, z) + \mu_s(x, y, z)},$$

где  $p_s$  – вероятность акта рассеяния.

В случае акта поглощения энергия фотона экспоненциально уменьшается в соответствии с законом Бугера–Ламберта–Бера:

$$W_{i+1} = W_i e^{-\mu_a(x, y, z)L},$$

где  $W_i$  и  $W_{i+1}$  – «статистический вес» фотона до и после акта поглощения соответственно.

В случае акта рассеяния фотон изменяет направление своего движения следующим образом:

$$\begin{cases} u'_x = \frac{\sin \theta (u_x u_z \cos \varphi - u_y \sin \varphi)}{\sqrt{1 - u_z^2}} + u_x \cos \theta; \\ u'_y = \frac{\sin \theta (u_y u_z \cos \varphi - u_x \sin \varphi)}{\sqrt{1 - u_z^2}} + u_y \cos \theta; \\ u'_z = -\sqrt{1 - u_z^2} \sin \theta \cos \varphi + u_z \cos \theta. \end{cases}$$

Поскольку свободный пробег фотона между актами взаимодействия с математической точки зрения представляет собой вектор, для удобства построения фрактального дерева запишем его в комплексной форме и используем формулу Эйлера для связи комплексной экспоненты с тригонометрическими функциями:

$$e^{\theta(u_x i + u_y j + u_z k)} = \cos \theta + (u_x i + u_y j + u_z k) \sin \theta,$$

где  $(u_x i, u_y j, u_z k)$  – единичный вектор. При таком подходе самоподобие векторов можно организовать посредством их дублирования, смещения и вращения.

При таком подходе построение ветвей фрактального дерева Пифагора строго подчиняется принципу коммутативности комплексных чисел и в основном сведено к одной из наиболее вычислительно эффективных операций умножения вектора на число.

Далее интенсивность  $I_D(k)$  сигнала на детекторе системы для оптической когерентной томографии вычисляется по следующей формуле:

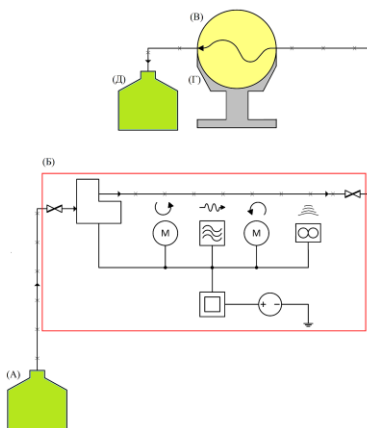
$$I_D(k) = |S(k) + R(k)|^2 - |S(k) - R(k)|^2,$$

где  $R(k)$  и  $S(k)$  – сигналы опорного плеча и плеча образца интерферометра Майкельсона соответственно.

Моделирование изменений в интерференционном сигнале, вызванных деформирующими воздействиями, базируется на следующих предположениях и ассоциированных с ними действиях: I) характеристики смещаемого участка геометрической модели не статичны, а динамически изменяются в процессе моделирования прохождения через них фотонов; II) динамические изменения включают в себя флуктуации оптических характеристик и геометрии смещаемых подучастков и производятся для всех элементов (пиксели или воксели) этих подучастков; III) диапазоны флуктуаций оптических характеристик смещаемых участков ограничиваются соответствующими характеристиками реальных биологических тканей; IV) скорость, с которой пиксели (воксели) разных типов сменяют друг друга, различна для отдельных смещаемых участков, причем она выбирается таким образом, чтобы соответствовать желаемой форме профиля деформирующего воздействия.

Для проведения серий экспериментов и отладки разрабатываемых методов, алгоритмов и программных продуктов были разработаны набор фантомов мягких биологических тканей с кровеносными сосудами и специальное устройство для формирования пульсирующих потоков кровезимитирующей жидкости (рис. 1).

В качестве матрикса при изготовлении фантомов использован двухкомпонентный прозрачный силикон на платиновом катализаторе. Оптические свойства структур в составе фантома варьировались посредством применения специальных добавок (микроинтерализированных частиц диоксида титана и аморфного технического углерода), а механические свойства подбирались посредством изменения процентной доли компонентов жидкого силикона. В качестве кровезимитирующей жидкости применена водная эмульсия итралипида (1%) и кантановой камеди (0,07%). Нужная геометрия потока кровезимитирующей жидкости (ламинарный поток с локальными нарушениями ламинарного течения) была достигнута посредством управляемого



**Рис. 1. Структурно-функциональная схема устройства для формирования пульсирующих потоков кровезимитирующей жидкости:**

- А – емкость с кровезимитирующей жидкостью; Б – устройство для формирования пульсирующих потоков в фантомах кровеносных сосудов;
- В – фантом кровеносного сосуда в толще тканемимитатора; Г – подставка для фиксации фантома кровеносного сосуда; Д – емкость для отработанной кровезимитирующей жидкости

перекручивания эластичной трубки несущей кровеимитирующую жидкость из специальной емкости в фантом. Перекручивания выполнялись с использованием специального устройства и имитировали удары сердца для получения синхронизированных по времени интерференционных сигналов интраваскулярной оптической когерентной томографии.

В **третьей главе** детально описывается разработка методов и технических средств для оптической когерентной эластографии с коррекцией спекл-шумов и артефактов объемных движений.

Разработанная базовая версия системы для оптической когерентной томографии и эластографии сменными волоконно-оптическими эндоскопическими и интраваскулярными зондами представлена на рис. 2. Излучение суперлюминесцентного диода с помощью одномодового оптического волокна направляется в оптический разветвитель, где делится на два пучка, причем в неравной пропорции. Большая часть излучения (в конкретной реализации 90%) направляется в плечо образца, а оставшееся излучение поступает в опорное плечо.

В плечо образца, т.е. в эндоскопическом или интраваскулярном зонде, излучение через коннектор зонда и его гибкую часть проходит в катетер этого зонда, где делится на две части с помощью дополнительного оптического разветвителя. Большая часть излучения (в конкретной реализации 99%) посредством первого одномодового оптического волокна через коллиматор и линзу с градиентным показателем преломления поступает на сканирующее зеркало микроэлектромеханического сканера. Излучение сквозь внешнюю прозрачную (торцевую) границу оболочки катетера перенаправляется на исследуемый биологический объект или его часть. Рассеянное назад и обратно отраженное от исследуемого биологического объекта излучение сквозь прозрачную оболочку торцевой части катетера обратно поступает на сканирующее зеркало микроэлектромеханического сканера. Посредством линзы с градиентным показателем преломления полезная информация об интенсивности оптического излучения и угловом распределении рассеянного пучка перенаправляется в волоконный жгут (образован двумя световодами).

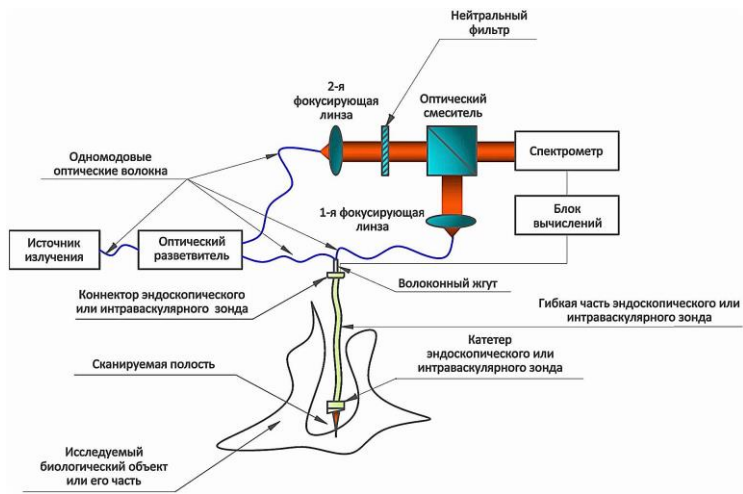
Одновременно с вышеуказанными действиями вторая часть излучения с дополнительного оптического разветвителя (в конкретной реализации 1%) посредством второго одномодового оптического волокна поступает в оптический триггер, где формируется электрический сигнал, запускающий микроэлектромеханический гироскоп, микроэлектромеханический акселерометр, а также окольцовывающую катетер зонда системы для оптической когерентной эластографии гибкую тонкопленочную матрицу датчиков давления. Микроэлектромеханический гироскоп и микроэлектромеханический акселерометр отслеживают изменения положения катетера зонда в пространстве. Цифровой сигнальный процессор обрабатывает данные об угловой скорости и ускорении по всем координатным осям и тем самым находит пространственные координаты катетера эндоскопического зонда. Связанный с цифровым сигнальным процессором модуль оценки направления и скорости кровотока запускается по необходимости (если деформирующее воздействие является эндогенным).

Для преобразования координат вектора из системы координат  $A$  в систему координат  $B$  формируется матрица направляющих косинусов [10]:

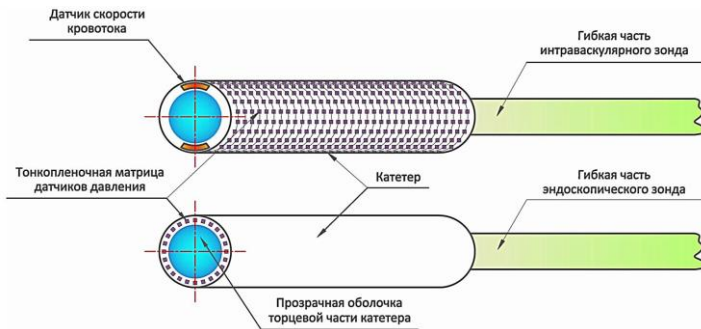
$$m^B = \begin{bmatrix} \cos(z_1, e_1) & \cos(z_1, e_2) & \cos(z_1, e_3) \\ \cos(z_2, e_1) & \cos(z_2, e_2) & \cos(z_2, e_3) \\ \cos(z_3, e_1) & \cos(z_3, e_2) & \cos(z_3, e_3) \end{bmatrix} m^A,$$

где  $m^B$  – вектор в системе координат  $A$ ;  $m^A$  – вектор в системе координат  $B$ ;  $(z_1, z_2, z_3)$  – ортонормированный базис системы координат  $B$ ;  $(e_1, e_2, e_3)$  – ортонормированный базис системы координат  $A$ .





а)



б)

**Рис. 2. Упрощенная блок-схема системы для оптической когерентной томографии и эластографии (а) со сменными волоконно-оптическими зондами (б)**

При движении катетера матрица направляющих косинусов пересчитывается следующим образом:

$$\dot{C}_b^i = \begin{bmatrix} 0 & -r & q \\ r & 0 & -p \\ -q & p & 0 \end{bmatrix} C_b^i,$$

где  $C$  – матрица направляющих косинусов при преобразовании исходной системы координат  $A$  в целевую систему координат  $B$ ;  $\dot{C}_b^i$  – временная производная матрицы  $C$ ;  $(p, q, r)$  – скалярные данные, получаемые с микроэлектромеханического гироскопа и уточняемые с учетом данных от микроэлектромеханического акселерометра относительно трех выбранных осей  $\omega_{ib}^b [p, q, r]^T$ ;  $T$  – символ операции транспонирования матрицы.

Из волоконного жгута рассеянное назад и обратно отраженное от исследуемого биологического объекта или его части излучение направляется из эндоскопического или интраваскулярного зонда на первую фокусирующую линзу. Электрические сигналы с цифрового сигнального процессора (величина деформирующего воздействия, координаты катетера зонда и по необходимости данные о направлении и скорости кровотока) по аналогии с оптическим сигналом также поступают в устройство оптической когерентной томографии и эластографии, в частности на блок вычислений и формирования томографического изображения.

Вторая часть излучения (10% излучения источника излучения) с оптического разветвителя посредством одномодового оптического волокна поступает на вторую фокусирующую линзу, с помощью которой это излучение направляется на нейтральный фильтр. Этот фильтр уменьшает световой поток в опорном плече до уровня, необходимого для последующей интерференции пучков излучения из опорного плеча и плеча образца на оптическом смесителе. Излучение из оптического смесителя направляется в спектрометр, где пространственное распределение интенсивности суммарного оптического поля регистрируется и передается в виде электрического сигнала в вычислительный блок. Далее амплитудная (рис. 3, а) и фазовая (рис. 3, б) составляющие оцифрованного интерференционного сигнала обрабатываются ЭВМ с учетом данных об актуальной величине деформирующего воздействия, пространственных координат катетера зонда, полученных от цифрового сигнального процессора, при этом формируется двухмерное томографическое изображение исследуемого биологического объекта.

На стадии предварительной обработки интерференционных сигналов осуществляется шумоподавление на основе усечения нижних частот и нескольких итераций морфологической эрозии, а также робастная к спекл-структуре компенсация артефактов объемных движений на основе топологических скелетов структурных изображений оптической когерентной томографии.

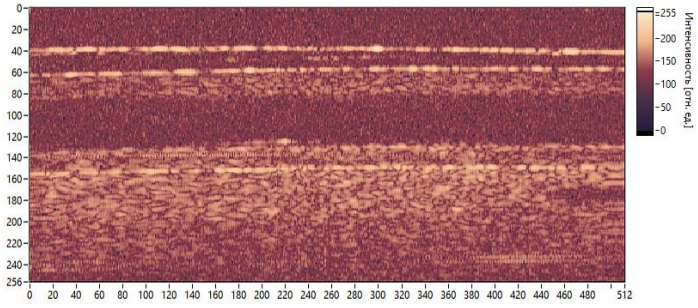
Построение топологического скелета для каждого изображения осуществляется с помощью адаптированной для нужд оптической когерентной томографии и эластографии версии метода «квенча» (метода точек «гашения»). Этот метод базируется на преобразовании Блюма (имеется в виду преобразование Grassfire), но пригоден для построения топологических скелетов для объектов с нечеткими границами. Если для каждого пикселя или вокселя,  $p$ , имеющего окрестность  $N_8^*(p)$ , можно провести внешнюю нормаль  $n_q$  в точке  $q \in N_{nk}^*(p)$ , и выполняется следующее неравенство:

$$FDT(q) - FDT(p) < \frac{1}{2}(\mu_o(p) + \mu_o(q))|p - q|,$$

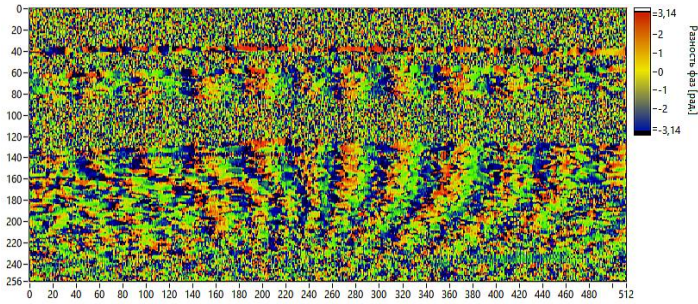
то вышеуказанному пикселю или вокселю  $p$  в составе цифрового объекта соответствует точка «квенча» («гашения»):

$$o = \left\{ (p, \mu_o(p)) \mid p \in Z^3 \wedge \mu_o: Z^3 \rightarrow [0, 1] \right\},$$

где  $nk$  – нормирующий коэффициент, равный 8 в двумерном случае и 26 – в трехмерном случае;  $FDT$  – преобразование расстояния на основе нечеткой логики (посредством алгоритма K. Saha);  $Z$  – множество целых чисел, образующих прямоугольную координатную сетку  $Z^3$  (в двумерном случае показатель степени соответственно равен двум);  $\mu_o$  – функция принадлежности к топологическому скелету, как совокупности пикселей или вокселей «квенча». При этом множитель  $|p - q|$  следует трактовать как расстояние от  $p$  до  $q$ .



*a)*



*b)*

**Рис. 3. Амплитудная (а) и фазовая (б) составляющие сигнала оптической когерентной томографии и эластографии, построенные на основе исходных данных двух соседних В-сканов**

Разграничение значимых и ложных точек «квенча» организовано на основе фактора локальной значимости  $\xi$  вычисляемого как

$$\xi(q) = 1 - \max_{q \in N_{26}^*} \frac{f_+(FDT(q) - FDT(p))}{\frac{1}{2}(\mu_o(p) + \mu_o(q))|p - q|},$$

где  $f_+(x)$  – калибровочная функция, соответственно равная

$$f_+(x) = \begin{cases} x, & \text{если } x > 0; \\ 0, & \text{иначе.} \end{cases}$$

Далее значимые точки «квенча» объединяются в топологические скелеты каждого изображения, представляющие собой комбинации контрольных точек и совокупностей тонких линий, равноудаленных от областей эквивалентного сигнала высокого уровня.

Робастное сравнение последовательности структурных изображений оптической когерентной томографии осуществляется посредством межкадровой группировки точек «квенча» (на этой стадии они выполняют роль контрольных точек) и оценки векторов их смещений. Коррекция артефактов объемных смещений организована в виде пересборки исходных комплексных данных, в частности добавления или удаления столбцов данных, а также синхронного смещения строк посредством малоуглового поворота.

В четвертой главе представлены разработанные методы и технические средства для оптической когерентной эластографии с оценкой профиля деформирующего воздействия.

Сущность разработанных методов и технических средств заключается в оценке актуальной величины деформирующего воздействия по контуру используемого эндоскопического или интраваскулярного зонда. С аппаратной точки зрения такой подход реализован посредством применения гибкой тонкопленочной матрицы датчиков давления.

Применительно к эндоскопическим зондам для оценки величины деформирующего воздействия, оказываемого катетером при поджати биологической ткани активными элементами матрицы датчиков давления, окольцовывается его торцевая часть. При этом не должно быть ни зазора между прозрачной частью катетера и самим датчиком, ни выступающих частей. Реконструкция профиля деформирующего воздействия сводится к калибровке полученных сигналов, их многомерной интерполяции и сглаживанию (рис. 4). Основным вариантом интерполяции является кубическая, однако также предусмотрено (на выбор пользователя) использование линейной интерполяции и бигармонического сплайна. Сглаживание осуществляется по методу Лапласа, причем для минимизации негативных эффектов результат интерполяции перед сглаживанием подвергается триангуляции Делоне.

Скорость опроса активных элементов в конкретной реализации составила 20 кГц, что позволяет оценивать профиль деформирующего воздействия в реальном масштабе времени и учитывать динамику его изменения в процессе диагностической процедуры.

Гибкая тонкопленочная матрица датчиков давления на интраваскулярной версии зонда оптической когерентной эластографии располагается несколько иначе, чем на эндоскопической. Она окольцовывает не торец волоконно-оптического датчика, а его центральную часть, и поэтому позволяет получать информацию о давлении, оказываемом движущейся кровью на совокупность точек на поверхности дистальной головки зонда в целом. Такой подход позволяет посредством интерполяции данных сформировать (причем в динамике) почти полный профиль давления, всесторонне оказываемого движущейся кровью на дистальную головку зонда, построить градиентное поле деформирующего воздействия и экстраполировать данные на область сканирования. При этом торец волоконно-оптического датчика дополнительно содержит модуль оценки направления и скорости кровотока. Эти данные используются для корректировки результатов измерений, в частности для уточнения составляющих движения систолического объема крови, посредством разложения вектора скорости кровотока  $v$  по координатам с последующим поворотом координатных осей (по необходимости).

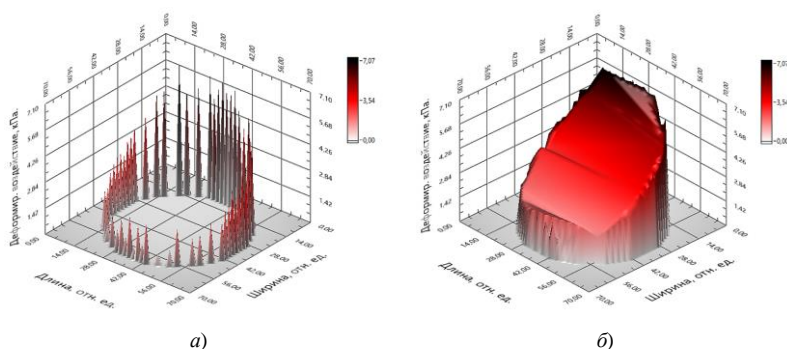
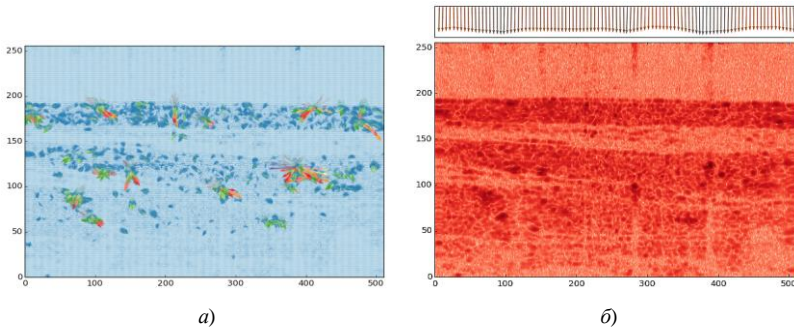


Рис. 4. Сигнал от гибкой тонкопленочной матрицы датчиков давления (а) и реконструированный профиль деформирующего воздействия (б)



**Рис. 5. Векторное поле исходного интерференционного сигнала (а)**

**и пересобранное на его основе структурное изображение (б) оптической когерентной эластографии**

Компонента, направленная перпендикулярно к стенке исследуемого кровеносного сосуда  $v_{norm}$ , в дальнейшем используется при расчете величины модуля Юнга  $E$ , а направленная параллельно (в идеале по касательной)  $v_{shear}$  – для вычисления модуля сдвига  $G$ .

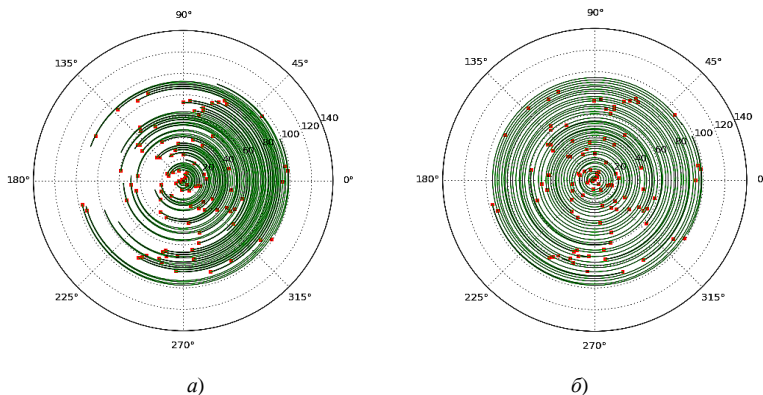
Для обобщения предложенных в третьей и четвертой главах решений на рис. 5 представлен пример структурного изображения оптической когерентной эластографии после пересборки и привязки к оценочным значениям величины деформирующего воздействия по А-сканам.

В пятой главе представлена методология оценки основных биомеханических свойств живых систем. Вне зависимости от типа деформирующего воздействия (экзогенное или эндогенное) для количественной оценки величин модулей упругости I (модуль Юнга) и II (модуль сдвига) рода, а также коэффициента поперечной деформации (коэффициент Пуассона) необходимо как минимум определить: векторные величины деформирующих воздействий, площадь вышеуказанных деформирующих воздействий, размеры деформируемой области, а также векторные величины смещений для множества точек в толще исследуемой биологической ткани.

В случае, если источником деформирующего воздействия является сам зонд (например, поджатие сканирующим зондом кожных покровов пациента в дерматологических или онкологических приложениях оптической когерентной томографии и эластографии), площадь этого воздействия  $S_{IMR}$  очевидно равна площади сканирования интраваскулярного зонда оптического когерентного томографа. Сведения о величине экзогенной деформирующей силы  $F$  для всей сканируемой области пространства при таком подходе вычисляются на основе профиля деформирующего воздействия (рис. 4, б) посредством умножения усредненной величины деформирующего воздействия  $P_{PRV}$ , оказываемого самим зондом, на общую площадь этого воздействия  $S_{IMR}$  и приведения физических величин. Величина деформирующей силы для множества сегментов в составе сканируемой области соответственно вычисляется без усреднения давления, но с учетом площадей этих сегментов.

В случае, если деформирующее воздействие является эндогенным, вычисления производятся косвенно. Тем не менее, как и в экзогенном случае, целесообразно оценивать актуальную величину деформирующей силы только в небольшой, ограниченной по объему области пространства – в окрестности дистальной головки зонда.

Таким образом, площадь деформирующего воздействия  $S_{IMR}$  вне зависимости от того, экзогенное оно или эндогенное, становится справочной величиной для каждой отдельно взятой модели интраваскулярного зонда оптической когерентной томографии.



**Рис. 6. Неоднозначность ( $2\pi$ -неопределенность) фазы на примере 100-го А-скана:**  
 а – до развертывания фазы; б – после развертывания предложенным методом.  
 Текущие значения фазы показаны точками, линии тренда – сплошными линиями

Величина эндогенной деформирующей силы  $F$ , вызванной движением систолического объема крови, для совокупности точек сканируемой области пространства вычисляется как произведение пульсового давления  $P_{PLS}$  (разность между систолическим  $P_{SYS}$  и диастолическим  $P_{DIA}$  давлением) на площадь деформирующего воздействия  $S_{IMP}$  и на поправочный коэффициент  $k$ . Вычисления для отдельных сегментов соответственно производятся с учетом их площадей.

Поскольку вне зависимости от типа деформирующего воздействия формула для расчета коэффициента Пуассона  $\gamma$  в явном виде не содержит площади этого воздействия, а формулы для расчета величин модуля Юнга  $E$  и модуля сдвига  $G$  теперь содержат  $S_{IMP}$  и в числителе (используется при расчете величины деформирующей силы), и в знаменателе, эту константу можно сократить и не учитывать в дальнейших расчетах.

Количественная оценка величин абсолютных смещений в стенке исследуемого кровеносного сосуда организована в три стадии: I) анализ фазовых вариаций между соседними В-сканами; II) анализ смещений контрольных точек; III) комплексирование полученных результатов с приоритетом к фазовому подходу, за исключением областей явных сбоев при реконструкции фазы интерференционного сигнала (развертывание фазы).

Отличительной особенностью первой стадии такого подхода является развертывание фазы в пределах одного А-скана с учетом информации от всех соседних А-сканов (рис. 6). Разрывы в фазе для всего В-скана при этом детектируются с использованием обобщенного преобразования Хафа. Вышеуказанные разрывы при таком подходе будут представлять собой совокупность кривых заданного семейства, критерием принадлежности к которому является фазовый контраст между соседними отсчетами выше порогового уровня. Далее при развертывании фазы для текущего А-скана сведения о геометрии разрывов фазы для всего массива данных в целом будет являться априорной информацией.

Априорная информация используется следующим образом: если для текущего отсчета текущего А-скана обнаружена  $2\pi$ -неопределенность в интерпретации фазового сдвига, и априорная информация свидетельствует о том, что отсчет соответствует участку относительно протяженного разрыва фазы на В-скане, то фазу следует развернуть классическим образом; в иных случаях  $2\pi$ -неопределенность признается вызванной помехами при детектировании интерференционного сигнала.

Учет амплитудной информации (II стадия) осуществляется по контрольным точкам. Нанесение контрольных точек на амплитудные изображения оптической коге-

рентной томографии до и во время воздействия деформирующей силы осуществляется в соответствии с алгоритмом FAST, дескрипторы находятся с использованием алгоритма BRISK. Группировка контрольных точек осуществляется с учетом баллов соответствия. Дополнительно вычисляется и выводится матрица гомографии. Для всех групп контрольных точек вычисляются вектора смещений. Вышеуказанные вектора для совокупности пар контрольных точек образуют разреженное векторное поле, которое интерполируется под размерность исходных оптических изображений.

После комплексирования полезной информации об абсолютных смещениях в исследуемом биообъекте или его фантоме, полученной на основе обработки фазовой и амплитудной составляющих интерференционного сигнала, вычисляются продольные  $\Delta l$ , а также поперечные  $\Delta d$  (двунаправленные) и  $\delta d$  (однонаправленные) смещения структур в составе исследуемого объекта. Для этого векторные величины смещений независимо раскладывают по координатным осям. Продольные смещения пикселей  $\Delta l$  приравнивают проекциям векторов смещения пикселей на ось ординат. Поперечные смещения пикселей  $\Delta d$  (для расчета коэффициента Пуассона) и  $\delta d$  (для расчета модуля сдвига) приравнивают проекциям векторов смещения пикселей на ось абсцисс.

Продольные  $l$  и поперечные  $d$  размеры деформируемой области представляют собой сегменты на каждом структурном изображении оптической когерентной томографии, которые заключены между наименее и наиболее глубоко залегающими анатомическими структурами с методологически различимыми смещениями по осям ординат и абсцисс соответственно. Учитывая, что при определении смещений уже были вычислены проекции векторов смещений на вышеуказанные оси, продольные и поперечные размеры деформируемой области можно найти частичным объединением этих проекций (продольные размеры – объединением проекций векторов смещения контрольных точек на ось ординат, поперечные – объединением проекций на ось абсцисс).

Далее, искомые величины модуля Юнга  $E$  коэффициента Пуассона  $\gamma$  и модуля сдвига  $G$  вычисляются по следующим адаптированным для оптической когерентной эластографии формулам:

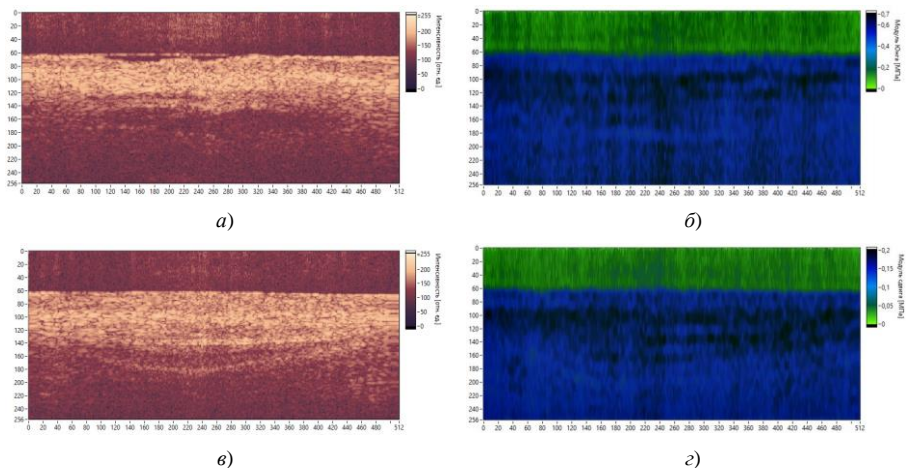
$$E = \frac{F_{norm} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\Delta l}, \text{ экзогенный случай;} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{norm}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \Delta l} = \frac{k_{norm} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\Delta l}, \text{ эндогенный случай;} \end{cases}$$

$$\gamma = \left| \frac{\Delta d \cdot l}{d \cdot \Delta l} \right|, \text{ справедлива в обоих случаях;}$$

$$G = \frac{F_{shear} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \begin{cases} = \frac{S_{IMP} \cdot P_{PRB} \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{P_{PRB} \cdot l}{\delta d}, \text{ экзогенный случай;} \\ = \frac{S_{IMP} \cdot \frac{v_{shear}}{|\vec{v}|} \cdot (P_{SYS} - P_{DIA}) \cdot l}{S_{IMP} \cdot \delta d} = \frac{k_{shear} \cdot P_{PLS} \cdot l}{\delta d}, \text{ эндогенный случай.} \end{cases}$$

Структурные изображения и эластограммы визуализируются в наиболее удобной для конечного пользователя форме (на его выбор), например так, как показано на рис. 7. Серия лабораторных экспериментов показала, что достоверность оценки и последующего пространственного картирования механических свойств биологических тканей в среднем повысилась на 29%.





**Рис. 7. Структурные и функциональные изображения оптической когерентной эластографии мягких биологических тканей:**  
*а и б* – слизистая оболочка ротовой полости; *в и г* – кожные покровы

В **шестой главе** изложены практическая реализация и биомедицинские применения системы для оптической когерентной эластографии сменными волоконно-оптическими зондами без механической фиксации исследуемого образца.

Предложены оригинальные методы оценки структуры и функционального состояния стенок кровеносных сосудов с аневризмами, атеросклеротическими бляшками, а также имплантированными стентами на основе оптической когерентной томографии и эластографии. Сущность этих способов заключается в использовании разнодиапазонных медицинских данных, т.е. в учете не только оптических, но и биомеханических свойств (эластография на основе интраваскулярной оптической когерентной томографии) исследуемой стенки кровеносного сосуда при оценке стабильности атеросклеротических отложений или корректности установки потоконаправляющего стента. Идентификация структур атеросклеротической бляшки или стента с опорой только на интенсивность интерференционного сигнала (текущее состояние дел в предметной области) в отдельных случаях может приводить к существенным неточностям. Например, коэффициент затухания оптического излучения в областях кальцинации всего на несколько десятков процентов выше, чем в жировой ткани. Но кровь обладает высоким коэффициентом поглощения, и поэтому уровень помех тем выше, чем дальше расположен зонд от исследуемой атеросклеротической бляшки. Контактное исследование крайне нежелательно, так как теоретически может повредить бляшку. Прослойка крови в несколько сотен микрон между интраваскулярным зондом и сканируемой атеросклеротической бляшкой может свести на нет вышеуказанную разницу в величинах коэффициентов затухания. Величина модуля Юнга для областей кальцинации как минимум в 300 раз выше, чем для жировой ткани (липидное ядро). Подобная дополнительная информация существенно повышает достоверность медицинской диагностики.

Методы объективного контроля над процедурами ротационной атерэктомии и прицельной биопсии на основе оптической когерентной эластографии организованы похожим образом (навигация осуществляется с учетом не только оптических, но и биомеханических свойств среды), что соответственно позволяет точнее управлять характеристиками вращения режущей или бурящей части, а также точнее подбирать



место для забора пробы биоматериала. К тому же в обоих случаях существенно снижается риск случайного повреждения стенки кровеносного сосуда. С технической точки зрения зонды изготовлены многоканальными. При этом дополнительные инструментальные каналы включают в себя иглу для биопсии либо комбинацию вращающегося элемента (с редуктором) и надувного баллона.

Следует отметить, что точное позиционирование на основе оптической когерентной томографии и эластографии (даже с учетом того факта, что каждый зонд содержит микроэлектромеханические гироскоп и акселерометр) не отменяет необходимости общего позиционирования, в связи с чем каждый зонд дополнительно содержит по меньшей мере одну рентгеноконтрастную полосу.

В **заключении** сформулированы основные результаты и выводы по диссертационной работе:

1. Предложена и развита научная идея оптической когерентной эластографии с отслеживанием профиля экзогенного либо эндогенного деформирующего воздействия и многоуровневой коррекцией артефактов объемного движения, позволяющей организовать многомерную структурную и функциональную визуализацию в диалоговом режиме работы с достоверностью > 96% без жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта.

2. Разработаны метод изготовления мультимодальных тканеимитирующих фантомов и совместно работающее с ними устройство для формирования пульсирующих потоков в имитаторах кровеносных сосудов, позволяющие имитировать не только геометрию границ анатомической структур биологических тканей, их оптические и механические свойства, но также и движение физиологических жидкостей, причем анатомические особенности реальных биообъектов в целом описываются с достоверностью > 93%, а характеристики кровотока в полостях в толще фантома в натуральных экспериментах с кровеноситирующей жидкостью моделируются с достоверностью > 91%.

3. Разработаны математическая модель, алгоритмы и программное обеспечение, совместно описывающие оптические и биомеханические процессы, происходящие в исследуемой биологической ткани при оптической когерентной эластографии и позволяющие прогнозировать фотонный транспорт и напряженно-деформированные состояния исследуемого биообъекта с достоверностью > 88% в пакетном режиме обработки.

4. Разработаны экспериментальная установка, методы, алгоритмы и программные продукты для коррекции артефактов объемных движений сканирующего зонда и сканируемого биообъекта друг относительно друга, позволяющие стабилизировать оптические изображения в диалоговом режиме работы с точностью, равной удвоенному пространственному разрешению по соответствующей координатной оси.

5. Разработаны методы, головки для волоконно-оптических зондов, алгоритмы и программные продукты для оценки и последующей реконструкции трехмерного профиля деформирующего воздействия, оказываемого на исследуемый биологический объект или его отдельную часть, позволяющие работать с переменным количеством точек детектирования и восстанавливать профиль деформирующего воздействия с точностью до 0,1 кПа.

6. Разработаны методы, алгоритмы, программное обеспечение и модификации волоконно-оптических зондов для оптической когерентной эластографии на основе отдельно эндогенных, отдельно экзогенных, суперпозиции экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий, позволяющие оценивать величину модуля Юнга для мягких биологических тканей в диапазоне от 0,1 кПа до 8,0 МПа, величину коэффициента Пуассона в диапазоне от 0,1 до 0,9, величину модуля сдвига в диапазоне от 0,5 кПа до 3,0 МПа.

7. Разработаны методы, эндоскопические и интраваскулярные модификации волоконно-оптических зондов, алгоритмы и программное обеспечение для клинических применений оптической когерентной эластографии, не требующие жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта и позволяющие представлять диагностические данные медицинскому персоналу в диалоговом режиме работы и в удобной для интерпретации форме.

8. Осуществлено внедрение в практику основных результатов диссертационного исследования в следующих организациях: АО «Тулиновский приборостроительный завод», ФГАУ НМИЦ «Межотраслевой научно-технический комплекс «Микрохирургия глаза» имени академика С. Н. Федорова, ООО «Биомедтех» (г. Тамбов), ООО «Медтехника» (г. Тамбов), ООО «Интертехмед» (г. Тамбов), ООО «Доступная диагностика» (г. Тамбов), кафедра «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «ТГТУ».

Таким образом, разработаны методологическое, аппаратное и программное обеспечение для медицинской интроскопии на основе оптической когерентной эластографии с использованием экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий. Причем предложенные решения по меньшей мере на 29% повышают достоверность оценки и последующего пространственного картирования механических свойств биологических тканей, при этом не требуя жесткой взаимной фиксации сканирующего зонда и сканируемого биообъекта.

В **приложениях** приведены скан-копии: 21 тематического патента, 12 ключевых свидетельств о государственной регистрации программ для ЭВМ, 7 документов о практическом использовании результатов диссертационного исследования.

## ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

### *Монографии:*

1. Оценка механических свойств стенок кровеносных сосудов и высокоточное математическое моделирование гемодинамики в задачах выбора потоконаправляющих стентов для проведения эндоваскулярных операций по стентированию церебральных артерий [Электронный ресурс] : монография / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев. – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВО «ТГТУ», 2018. – 127 с. – ISBN 978-5-8265-1983-7.

2. Эластография мягких биологических тканей и эндоскопические исследования с помощью оптической когерентной томографии [Электронный ресурс] : монография / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев, С. Г. Проскурин. – Тамбов : Изд-во ФГБОУ ВО «ТГТУ», 2017. – 79 с. – ISBN 978-5-8265-1834-2.

### *Статьи в журналах из перечня ВАК:*

3. **Потлов, А. Ю.** Использование топологических скелетов для коррекции артефактов объема движения в оптической когерентной томографии и эластографии / А. Ю. Потлов // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2024. – Т. 12, № 4. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1715>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2024.47.4.008

4. **Потлов, А. Ю.** Фрактальный подход к численному моделированию фотонного транспорта в биологических тканях на основе метода статистических испытаний Монте-Карло / А. Ю. Потлов // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2024. – Т. 12, № 3. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1648>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2024.46.3.022

5. An Approach for Patient-Specific Hemodynamics Modeling Taking into Account Biomechanical Properties of the Cerebral Artery / S. Frolov, S. Sindeev, **A. Potlov**, D. Liepsch // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2018. – No. 5. – P. 26 – 29.

6. Фролов, С. В. Идентификация спекл-структур для нужд картирования потоков биологических жидкостей / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2022. – Т. 28, № 1. – С. 17 – 23. – DOI: 10.17277/vestnik.2022.01.pp.017-023

7. Исследование геометрии и механических свойств атеросклеротических бляшек на стенках сосудов методами интраваскулярной оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова, С. Г. Проскурин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2021. – Т. 27, № 1. – С. 42 – 49. – DOI: 10.17277/vestnik.2021.01.pp.042-049
8. Ветров, А. Н. Оценка эффективности пространственной интерполяции при обработке совмещенных разнодиапазонных изображений / А. Н. Ветров, **А. Ю. Потлов** // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2022. – Т. 10, № 1. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1094>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.014
9. Моделирование пульсирующих потоков крови для задач оптической когерентной томографии в офтальмологии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин, Т. А. Фролова // Журнал радиоэлектроники [Электронный журнал]. – 2020. – № 11. – URL : <http://jre.cplire.ru/jre/nov20/3/text.pdf>. – DOI: 10.30898/1684-1719.2020.11.3
10. Фролов, С. В. Оценка механических свойств стенок кровеносных сосудов на основе использования эндоваскулярной оптической когерентной эластографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2020. – Т. 8, № 4. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=837>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2020.31.4.001
11. Фролов, С. В. Оптическая когерентная вискозиметрия / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2021. – Вып. 12. – С. 256 – 261. – DOI: 10.24412/2071-6168-2021-12-256-261
12. Алгоритм повышения тканевого контраста при визуализации структуры сильно рассеивающих сред методом оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова, С. Г. Проскурин // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2020. – Т. 26, № 4. – С. 504 – 512. – DOI: 10.17277/vestnik.2020.04.pp.504-512
13. Модель сердечно-сосудистой системы с регуляцией на основе нейронной сети / С. В. Фролов, А. А. Коробов, Д. Ш. Газизова, **А. Ю. Потлов** // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2021. – № 2. – С. 79 – 94. – DOI: 10.21685/2227-8486-2021-2-5
14. Фролов, С. В. Моделирование интерференционного сигнала во внутрисосудистом пространстве для систем оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Известия Тульского государственного университета. Технические науки. – 2020. – Вып. 11. – С. 294 – 302.
15. Двухэтапная процедура синтеза управления нелинейными нестационарными объектами с использованием многослойного перцептрона / С. В. Фролов, С. В. Синдеев, А. А. Коробов, К. С. Савинова, **А. Ю. Потлов** // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2020. – Т. 8, № 3. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=822>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2020.30.3.028
16. Фролов, С. В. Реконструкция структурных изображений эндоскопической оптической когерентной томографии посредством учета спекл-паттернов / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Инженерный вестник Дона. – 2020. – № 10. – URL : [ivdon.ru/ru/magazine/archive/n10y2020/6647](http://ivdon.ru/ru/magazine/archive/n10y2020/6647)
17. Обработка разнодиапазонных изображений на базе матричных приборов с зарядовой связью / А. Н. Ветров, **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов, Д. Е. Судаков // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2022. – Т. 10, № 1. – URL : <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1072>. – DOI: 10.26102/2310-6018/2022.36.1.011
18. Фролов, С. В. Цветовое картирование одной выбранной скорости в знакопеременных потоках биологических жидкостей с помощью доплеровской оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин // Биотехносфера. – 2017. – Т. 50, № 2. – С. 11 – 15.
19. Фролов, С. В. Алгоритм описания оптической структуры биомедицинских объектов и их фантомов для задач импульсной диффузионной оптической томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, А. А. Пилягин // Инженерный вестник Дона. – 2017. – № 3. – URL : <http://www.ivdon.ru/ru/magazine/archive/N3y2017/4296>

*Статьи в зарубежных изданиях, индексируемых базами данных Web of Science и Scopus:*

20. **Potlov, A. Yu.** Visualization of Anatomical Structures of Biological Tissues by Optical Coherence Tomography with Digital Processing of Morphological Data / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Biomedical Engineering. – 2020. – V. 54, Is. 1. – P. 9 – 13. – DOI: 10.1007/s10527-020-09964-8

21. **Potlov, A. Yu.** Numerical Simulation of Photon Migration in Homogeneous and Inhomogeneous Cylindrical Phantoms / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Optics and Spectroscopy. – 2020. – V. 128, Is. 6. – P. 835 – 842. – DOI: 10.1134/S0030400X20060168
22. **Potlov, A. Yu.** Evaluation of Geometric Characteristics and Internal Structure of Atherosclerotic Plaques on the Walls of the Blood Vessels and their Phantoms using Intravascular Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2021. – V. 11845. – Art. No. 118450O. – DOI: 10.1117/12.2590618
23. **Potlov, A. Yu.** Young's Modulus Evaluation for the Blood Vessel Walls using Intravascular Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. G. Proskurin, S. V. Frolov // Proceedings of International Conference on e-Health and Bioengineering (EHB), Iasi (Romania), 2020. – Art. No. 9280242. – DOI: 10.1109/EHB50910.2020.9280242
24. Newtonian and non-Newtonian blood flow at a 90°-bifurcation of the cerebral artery: a comparative study of fluid viscosity models / S. V. Frolov, S. V. Sindeev, D. Liepsch, A. Balasso, P. Arnold, J. S. Kirschke, S. Prothmann, **A. Yu. Potlov** // Journal of Mechanics in Medicine and Biology. – 2018. – V. 18, Is. 5. – Art. No. 1850043. – DOI: 10.1142/S0219519418500434
25. Frolov, S. V. Doppler Mapping of Blood Flow in Soft Biological Tissues Based on Digital Processing of Raw Data Obtained by Real-Time Optical Coherence Tomography / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov** // Biomedical Engineering. – 2021. – V. 55, Is. 2. – P. 79 – 83. – DOI: 10.1007/s10527-021-10075-1
26. **Potlov, A. Yu.** Tissue-Like Phantoms Mimicking Blood Vessel for Intravascular Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. G. Proskurin, S. V. Frolov // Proceedings of SPIE. – 2021. – V. 11845. – Art. No. 118450P. – DOI: 10.1117/12.2590620
27. Monte Carlo Simulation of a Biological Object with Optical Coherent Tomography Structural Images using a Voxel-Based Geometry of a Medium / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**, D. A. Petrov, S. G. Proskurin // Quantum Electronics. – 2017. – V. 47, Is. 4. – P. 347 – 354. – DOI: 10.1070/QEL16204
28. Young's Modulus Evaluation of the Walls of Cerebral Arteries with Aneurysms / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**, S. G. Proskurin, T. A. Frolova // Proceedings of Medical Technologies Congress, Antalya (Turkey), 2020. – Art. No. 9299261. – DOI: 10.1109/TIPTEKNO50054.2020.9299261
29. Frolov, S. V. An Endoscopic Optical Coherence Tomography System with Improved Precision of Probe Positioning / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov** // Biomedical Engineering. – 2019. – V. 53, Is. 1. – P. 6 – 10. – DOI: 10.1007/s10527-019-09866-4
30. **Potlov, A. Yu.** Evaluation of Dynamic Viscosity of Turbid Fluids using Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2021. – V. 11846. – Art. No. 118460R. – DOI: 10.1117/12.2590621
31. Frolov, S. V. Selection of Flow-Diverter Stent Models using Optical Coherence Tomography and Mathematical Modeling of Hemodynamics / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**, S. V. Sindeev // Biomedical Engineering. – 2018. – V. 51, Is. 6. – P. 381 – 384. – DOI: 10.1007/s10527-018-9754-7
32. CFD and MRI Studies of Hemodynamic Changes after Flow Diverter Implantation in a Patient-Specific Model of the Cerebral Artery / S. V. Frolov, S. V. Sindeev, J. S. Kirschke, P. Arnold, S. Prothmann, D. Liepsch, A. Balasso, **A. Potlov**, I. Larrabide, S. Kaczmarz // Experiments in Fluids. – 2018. – V. 59. – Art. No. 176. – DOI: 10.1007/s00348-018-2635-8
33. Numerical Modeling of the Effects of a Flow-Diverting Stent on Hemodynamic Characteristics in a Cerebral Aneurysm / S. V. Frolov, S. V. Sindeev, **A. Yu. Potlov**, D. Liepsch // Biomedical Engineering. – 2017. – V. 50, Is. 6. – P. 363 – 366. – DOI: 10.1007/s10527-017-9656-0
34. **Potlov, A. Yu.** Tissue-Mimicking Phantoms of Human Retina with Consideration to Blood Circulation for Doppler Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2020. – V. 11457. – Art. No. 114571S. – DOI: 10.1117/12.2563859.
35. **Potlov, A.** Features of Diffuse Photon Migration in Soft Biological Tissue / A. Potlov, S. Frolov, S. Proskurin // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – V. 1084. – Art. No. 012012. – DOI: 10.1088/1742-6596/1084/1/012012
36. Compression Elastography and Endoscopic Optical Coherence Tomography for Biomechanical Properties Evaluation of Cerebral Arteries Walls with Aneurysm and their Phantoms / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**, T. A. Frolova, S. G. Proskurin // AIP Conference Proceedings. – 2019. – V. 2140. – Art. No. 020020. – DOI: 10.1063/1.5121945
37. Monte-Carlo Simulation of OCT Structural Images of Human Skin using Experimental B-Scans and Voxel based Approach to Optical Properties Distribution / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**,

D. A. Petrov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2017. – V. 10336. – Art. No. 103360Z. – DOI: 10.1117/12.2269659

38. **Potlov, A. Yu.** An Algorithm for Speckle Noise Reduction in Endoscopic Optical Coherence Tomography Structural Imaging / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2019. – V. 11065. – Art. No. 110650W. – DOI: 10.1117/12.2523236

39. **Potlov, A. Yu.** An Algorithm for Improving the Quality of Structural Images of Turbid Media in Endoscopic Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2018. – V. 10716. – Art. No. 1071609. – DOI: 10.1117/12.2314967

40. Optical Coherence Elastography of Human Blood Vessel Walls and their Phantoms / S. Frolov, **A. Potlov**, S. Proskurin, T. Frolova // Proceedings of IEEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics (EExPolytech), St. Petersburg (Russia), 2020. – Art. No. 9243950. – DOI: 10.1109/EExPolytech50912.2020.9243950

41. Phantoms of Optical and Stress-Related Properties of Cerebral Arteries with Aneurysms for Intravascular Optical Coherence Tomography / **A. Yu. Potlov**, S. V. Frolov, T. A. Frolova, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2020. – V. 11457. – Art. No. 114571Q. – DOI: 10.1117/12.2563854

42. **Potlov, A. Yu.** A Method for Evaluation of Absolute and Relative Blood Flow Velocities in Soft Biological Tissues using Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2021. – V. 11845. – Art. No. 118450N. – DOI: 10.1117/12.2590617

43. **Potlov, A. Yu.** Neuroimaging Technique using Time-Resolved Diffuse Optical Tomography and Inhomogeneity Localization Algorithm / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2019. – V. 11065. – Art. No. 110650Z. – DOI: 10.1117/12.2523239

44. **Potlov, A. Yu.** Borderline Reconstruction of Absorbing and Scattering Inhomogeneity in Biological Tissue using Time-Resolved Diffuse Optical Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2019. – V. 11065. – Art. No. 110650Y. – DOI: 10.1117/12.2523238

45. Sindeev, S. V. Mathematical Modeling of Blood Flow in a Patientspecific Model of the Middle Cerebral Artery Taking into Account Non-Newtonian Blood Behavior / S. V. Sindeev, S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov** // Proceedings of International Science and Technology Conference “EastConf”, Vladivostok (Russia), 2019. – Art. No. 8725318. – DOI: 10.1109/EastConf.2019.8725318

46. **Potlov, A. Yu.** An Algorithm for Localization of Optical Disturbances in Turbid Media using Time-Resolved Diffuse Optical Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2018. – V. 10716. – Art. No. 107160B. – DOI: 10.1117/12.2315096

47. **Potlov, A. Yu.** Young's Modulus Evaluation for Blood Vessel Equivalent Phantoms using Optical Coherence Elastography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2019. – V. 11065. – Art. No. 110650X. – DOI: 10.1117/12.2523237

48. Numerical Simulation of Low-Coherence Radiation Propagation in Turbid Media and Structural Image Reconstruction in Endoscopic Optical Coherence Tomography with Allowance for Speckle Fluctuations / S. V. Frolov, **A. Yu. Potlov**, S. V. Sindeev, S. G. Proskurin / Proceedings of International Multi-Conference on Industrial Engineering and Modern Technologies (FarEastCon), Vladivostok (Russia), 2018. – Art. No. 8602649. – DOI: 10.1109/FarEastCon.2018.8602649

49. **Potlov, A. Yu.** Specific Features of Movement of the Photon Density Normalized Maximum in Highly Scattering Media with Tissue-Like Optical Properties / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2017. – V. 10336. – Art. No. 103360Y. – DOI: 10.1117/12.2269328

50. **Potlov, A. Yu.** Numerical Simulation of Optical Coherence Tomography Interference Signal Occurring in the Intravascular Space under a Layer of Soft Biological Tissue / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2020. – V. 11457. – Art. No. 114571R. – DOI: 10.1117/12.2563858

51. High-Precision Evaluation of Stress-Related Properties of Blood Vessel Walls using Intravascular Optical Coherence Elastography with Forward-View Probe / **A. Yu. Potlov**, S. V. Frolov, T. A. Frolova, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2020. – V. 11457. – Art. No. 114571P. – DOI: 10.1117/12.2563849

52. **Potlov, A. Yu.** Color Mapping of One Specific Velocity of a Biological Fluid Flows with Complex Geometry using Optical Coherence Tomography / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of SPIE. – 2018. – V. 10716. – Art. No. 107160A. – DOI: 10.1117/12.2314439

53. Combined Method of Neurocontrol for Nonlinear Non-Stationary Object / S. Frolov, S. Sindeev, A. Korobov, **A. Potlov** // Proceedings of International Conference on Control Systems, Mathematical Modeling, Automation and Energy Efficiency (SUMMA), Lipetsk (Russia), 2020. – Art. No. 9280705. – DOI: 10.1109/SUMMA50634.2020.9280705

*Патенты на изобретения и полезные модели:*

54. Пат. 2742917 Российская Федерация, МПК А61В 5/02, А61В 6/03, G06Т 7/20. Способ определения модуля сдвига для стенки кровеносного сосуда на основе интраваскулярной оптической когерентной томографии / **Потлов А. Ю.**, Фролов С. В., Фролова Т. А. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2019141019 ; заявл. 12.12.2019 ; опубл. 11.02.2021, Бюл. № 5.

55. Пат. 2763677 Российская Федерация, МПК А61В 5/02, G06Т 7/00, G06Т 9/00, А61В 5/0285. Способ бесконтактного цветового доплеровского картирования кровотока в сосудах сетчатки глаза и зрительного нерва / **Потлов А. Ю.**, Фролов С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020143114 ; заявл. 25.12.2020 ; опубл. 30.12.2021, Бюл. № 1.

56. Пол. мод. 205369 Российская Федерация, МПК А61В 17/3207, А61В 17/22, G01В 9/02. Устройство интраваскулярного зонда для совместного использования ротационной атерэктомии и оптической когерентной томографии / **Потлов А. Ю.**, Фролов С. В., Фролова Т. А. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020141152 ; заявл. 14.12.2020 ; опубл. 12.07.2021, Бюл. № 20.

57. Пат. 2767875 Российская Федерация, МПК А61В 6/03. Способ оценки стабильности атеросклеротической бляшки посредством интраваскулярной оптической когерентной томографии / Фролов С. В., Фролова Т. А., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020141141 ; заявл. 14.12.2020 ; опубл. 22.03.2022, Бюл. № 9.

58. Пат. 2759070 Российская Федерация, МПК А61В 5/0255. Способ оценки внутренней структуры атеросклеротических бляшек посредством интраваскулярной оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020140848 ; заявл. 11.12.2020 ; опубл. 09.11.2021, Бюл. № 31.

59. Пат. 2669732 Российская Федерация, МПК А61В 6/03, G06Т 7/20. Способ определения модуля продольной упругости стенки кровеносного сосуда на основе эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Синдеев С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2017143495 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 15.10.2018, Бюл. № 29.

60. Пат. 2691619 Российская Федерация, МПК А61В 6/00. Способ определения коэффициента Пуассона для стенки кровеносного сосуда на основе эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Фролова Т. А. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2018144095 ; заявл. 13.12.18 ; опубл. 14.06.19, Бюл. № 17.

61. Пат. 2768150 Российская Федерация, МПК А61В 6/03. Способ оценки факторов риска разрыва церебральной аневризмы после установки потоконаправляющего стента / Фролов С. В., Фролова М. С., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020141108 ; заявл. 14.12.2020 ; опубл. 23.03.2022, Бюл. № 9.

62. Пат. 2682459 Российская Федерация, МПК А61В 6/00, G09В 23/28. Способ формирования фантомов кровеносных сосудов для эндоскопической оптической когерентной эластографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Проскурин С. Г., Синдеев С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2017143499 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 19.03.2019, Бюл. № 8.

63. Пол. мод. 205368 Российская Федерация, МПК А61В 17/94, А61В 8/12, G01В 9/02. Устройство интраваскулярного зонда для совместного использования прицельной биопсии и оптической когерентной томографии / Фролов С. В., Фролова Т. А., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2020141148 ; заявл. 14.12.2020 ; опубл. 12.07.2021, Бюл. № 20.

64. Пол. мод. 196595 Российская Федерация, МПК G01В 9/02, G01N 21/39. Устройство спектроскопической оптической когерентной томографии эндоскопическим зондом / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2019141025 ; заявл. 12.12.2019 ; опубл. 06.03.2020, Бюл. № 7.

65. Пол. мод. 187692 Российская Федерация, МПК А61В 5/00, А61В 6/03, А61В 1/06, А61В 3/10. Устройство эндоскопической оптической когерентной томографии с коррекцией волнового

фронта / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2018144097 ; заявл.13.12.18 ; опубл. 14.03.19, Бюл. № 8.

66. Пол. мод. 198741 Российская Федерация, МПК А61М 25/00. Устройство эндоскопического зонда для спектроскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2019141026 ; заявл. 12.12.2019 ; опубл. 24.07.2020, Бюл. № 21.

67. Пат. 2692225 Российская Федерация, МПК А61В 3/00. Способ ангиографии в эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Фролова Т. А. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2018144093 ; заявл. 13.12.18 ; опубл. 21.06.19, Бюл. № 18.

68. Пат. 2692220 Российская Федерация, МПК А61В 3/00. Способ цветового доплеровского картирования в эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2018144096 ; заявл. 13.12.18 ; опубл. 21.06.19, Бюл. № 18.

69. Пат. 2636864 Российская Федерация, МПК А61В 6/00. Способ выбора модели стента для процедуры стентирования церебральных артерий с аневризмой / Фролов С. В., Синдеев С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2015145079 ; заявл. 20.10.15 ; опубл. 28.11.17, Бюл. № 34.

70. Пол. мод. 187572 Российская Федерация, МПК G09В 23/28, А61В 5/00. Устройство для формирования пульсирующих потоков в фантомах кровеносных сосудов / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2018144094 ; заявл.13.12.18 ; опубл. 12.03.19, Бюл. № 8.

71. Пат. 2679947 Российская Федерация, МПК А61В 6/00, А61В 1/00, G02В 27/48. Способ получения структурных изображений в эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Проскурин С. Г., Синдеев С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2017143491 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 14.02.2019, Бюл. № 5.

72. Пат. 2636189 Российская Федерация, МПК А61В 6/00. Способ выбора потока направляющего стента / Фролов С. В., Синдеев С. В., **Потлов А. Ю.** ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2016112096 ; заявл. 30.03.16 ; опубл. 21.11.17, Бюл. № 33.

73. Пол. мод. 184084 Российская Федерация, МПК А61М 25/00, А61В 6/00. Устройство эндоскопического зонда для оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Проскурин С. Г., Синдеев С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2017143485 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 15.10.18, Бюл. № 29.

74. Пол. мод. 179037 Российская Федерация, МПК А61В 6/00. Устройство эндоскопической оптической когерентной томографии / Фролов С. В., **Потлов А. Ю.**, Проскурин С. Г., Синдеев С. В. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО «ТГТУ». – № 2017143479 ; заявл. 13.12.17 ; опубл. 25.04.18, Бюл. № 12.

#### *Свидетельства о регистрации программ для ЭВМ:*

75. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2023686492. Количественная оценка коэффициента внутреннего трения для биологических жидкостей и жидких лекарственных форм на основе оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов.** – 6 декабря 2023 г.

76. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2023685025. Количественная оценка профиля нелинейного деформирующего воздействия на анализируемый биологический объект и управление распределением механического напряжения под нагруженной областью / **А. Ю. Потлов.** – 22 ноября 2023 г.

77. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2021664533. Оптическая когерентная эластография мягких биологических тканей для нужд офтальмологии и дерматологии / **А. Ю. Потлов.** – 8 сентября 2021 г.

78. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2021664816. Количественная и качественная оценка биомеханических свойств тканей человека посредством оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов,** С. В. Фролов. – 14 сентября 2021 г.

79. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2022683905. Построение топологического скелета для амплитудной и фазовой составляющих интерференционного сигнала при оптической когерентной томографии и эластографии / **А. Ю. Потлов,** К. С. Савинова. – 8 декабря 2022 г.

80. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2022683161. Количественная оценка абсолютных смещений анатомических структур биологической ткани по контрольным точкам при оптической когерентной эластографии / **А. Ю. Потлов**, К. С. Савинова. – 1 декабря 2022 г.

81. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020665120. Формирование цветowych доплеровских картограмм для офтальмологических приложений оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов. – 23 ноября 2020 г.

82. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020665119. Формирование структурного изображения мягкой биологической ткани в спектроскопической оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов. – 23 ноября 2020 г.

83. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020665053. Формирование функциональных изображений мягкой биологической ткани в спектроскопической оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов. – 20 ноября 2020 г.

84. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019667385. Оценка относительной скорости кровотока в мягких биологических тканях на основе анализа флукуаций спекл-структур на ОКТ-сканах / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 23 декабря 2019 г.

85. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019667383. Цветовое доплеровское картирование кровотока в сосудах сетчатки и зрительного нерва с использованием оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов. – 23 декабря 2019 г.

86. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019666244. Построение структурных изображений в спектроскопической оптической когерентной томографии эндоскопическим зондом / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов. – 6 декабря 2019 г.

87. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665746. Численное моделирование оптических свойств и геометрии тканей глаза человека / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 10 декабря 2018 г.

88. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665745. Численное моделирование распространения непрерывного низкокогерентного излучения ближнего инфракрасного диапазона в мягких биологических тканях / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 10 декабря 2018 г.

89. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665744. Численное моделирование кровотока в биологических тканях и его влияния на процесс формирования ОКТ-изображения / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 10 декабря 2018 г.

90. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665129. Моделирование потоков биологических жидкостей сквозь плоскость ОКТ-сканирования и оценка пространственного спектра формируемых спекл-структур / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 3 декабря 2018 г.

91. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665092. Доплеровское картирование потоков биологических жидкостей с учетом функции корреляции спекл-структур / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 3 декабря 2018 г.

92. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018665091. Определение коэффициента Пуассона для мягких биологических тканей с использованием эндоскопической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 3 декабря 2018 г.

93. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018664884. ОКТ-ангиография по динамике изменения контраста спекл-структур последовательности ОКТ-изображений / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 26 ноября 2018 г.

94. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018664883. Численное моделирование спекл-структур в дифракционном поле и в области ОКТ-изображения / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 26 ноября 2018 г.

95. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018610465. Построение цветowych эластограмм в эндоскопической оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**. – 11 января 2018 г.

96. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664769. Трехмерная визуализация поверхности и внутренней структуры атеросклеротической бляшки в интраваскулярной оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, Т. А. Фролова, **А. Ю. Потлов**. – 18 ноября 2020 г.

97. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664768. Идентификация структурных составляющих в составе атеросклеротической бляшки на основе данных интраваскулярной оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов, Т. И. Авсиевич. – 18 ноября 2020 г.



98. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664767. Количественная оценка биомеханических свойств атеросклеротических отложений в интраваскулярной оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов, С. Г. Проскурин. – 18 ноября 2020 г.
99. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664606. Оценка нестабильности и типа атеросклеротической бляшки на основе данных интраваскулярной оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин. – 16 ноября 2020 г.
100. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664605. Автоматизированная оценка пространственного положения и геометрии раскрытия потоконаправляющего стента на основе данных интраваскулярной оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, М. С. Фролова, **А. Ю. Потлов**. – 16 ноября 2020 г.
101. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2020664515. Количественная оценка целесообразности хирургических вмешательств по коррекции кровотока в церебральной артерии с установленным потоконаправляющим стентом / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев. – 13 ноября 2020 г.
102. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019667384. Картирование одной выбранной скорости в офтальмологических приложениях доплеровской оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин. – 23 декабря 2019 г.
103. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019667379. Численное моделирование процессов миграции фотонов и формирования В-сканов в спектроскопической оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин, Т. И. Авсиевич. – 23 декабря 2019 г.
104. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019667378. Построение функциональных изображений в спектроскопической оптической когерентной томографии эндоскопическим зондом / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев. – 23 декабря 2019 г.
105. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019666246. Построение цветowych эластограмм в интраваскулярной оптической когерентной томографии / **А. Ю. Потлов**, С. В. Фролов, Т. А. Фролова. – 6 декабря 2019 г.
106. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019666245. Численное моделирование движения сканирующего пучка излучения в спектроскопической оптической когерентной томографии эндоскопическим зондом / С. В. Фролов, И. А. Толстухин, М. С. Фролова, **А. Ю. Потлов**. – 6 декабря 2019 г.
107. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2019665541. Моделирование влияния отраженных и малократно рассеянных фотонов на процесс построения структурных изображений в оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, В. О. Черешнев, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин. – 25 ноября 2019 г.
108. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018610467. Обработка структурных ОКТ-изображений для использования в компрессионной эластографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев, С. Г. Проскурин – 11 января 2018 г.
109. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018610466. Детектирование и предварительная обработка интерференционного сигнала в эндоскопической оптической когерентной томографии / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев. – 11 января 2018 г.
110. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № № 2018610105. Модель локальной гемодинамики конкретного пациента / С. В. Фролов, С. В. Синдеев, **А. Ю. Потлов**. – 9 января 2018 г.
111. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018611120. Индивидуализация математической модели локальной гемодинамики церебральной артерии под конкретного пациента с учетом индивидуальных биомеханических свойств стенки церебральной артерии / С. В. Фролов, С. В. Синдеев, **А. Ю. Потлов**. – 24 января 2018 г.
112. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018610627. Определение модуля Юнга для биологических тканей и жидкостей на основе структурных ОКТ-изображений до и после деформирующего воздействия / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. В. Синдеев. – 15 января 2018 г.
113. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018612853. СПИР врача при индивидуализированной оценке предоперационного состояния гемодинамики пациентов с острыми нарушениями мозгового кровообращения / С. В. Фролов, С. В. Синдеев, **А. Ю. Потлов**. – 1 марта 2018 г.

114. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2018612852. Расчет гемодинамики церебральной артерии с учетом патологических факторов глобальной гемодинамики / С. В. Фролов, С. В. Синдеев, **А. Ю. Потлов**. – 1 марта 2018 г.

115. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2017615206. Моделирование оптических и механических свойств биологических тканей / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин, С. В. Синдеев. – 5 мая 2017 г.

116. Свидетельство о гос. регистрации программы для ЭВМ № 2017615147. Моделирование распространения когерентного излучения в биологических тканях и их фантомах / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, С. Г. Проскурин, С. В. Синдеев. – 4 мая 2017 г.

*Материалы всероссийских и международных научных конференций:*

117. **Потлов, А. Ю.** Принципы цифровой обработки сигналов при оптической когерентной эластографии мягких биологических тканей / А. Ю. Потлов // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы : сб. тр. XXXVII Всерос. науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов. – Рязань, 2024. – С. 3 – 7.

118. Фролов, С. В. Анализ влияния характеристик потока биологической жидкости сквозь плоскость ОКТ-сканирования на интерференционный сигнал / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы : сб. тр. XXXIII Всерос. науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов. – Рязань, 2020. – С. 340 – 344.

119. **Потлов, А. Ю.** Оптическая когерентная эластография биологических тканей с использованием экзогенных и эндогенных деформирующих воздействий / А. Ю. Потлов // Тематический выпуск журнала «Фундаментальные основы механики» по материалам одноименной IX Междунар. науч.-практ. конф. – СПб., 2024. – № 14. – С. 153 – 156.

120. **Потлов, А. Ю.** Построение и оценка зависимости «механическое напряжение–деформация» для сильно рассеивающей среды с оптическими и механическими свойствами мягкой биологической ткани / А. Ю. Потлов // Тематический выпуск журнала «Фундаментальные основы механики» по материалам одноименной IX Междунар. науч.-практ. конф. – СПб., 2024. – № 14. – С. 150 – 152.

121. **Потлов, А. Ю.** Оптическая когерентная томография и эластография с корректировкой артефактов объемных движений / А. Ю. Потлов // Актуальные проблемы медицинской науки и образования (АПМНО-2023) : сб. ст. по материалам IX Междунар. науч. конф. – Пенза, 2023. – С. 196 – 199.

122. **Потлов, А. Ю.** Оценка профиля деформирующего воздействия на исследуемую сильно рассеивающую среду при оптической когерентной эластографии эндоскопическим зондом / А. Ю. Потлов // Тематический выпуск журнала «Автоматизированное проектирование в машиностроении» по материалам одноименной XI Междунар. науч.-практ. конф. – СПб., 2023. – № 15. – С. 118 – 120.

123. Фролов, С. В. Разработка комплексного метода сканирования для одноволновой и спектроскопической интраваскулярной оптической когерентной томографии: техническая реализация и модельные исследования / С. В. Фролов, **А. Ю. Потлов**, Т. А. Фролова // Математическое моделирование и суперкомпьютерные технологии : тр. XXI Междунар. конф. – Н. Новгород, 2021. – С. 379 – 384.

124. **Потлов, А. Ю.** Моделирование оптических и механических свойств стенок кровеносных сосудов для нужд компрессионной эластографии на основе эндоскопической оптической когерентной томографии / А. Ю. Потлов, С. В. Фролов, Т. А. Фролова // VI Съезда биофизиков России : сб. науч. тр. : в 2 т. – Краснодар, 2019. – Т. 2. – С. 132–133.

125. **Potlov, A. Yu.** Numerical Simulation of Optical Coherence Tomography Interference Signal Occurring in the Intravascular Space / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, T. A. Frolova, S. G. Proskurin // Proceedings of International conference on Advanced Laser Technologies 2019. – Prague (Czech Republic), 2019. – P. 318.

126. **Potlov, A. Yu.** Photon Density Normalized Maximum Movement in Soft Biological Tissue Considering Turbid Media Deformation / A. Yu. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Proceedings of International conference on Advanced Laser Technologies 2017. – Busan (South Korea), 2017. – P. 198.

Потлов Антон Юрьевич

**МЕТОДЫ И СРЕДСТВА  
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ЭЛАСТОГРАФИИ  
МЯГКИХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ  
ЭКЗОГЕННЫХ И ЭНДОГЕННЫХ ДЕФОРМИРУЮЩИХ ВОЗДЕЙСТВИЙ**

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени  
доктора технических наук

Подписано в печать 16.01.2025.

Формат 60 × 84/32. 2 печ. л. Тираж 100 экз. Заказ № 42

Издательский центр ФГБОУ ВО «ТГТУ»  
392000, г. Тамбов, ул. Советская, д. 106, к. 14.  
Телефон (4752) 63-81-08.  
E-mail: izdatelstvo@tstu.ru

---

---

Отпечатано в типографии ФГБОУ ВО «ТГТУ»  
392008, г. Тамбов, ул. Мичуринская, д. 112А.  
E-mail: tipo\_tstu68@mail.ru