

На правах рукописи



КУРНИКОВ Алексей Александрович

**ВЛИЯНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ
И ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК
ПЬЕЗОПОЛИМЕРНЫХ ДЕТЕКТОРОВ
НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ОПТОАКУСТИЧЕСКОЙ
ВИЗУАЛИЗАЦИИ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

1.3.7 – акустика

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Нижний Новгород – 2025

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

Научный руководитель: Субочев Павел Владимирович, кандидат физико-математических наук, ФГБНУ «Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики им. А.В. Гапонова-Грехова Российской академии наук» (г. Нижний Новгород)

Официальные оппоненты: Сапожников Олег Анатольевич, доктор физико-математических наук, профессор, ФГБОУ ВО «Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова» (г. Москва);

Аносов Андрей Анатольевич, доктор физико-математических наук, профессор, ФГАОУ ВО «Первый Московский государственный медицинский университет им. И.М. Сеченова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (г. Москва)

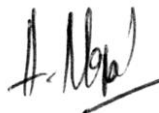
Ведущая организация: ФГБОУ ВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского» (г. Саратов)

Защита состоится «22» декабря 2025 г. в 15:00 часов на заседании диссертационного совета 24.1.238.03 при ИПФ РАН (603950, г. Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46).

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

Автореферат разослан «12» ноября 2025 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета
кандидат физико-математических наук



А. И. Малеханов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Оценка состояния периферических сосудов является важной задачей при диагностике сердечно-сосудистых заболеваний, таких как артериальная и венозная недостаточность, сахарный диабет, посттромботический синдром и др. Кроме того, приоритетными направлением являются исследования в области онкологических заболеваний на примере изучения морфологии микрососудистой сети в экспериментальных опухолях. Для выполнения таких задач необходимы неинвазивные методы визуализации, способные обеспечивать детальные изображения сосудов размером от десятков до сотен микрометров на глубине до нескольких миллиметров.

Существующие неинвазивные методы визуализации такие, как компьютерная томография (КТ), магнитно-резонансная томография (МРТ), ультразвуковые исследования (УЗИ) и различные оптические методы обладают своими преимуществами и недостатками. МРТ является неинвазивным методом, позволяющим осуществлять трехмерную ангиографию человека без ограничений по глубине исследования. Однако пространственное разрешение современных МРТ ограничено примерно 500 мкм и как правило требует экзогенного контрастирования [1]. КТ позволяет визуализировать с высоким разрешением и глубиной, но все еще не подходит для детальной визуализации микроциркуляторного русла, а также кроме экзогенного контрастирования оказывает вредное ионизирующее лазерное воздействие [2]. Оптические когерентные методы (микроскопия, ОКТ) обеспечивают высокий контраст и субмикронное пространственное разрешение, но ограничены глубиной визуализации до нескольких сотен микрон из-за сильного оптического рассеяния в биологических тканях [3–5], тем самым не предоставляя информацию о более глубокорасположенных сосудах. Метод оптической диффузионной спектроскопии (ОДС) позволяет неинвазивно исследовать биологические ткани [6, 7], получая информацию о спектральных характеристиках тканей (концентрация окси-/дезоксигемоглобина, коэффициенты поглощения и рассеяния функциональные характеристики). Однако ОДС не предоставляет пространственного поперечного разрешения. Ультразвуковые (УЗ) системы визуализации обладают достаточной глубиной ангиографического исследования, но как правило страдают от низкого пространственного разрешения, поскольку неспособны различать сигналы от мелких сосудов с низкой скоростью кровотока [8]. Также контраст УЗИ, как правило, значительно уступает контрасту оптических методов МРТ/КТ/ОКТ/ОДС.

Тема проводимых в диссертации исследований сосредоточена в области биомедицинской оптоакустической (ОА) визуализации сосудов (ангиографии). ОА ангиография – это перспективный, быстроразвивающийся, неинвазивный метод визуализации, основанный на оптоакустическом эффекте [9–11]. В методе биологические ткани зондируются короткими наносекундными

лазерными импульсами, а детектируются ультразвуковые импульсы от оптических поглотителей. Такими поглотителями являются гемоглобин-содержащие сосуды, которые при взаимодействии с лазерным излучением испытывают нагрев с последующим термоупругим расширением, что приводит к генерации широкополосной ультразвуковой волны. ОА-визуализация сочетает в себе преимущества оптических и ультразвуковых методов, обеспечивая оптический контраст без существенной потери пространственного разрешения на больших глубинах, связанных с рассеянием фотонов [12]. Таким образом ОА метод предоставляет детальные изображения как микрососудистой сети, так и более крупных глубокозалегających (> 1 мм) сосудов. Глубина визуализации ограничена в основном проникновением рассеянного оптического излучения в биологических тканях, а также чувствительностью УЗ-детекторов. Так, например, для длины волны 532 нм глубина визуализации достигает 2 мм [13], а для 1064 нм может достигать более 1 см [14].

Одним из способов реализации оптоакустического метода визуализации является технология сканирующей оптоакустической микроскопии (ОАМ) [15]. На сегодняшний день существуют коммерческие ОАМ для клинических и доклинических исследований. Примерами являются системы [16], коммерциализированные компанией iThera Medical (Германия), и системы компании Advantest (Япония). Похожие устройства находят широкое применение в исследованиях кожных заболеваний [17–20] исследованиях онкологических заболеваний на опухолевых моделях [21, 22] и в нейровизуализации [23, 24]. Помимо биомедицинских исследований с использованием коммерческих систем проводятся научно-исследовательские работы, направленные на разработку новых и совершенствование текущих ОА систем. Одним из важнейших направлений в таких исследованиях является разработка новых УЗ детекторов [25, 26].

Ключевые задачи, решаемые исследователями при разработке новых УЗ-детекторов – теоретический расчет и экспериментальная реализация амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) детекторов под конкретные медицинские приложения [27]. Для регистрации ОА-импульсов от поглотителей света различного размера (от нескольких микрон до сотен микрон) полоса приема детектора должна быть от нескольких мегагерц до ~100 мегагерц [28]. Такая частотная полоса, например, необходима для одновременного отслеживания изменений как в мелких сосудистых сплетениях дермы, так и в более крупных сосудах подкожно-жировой ткани. Амплитуды давления достигающие поверхности детекторов в ОА-визуализации, как правило, невелики и ограничены допустимой дозой освещенности лазерного излучения на поверхности биологических тканей (20 мДж/см² для длины 532 нм, 100 мДж/см² для длины волны 1064 нм в соответствии со стандартами лазерной безопасности ANSI [29]). Чувствительность детектора обычно определяется как минимальная обнаруживаемая амплитуда давления сигнала относительно уровня шума, и называется эквивалентным шумовым давлением (NEP). Для регистрации

сигналов с высоким отношением сигнала к шуму (SNR) чувствительность должна быть порядка нескольких паскалей или субпаскалей.

Ширина полосы стандартных пьезоэлектрических детекторов обычно не превосходит 50 % от центральной частоты, а чувствительности не всегда бывает достаточно для обнаружения слабых сигналов от мельчайших сосудов [27]. Так, например, чувствительность пьезоэлектрического зонда с апертурой 1 мм, предназначенного для внутрисосудистого обнаружения ультразвука, составляет всего 1,8 кПа в полосе 16 МГц [30]. Игольчатый гидрофон на основе поливинилиденфторида (ПВДФ) с апертурой 1 мм от компании Precision Acoustics (Великобритания) обеспечивает заметно лучшую чувствительность ~50 Па в полосе 12 МГц, но все еще не достаточную для эффективной ОА ангиографии. Сферически фокусирующий детектор на основе ниобата лития (LiNbO_3) компании Olympus NDT panametrics (США) демонстрирует пиковую чувствительность 1,5 Па на центральной частоте 50 МГц при ширине полосы ~50 МГц по уровню -6 дБ. Однако чувствительность на низких частотах (< 25 МГц) для такого детектора заметно снижена, из-за чего визуализация сосудов диаметром порядка более 100 мкм затруднена.

В различных исследованиях были также предложены полностью оптические интерферометрические методы регистрации ОА-сигналов с использованием микрокольцевых резонаторов [31–34] или датчиков Фабри – Перо [30, 35], которые могут обеспечить широкую полосу приема и довольно высокую чувствительность (достигнуто среднее значение $\text{NEP} = 105$ Па в полосе 350 МГц для микрокольцевого резонатора, достигнуто пиковое значение $\text{NEP} = 2$ Па в полосе 20 МГц для датчика Фабри – Перо). Такие системы в свою очередь очень сложны и дороги, требуют множества дополнительных оптических устройств, что затрудняет их интеграцию в двухмодальные системы визуализации или использование в томографических системах с сотнями элементов [36].

Еще одним критическим параметром во многих оптоакустических приложениях является угол приема УЗ-детектора, в котором приемник может эффективно обнаруживать сигналы. Пьезоэлектрические элементы, как правило, являются направленными и обеспечивают углы приема ниже $\pm 20^\circ$ [37]. Для мониторинга подкожно пересаженных опухолей чаще применяются системы сканирующей ОАМ с акустическим разрешением, в которых используются фокусирующие пьезоэлектрические детекторы с акустическими линзами. Область обнаружения и пространственное разрешение системы сильно зависит от числовой апертуры (NA) линзы. Однако числовая апертура коммерческих УЗ-детекторов обычно не превосходит 0,5 (приведено значение для одноэлементных детекторов компании Olympus NDT panametrics). В работах [38, 39] было показано, что качество изображения заметно улучшается при использовании детекторов с более высоким угловым покрытием (достигнутая числовая апертура $\text{NA} \sim 0,74$). Увеличивая угол акустического сбора, система может лучше отображать произвольно ориентированные структуры,

генерирующие оптоакустические сигналы с сильной направленностью. Это особенно важно при исследовании экспериментальных опухолей, содержащих сложно извитые сосудистые сети.

Исходя из вышеперечисленных проблем, можно сказать, что совершенствование детектирующей части ОАМ является крайне актуальной задачей. Параметры ультразвуковых приемников играют ключевую роль в обеспечении качества и достоверности записи оптоакустических сигналов. Однако большинство коммерческих детекторов не обладают одновременно необходимыми характеристиками, такими как высокая чувствительность, широкая полоса частот и оптимальное угловое покрытие. Поэтому исследования, проводимые в данной работе, сосредоточены на теоретическом и экспериментальном анализе характеристик пьезополимерных детекторов с последующей их апробацией в сканирующих оптоакустических установках и оценкой эффективности предлагаемых подходов.

Цели и задачи

Цель диссертационной работы – оптимизация пьезополимерных детекторов для сканирующей оптоакустической визуализации, направленная на расширение ее функциональных возможностей для конкретных биомедицинских приложений за счет управления амплитудно-частотными и геометрическими характеристиками.

Задачи, решаемые в ходе выполнения работы:

1. Анализ чувствительности и частотной полосы приема пьезополимерных детекторов с использованием теоретической модели описания пьезоэлектрических преобразователей методом электромеханического четырехполюсника.
2. Экспериментальное измерение чувствительности поршневых детекторов на основе ПВДФ и поливинилиденфторид-трифторэтилена (ПВДФ-ТрФЭ) материалов методом сравнения с эталонным гидрофоном.
3. Разработка численной модели на основе программного пакета k-Wave для исследования влияния амплитудно-частотных характеристик и геометрии ультразвуковых детекторов на качество визуализации сосудистой сети в ОАМ акустического разрешения.
4. Апробация разработанных пьезополимерных детекторов в системах сканирующей оптоакустической микроскопии: оценка пространственного разрешения, отношения сигнала к шуму, глубины диагностики, глубины резкости.
5. Исследование эффективности ОАМ оптического разрешения с использованием детектора на основе оптически прозрачной ПВДФ-ИТО пьезопленки и игольчатого гидрофона на основе ПВДФ-ТрФЭ пьезопленки.
6. Разработка численной модели на основе программных пакетов k-Wave и Монте-Карло для исследования оптимизации геометрии ультразвуковых детекторов в ОАМ на основе GRIN линз.

7. Экспериментальное исследование возможностей системы ОАМ на основе GRIN линзы и кольцевого детектора.

Научная новизна

Впервые для эффективной оптоакустической визуализации сосудистой сети экспериментальных опухолей разработан пьезополимерный сферически фокусирующий детектор с высокой числовой апертурой $NA = 0,9$.

Для эффективного приема ультразвуковых сигналов в сканирующем оптоакустическом микроскопе, использующем короткофокусный оптический объектив ($NA \sim 1$), предложены детекторы двух типов: детектор на основе оптически прозрачной ПВДФ-ИТО пьезопленки и игольчатый гидрофон на основе ПВДФ-ТрФЭ пьезопленки.

Для повышения чувствительности оптоакустических микроскопов оптического разрешения с протяженным оптическим фокусом впервые предложен пьезополимерный детектор с геометрией сферически фокусирующего тонкого кольцевого сегмента.

Положения, выносимые на защиту

1. Пьезополимерные детекторы, имеющие высокую чувствительность (более 1 мкВ/Па) в широкой частотной полосе (1–30 МГц), обеспечивают возможность оптоакустической визуализации светопоглощающих структур на пространственных масштабах 50–1500 мкм.

2. Сферически фокусирующие пьезополимерные детекторы с высоким угловым покрытием $>90^\circ$ и полосой приема 1–30 МГц обеспечивают эффективную регистрацию сигналов в сканирующей оптоакустической микроскопии акустического разрешения от протяженных структур, ориентированных под углами свыше 45° относительно плоскости сканирования.

3. Применение пьезополимерных детекторов с геометрией тонкого $(L/\lambda \sim 2)$ кольцевого сегмента в оптоакустической микроскопии оптического разрешения позволяет расширить глубину резкости и повысить эффективность регистрации сигналов от аксиально-протяженных оптоакустических источников по сравнению с полноапертурными сферически фокусирующими детекторами.

Теоретическая и практическая значимость работы

Теоретические и численные результаты проводимых исследований могут быть использованы для проектирования и последующего изготовления ультразвуковых детекторов, применяемых в системах ультразвуковой и оптоакустической визуализации, где важны высокая чувствительность и широкая полоса приема.

Экспериментальные измерения, подтверждающие теоретические выводы, а также апробация предложенных подходов вносят существенный вклад в развитие оптоакустического метода, приближая его к практическому применению в доклинических и клинических исследованиях. Повышение эффективности неинвазивной визуализации, включая увеличение чувствительности, пространственного разрешения и глубины диагностики, позволит проводить более точный анализ трехмерных сосудистых структур.

Методология исследования

Разработка численных моделей осуществлялась в среде Matlab на основе программных пакетов k-Wave и Монте-Карло, принцип которых подробно изложен в работах [40, 41]. При теоретических расчетах чувствительности пьезополимерных детекторов использовалась модель описания преобразователя в виде электромеханического четырехполюсника [42]. Для проведения экспериментов по измерению чувствительности, а также для осуществления оптоакустической визуализации использовалось современное оборудование, такое как импульсный твердотельный лазер с длиной волны 532 нм (Onda 532, Bright Solutions), аналого-цифровой преобразователь (CSE25216, GaGe), высокоскоростные пьезосканеры (V-408.132020, PI micos), механические подвижки (Thorlabs), оптические крепления (Thorlabs) и др. Для анализа полученных данных использовалась программная среда Matlab. Для разработки детекторов использовались высококачественные материалы, такие как пьезополимерные пленки ПВДФ и ПВДФ-ТрФЭ (PolyK), пьезокерамические диски (Stem Inc.), эпоксидные смолы и электропроводящие клеи.

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность полученных результатов в проводимых исследованиях обусловлена хорошим согласованием экспериментальных результатов с теоретическими расчетами и численными результатами, а также хорошей повторяемостью результатов фантомных и *in vivo* экспериментов.

Основные результаты диссертационной работы докладывались на следующих международных и российских конференциях: «XXV Нижегородская сессия молодых ученых» (10–13 ноября 2020 года), «European conference on biomedical optics» (20–24 июня 2021 года), «Asia communications and photonics conference» (4–11 ноября 2023 года), «International conference laser optics» (1–5 июля 2024 года), «Флуоресценция для биомедицины» (8–11 сентября 2024 года), «International conference on laser applications in life sciences» (11–14 октября 2024 года).

Результаты работ были отмечены наградами: лучший стендовый доклад (конференция «Флуоресценция для биомедицины»), премия за лучший постер (конференция «Asia communications and photonics conference»).

По полученным результатам опубликовано 7 статей в рецензируемых журналах, входящих в базы Web of Science, Scopus или RSCI.

Диссертационная работа выполнена при поддержке гранта РФФИ № 19-75-10055 и при поддержке Центра компетенций «Центр фотоники», финансируемого Министерством науки и высшего образования Российской Федерации, соглашение № 075-15-2020-906.

Личный вклад автора

Все приведенные в диссертации результаты получены либо лично автором, либо при его непосредственном участии. Теоретические расчеты и численное моделирование выполнены автором лично. Автор является одним из основных исполнителей экспериментов, проводимых на разрабатываемых оптоакустических установках. Автор непосредственно участвовал в получении, обработке и интерпретации экспериментальных данных. Анализ и интерпретация полученных результатов проводились совместно с научным руководителем к.ф.-м.н. П.В. Субочевым. Разработка экспериментальных стендов и пьезополимерных детекторов была выполнена совместно с М.Б. Прудниковым, В.А. Воробьевым и д.т.н. В.В. Казаковым. Исследования, включающие работы с лабораторными животными, проводились совместно с биологами К.Г. Павловой и к.б.н. А.Г. Орловой.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы и списка публикаций по теме диссертации. Объем диссертации составляет 108 страниц, включая 39 рисунков и 7 таблиц. Список литературы содержит 102 наименования. Список публикаций по теме диссертации содержит 9 наименований, включая 7 статей и 2 тезиса конференций.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обосновывается актуальность диссертационной работы, формулируется цель и ставятся задачи исследований, указываются научная новизна, практическая значимость работы, кратко описывается содержание диссертации, приводятся основные положения, выносимые на защиту.

Первая глава посвящена теоретическому и экспериментальному анализу чувствительности ультразвуковых пьезополимерных детекторов на основе ПВДФ и ПВДФ-ТрФЭ пьезопленок. Для теоретического анализа используется модель описания пьезоэлектрических поршневых преобразователей в виде электромеханических четырехполюсников (раздел 1.1). При таком анализе электрические (U – напряжение и I – ток) и акустические (V – скорость колебаний и F – сила) параметры связываются между собой через матрицу частотно-зависимых комплексных коэффициентов A_{11} , A_{12} , A_{21} , A_{22} . Чувстви-

тельность поршневого приемника, определяемую как отношение электрического напряжения, возникающего между электродами пьезоэлектрического элемента, к амплитуде падающего давления, при этом можно рассчитать по формуле

$$K_{rec} \left[\frac{\text{В}}{\text{Па}} \right] = \left| \frac{2S_0}{A_{21}z_2S_0 + A_{22}} \right|, \quad (1)$$

где S_0 – площадь поверхности пьезоэлектрического приемника, z_2 – удельное акустическое сопротивление рабочей среды, а коэффициенты A_{21} и A_{22} теоретически выводятся из уравнения движения пьезоэлектрической пластины и уравнений прямого и обратного пьезоэффектов.

В разделе 1.2 вводится еще одна мера чувствительности детекторов – шумовой эквивалент давления (NEP), характеризующий минимально обнаруживаемое давление на уровне шума и определяемый формулой

$$\langle NEP \rangle_{[f_1, f_2]} = \sqrt{\langle U_\Sigma^2 \rangle_{[f_1, f_2]}} / \langle K_{rec} \rangle_{[f_1, f_2]}. \quad (2)$$

Здесь $\langle NEP \rangle_{[f_1, f_2]}$ – среднее значение NEP, $\langle K_{rec} \rangle_{[f_1, f_2]}$ – средняя чувствительность, $\sqrt{\langle U_\Sigma^2 \rangle_{[f_1, f_2]}}$ – шум в заданной частотной полосе. При этом шум детектора включает в себя тепловые шумы электрической цепи и шум предусилителя.

Раздел 1.3 содержит основные параметры пьезополимерных и пьезокерамических материалов, такие как плотность, скорость звука, диэлектрическая проницаемость, коэффициент электромеханической связи и другие параметры, необходимые для теоретических расчетов чувствительности.

В разделе 1.4 приведены результаты теоретических расчетов чувствительности идеально акустически-демпфированных пьезополимерных детекторов в зависимости от параметров детекторов. В разделе исследовано как входное сопротивление R , паразитная емкость C_1 детектора и толщина пьезопленки l влияют на чувствительность. Детекторы на основе тонкой пьезопленки обеспечивают широкую полосу приема, однако имеют меньшую чувствительность. Входное сопротивление определяет нижнюю частоту отсечки полосы приема ($f_{cut} = \frac{1}{2\pi RC}$), а увеличение паразитной емкости снижает чувствительность детектора. Паразитная емкость действует как делитель сигнала. Регистрируемый детектором сигнал пропорционален отношению емкости пьезоэлемента к общей емкости детектора $C_0/(C_1 + C_0)$, что в особенности необходимо учитывать для пьезополимерных пленок с низкой собственной емкостью.

В разделе 1.5 описывается методология экспериментального измерения чувствительности и NEP поршневых пьезополимерных детекторов. На рис. 1 приведена схема экспериментальной установки. Чувствительность детекторов определяется относительным методом. Он заключается в сравнении измерен-

ных спектров ОА-импульсов, полученных с помощью исследуемых детекторов, со спектром, полученным с помощью калиброванного гидрофона (NH0500, Precision Acoustics). В ходе эксперимента тонкая (15 мкм) светопоглощающая пленка облучается короткими лазерными импульсами, в результате чего генерируются короткие ОА-импульсы, регистрируемые детекторами. Длительность таких импульсов может достигать нескольких десятков наносекунд, что обеспечивает широкий частотный спектр сигнала. Сравнивая оптоакустические спектры исследуемых детекторов со спектром эталонного гидрофона с известной чувствительностью, можно определить чувствительность в широком диапазоне частот.



Рис. 1. Схема экспериментальной установки для измерения чувствительности пьезополимерных детекторов

Раздел 1.6 содержит экспериментальные результаты измерения чувствительности детекторов на основе пленок ПВДФ и ПВДФ-ТрФЭ разной толщины (20/25/120 мкм) в полосе 1–30 МГц. В соответствии с результатами теоретических расчетов (рис. 2) спектры от более тонкой пленки (20/25 мкм) характеризуются более широкой полосой, но меньшей чувствительностью, чем от более толстой пленки (120 мкм). Также из полученных результатов следует, что чувствительность детекторов на основе ПВДФ-ТрФЭ материала примерно в два раза выше, чем у детекторов на основе ПВДФ материала. Это различие можно объяснить высоким значением коэффициента электромеханической связи k_t и низкой диэлектрической проницаемостью ϵ ПВДФ-ТрФЭ по сравнению с ПВДФ.

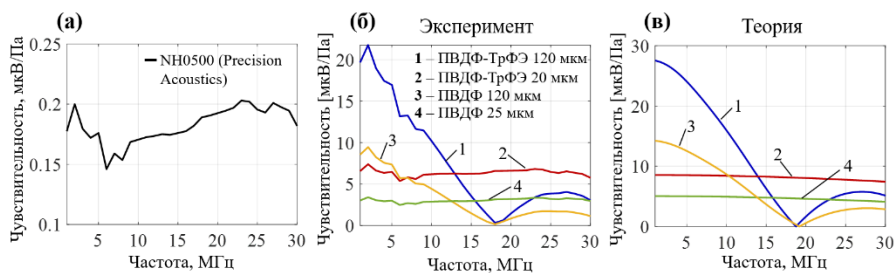


Рис. 2. Результаты измерения чувствительности пьезополимерных детекторов: *а* – калибровочная кривая чувствительности для коммерческого гидрофона NH0500 (Precision Acoustics); *б* и *в* – экспериментальная и теоретическая чувствительность пьезополимерных детекторов

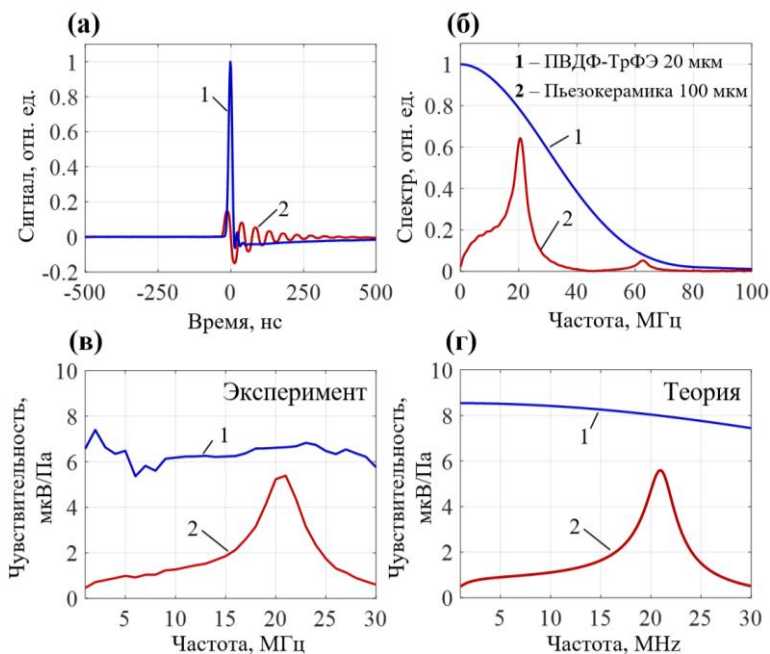


Рис. 3. Сравнение чувствительности детекторов на основе ПВДФ-ТрФЭ и пьезокерамики: *а* и *б* – оптоакустические сигналы и их спектры; *в* и *г* – экспериментальная и теоретическая чувствительность

В разделе также приводится сравнение чувствительности пьезополимерного детектора на основе 20 мкм ПВДФ-ТрФЭ пленки с детектором на основе пьезокерамики (рис. 3) толщиной 100 мкм (≈ 20 МГц резонансная частота). Средняя чувствительность в диапазоне частот 1–30 МГц для пьезокерамиче-

ского детектора составила 1,92 мкВ/Па, что почти в 3 раза ниже значения для пьезополимерного детектора (6,4 мкВ/Па). Низкая чувствительность пьезокерамического детектора в основном объясняется высокой диэлектрической проницаемостью ϵ этого материала ($\epsilon \approx 1900$). Это сравнение демонстрирует эффективность использования пьезополимерных материалов с низкой диэлектрической проницаемостью для пассивной ультразвуковой регистрации, и в особенности при регистрации слабых сигналов от сосудов в оптоакустической визуализации.

В главе 2 рассматривается влияние чувствительности, полосы приема Δf_A , центральной частоты f_A и числовой апертуры NA фокусирующих пьезополимерных детекторов на формирование оптоакустических изображений. В частности, такие параметры влияют на пространственное разрешение оптоакустических микроскопов акустического разрешения ($R_{L,AR} \sim 0.7 \frac{v_A}{NA \cdot f_A}$ – латеральное разрешение, $R_A \sim 0.9 \frac{v_A}{\Delta f_A}$ – аксиальное разрешение, v_A – скорость звука в среде).

В разделе 2.1 приведена схема сканирующего ОАМ акустического разрешения (рис. 4), предназначенного для визуализации сосудистой сети в трехмерном объеме. Система визуализации включает такие основные части, как импульсный наносекундный лазер с диодной накачкой (длина волны $\lambda = 532$ нм), аналого-цифровой преобразователь, систему позиционирования с контроллерами движения и сферически фокусирующий пьезоэлектрический детектор.

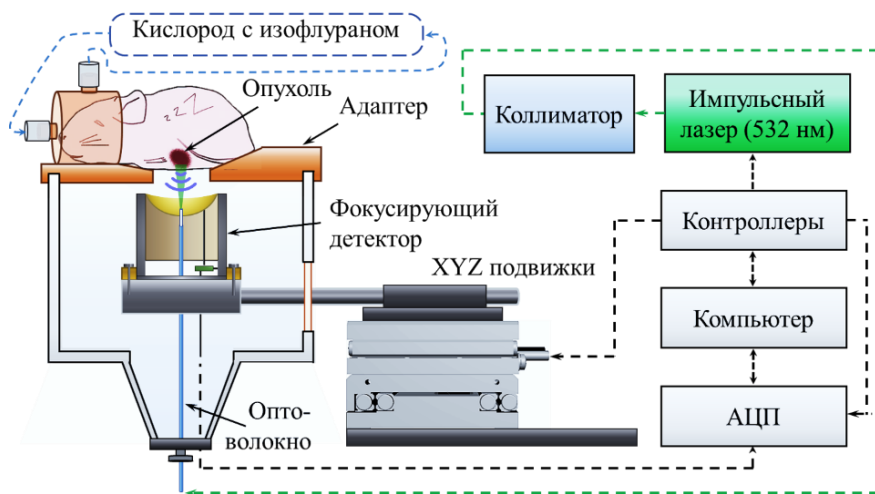


Рис. 4. Схема сканирующего оптоакустического микроскопа акустического разрешения для визуализации сосудистой сети экспериментальных опухолей

В разделе 2.2 исследуется влияние амплитудно-частотных характеристик пьезополимерных детекторов на качество оптоакустической визуализации. В численной модели показано, что ограниченная полоса приемника позволяет визуализировать объекты определенного масштаба, а для корректного восстановления объектов диаметром от 15 до 300 мкм (от капилляров до крупных артериол и венул) требуется широкая и равномерная полоса приема от 0,1 до 100 МГц. Также приводятся результаты экспериментального сравнения двух сферически фокусирующих пьезополимерных детекторов на основе ПВДФ с разной толщиной пьезопленки (9 и 25 мкм), которые, как следует из результатов главы 1, обладают различными амплитудно-частотными характеристиками. Сравнение оптоакустической визуализации для двух широкополосных детекторов проводится в разных частотных диапазонах (0,1–5 МГц, 5–40 МГц, 40–100 МГц) как на фантомах (перекрестья из микроволокон), так и на экспериментальных опухолях (рис. 5). Результаты в обоих случаях показывают, что детектор на основе тонкой 9-микронной пленки (ПВДФ-9) обеспечивает более контрастную визуализацию мелких структур, таких как капилляры опухоли и микроволокна, в то время как детектор на основе толстой 25-микронной пленки (ПВДФ-25) лучше визуализирует крупные глубокозалегающие объекты, включая сосуды нормальной ткани.

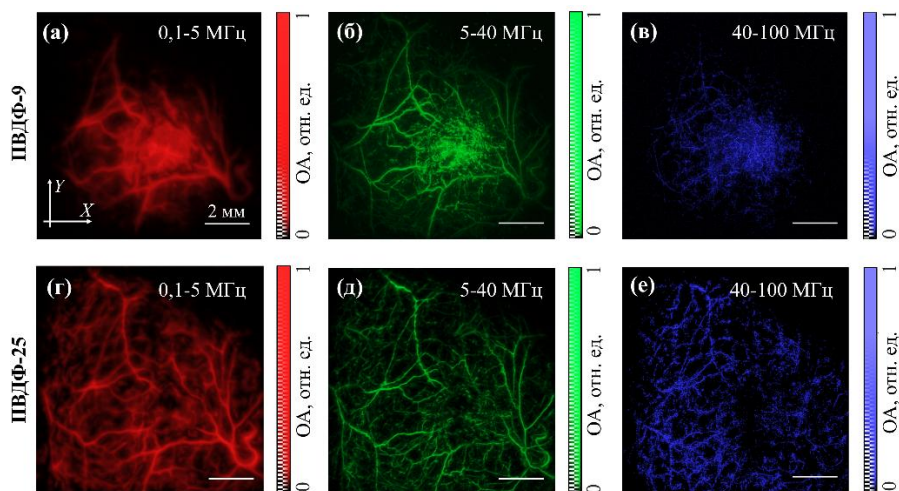


Рис. 5. Оптоакустическая визуализация сосудистой сети экспериментальной опухоли СТ26 детекторами с разной толщиной пьезопленки: *а, б, в* – результаты для детектора ПВДФ-9; *г, д, е* – результаты для детектора ПВДФ-25

В разделе 2.3 рассматривается влияние числовой апертуры NA фокусирующих детекторов на оптоакустическую визуализацию протяженных структур. В численном двухмерном моделировании показано, что в результате ска-

нирования горизонтально расположенных протяженных линий изображения после реконструкции получаются схожими и различаются лишь степенью латерального размытия, обусловленного разным пространственным разрешением детекторов с различной числовой апертурой. При сканировании источника, содержащего протяженные линии с разным наклоном и дуги, низкая числовая апертура ограничивает восстановление объектов с крутым углом наклона. Экспериментально данный эффект подтвержден при оптоакустической визуализации как спирального фантома, так и сосудистой сети экспериментальной опухоли (рис. 6) с помощью двух детекторов на основе ПВДФ с числовыми апертурами 0,4 и 0,9.

Детектор с низкой числовой апертурой неспособен визуализировать самые мелкие капилляры, что связано как с худшим пространственным разрешением (120 мкм против 60 мкм), так и с высокой извитостью сосудов. Кроме того, наклонные сосуды, простирающиеся от центра опухоли к ее периферии, также частично исчезают с изображения из-за малого углового покрытия детектора.

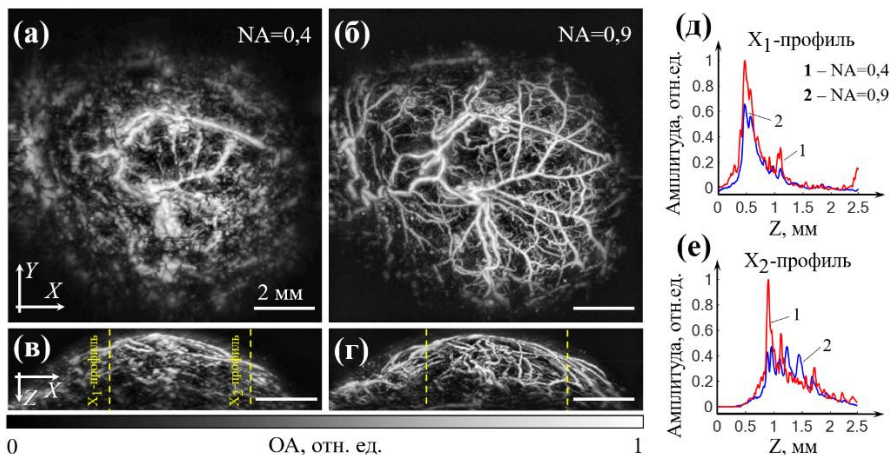


Рис. 6. Оптоакустическая визуализация сосудистой сети экспериментальной опухоли SN-12C детекторами с разной числовой апертурой: *а, в* – изображения в разных проекциях, полученные с помощью детектора с $NA = 0,4$; *б, д* – изображения в разных проекциях, полученные с помощью детектора с $NA = 0,9$; *е, ф* – профили сигналов вдоль оси Z при фиксированных значениях X_1 и X_2

Также проводимые экспериментальные исследования на 50-микронных медных проволоках демонстрируют, что, несмотря на острую фокусировку детектора с числовой апертурой 0,9, сохраняется значительная глубина визуализации. Это обусловлено особенностями алгоритмов реконструкции изображений и широкой полосой пропускания детектора (1–30 МГц), охватывающей низкочастотные компоненты сигналов. В процессе акустической ре-

конструкции участвуют сигналы различных частот, регистрируемые с различных направлений, что позволяет восстанавливать изображения источников с высоким отношением сигнал/шум, физически расположенных далеко за пределами глубины резкости ($\text{DOF} = 0,5 \text{ мм}$).

Глава 3 посвящена способам повышения чувствительности оптоакустических микроскопов оптического разрешения, использующих остросфокусированное лазерное излучение для возбуждения оптоакустических импульсов.

В разделе 3.1 приведена схема ОАМ оптического разрешения, которая включает в себя лазерный импульсный источник, аналого-цифровой преобразователь, оптические элементы для управления оптическим путем, короткофокусный объектив для фокусировки излучения на объект исследования и гальванометрические зеркала, осуществляющие сканирование лазерным лучом. Такой микроскоп обеспечивает субмикронное латеральное пространственное разрешение, определяемое оптической длиной волны λ_o и числовой апертурой NA_o объектива ($R_{L,OR} \sim 0,5 \frac{\lambda_o}{NA_o}$). Источники оптоакустических импульсов в таком случае имеют небольшие микронные размеры, и акустическая волна быстро затухает при распространении на миллиметровые расстояния от них. Поэтому такие микроскопы требовательны к высокой чувствительности ультразвуковых приемников.

В разделах 3.2 и 3.3 рассмотрены два типа пьезополимерных детекторов, обеспечивающих высокий сигнал/шум без усреднения данных: детектор на основе ПВДФ пьезопленки с оптически прозрачными электродами из оксида индия-олова (ИТО) и игольчатый гидрофон на основе ПВДФ-ТрФЭ пьезопленки.

Детектор на основе ПВДФ-ИТО пленки (раздел 3.2) реализован в виде единого корпуса с широкополосным (1–100 МГц) усилителем ($K = 30$). 48-микронная ПВДФ-ИТО пленка обладает светопропусканием в 57 % на длине волны 532 нм, что позволяет размещать детектор непосредственно на короткофокусном ($\approx 2 \text{ мм}$) объективе и пропускать лазерные импульсы прямо через пьезопленку, не повреждая ее, без сильных потерь и искажений сигналов (рис. 7). Также ПВДФ материал в сочетании с близко расположенным малошумящим усилителем обеспечивают шумовой эквивалент давления 8,4 Па в широкой полосе 1–16 МГц.

Второй способ заключается в использовании игольчатого миниатюрного гидрофона, который может быть расположен также вблизи короткофокусного объектива на небольшом миллиметровом расстоянии. Коммерческие гидрофоны не обладают достаточной чувствительностью, связанной с большой паразитной емкостью ($\approx 10 \text{ пФ}$) по сравнению с емкостью чувствительного элемента (2,6 пФ для ПВДФ диаметром 0,5 мм) и достаточным усилением сигнала. Поэтому был разработан гидрофон с небольшой паразитной емкостью 1,3 пФ на основе чувствительной 20-микронной ПВДФ-ТрФЭ пьезопленки с емкостью 0,7 пФ для диаметра приемного элемента 0,5 мм.

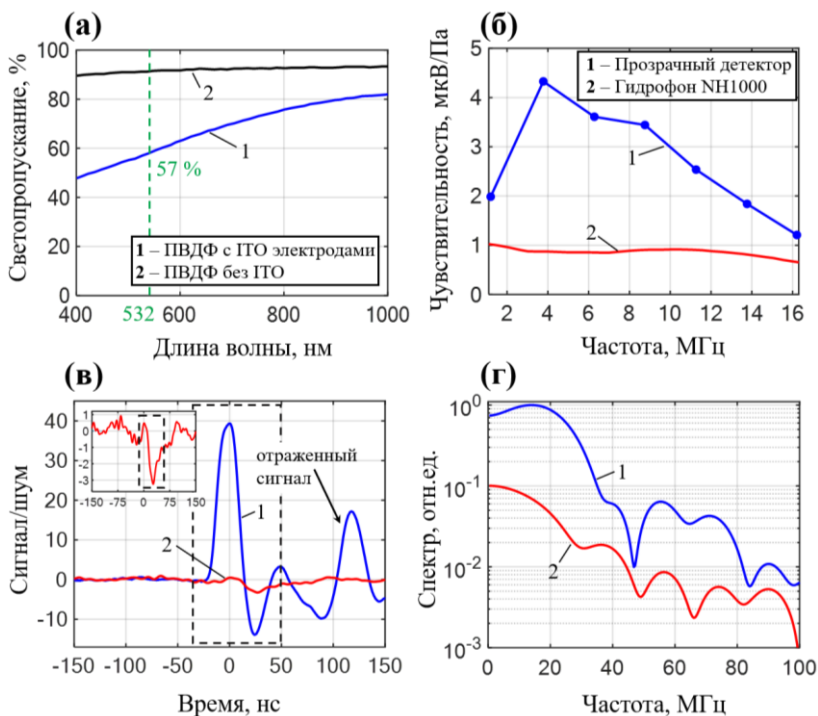


Рис. 7. Характеристики оптически прозрачного пьезополимерного детектора: *а* – светопропускание приемного элемента; *б* – чувствительность оптически прозрачного детектора в сравнении с гидрофоном NH1000 (Precision Acoustic); *в* и *г* – отношение сигнала к шуму и спектр сигнала, зарегистрированного от образца черной тонкой ленты

Сохранение высокого отношения сигнал/шум и миниатюризация гидрофона обеспечивается также за счет двухкаскадного усилителя, первый каскад ($K = 5$) которого помещается вблизи приемного элемента, а второй ($K = 6$) на значительном удалении от приемного элемента. Гидрофон демонстрирует шумовой эквивалент давления 14 Па в полосе 1–25 МГц, что в 9 раз лучше по сравнению с коммерческим гидрофоном NH0500 (Precision Acoustic). На рис. 8 приведены результаты ОА-визуализации фантомов в виде микроволокон и края хирургического лезвия, а также участков микрососудистой сети уха и мозга мыши, полученных без усреднения сигналов с разрешением $\approx 0,5$ мкм.

В главе 4 рассматривается задача оптимизации приема сигналов в ОАМ оптического разрешения с протяженной оптической глубиной резкости. В отличие от ОАМ с короткофокусными объективами в таких системах латеральное разрешение заметно хуже (от нескольких микрон до ~ 10 мкм),

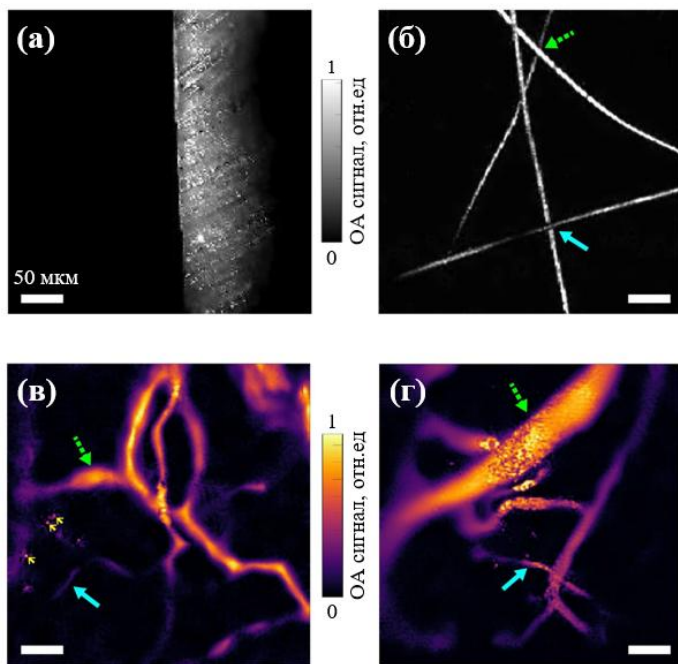


Рис. 8. Оптоакустические изображения, полученные с помощью системы ОАМ на основе короткофокусного объектива, интегрированной с игольчатым миниатюрным гидрофоном: *а* – изображение края хирургического лезвия; *б* – изображение углеродных волокон диаметром 7 мкм; *в* и *г* – изображения сосудов уха и мозга мыши, полученные *in vivo*. Зеленые пунктирные стрелки обозначают крупные сосуды диаметром ~29–46 мкм, тогда как синие сплошные стрелки обозначают микрокапилляры диаметром ~3–7 мкм. Желтые стрелки обозначают отдельные эритроциты

но при этом значительно шире оптическая длина Рэлея (более 100 мкм). Фокусное расстояние оптических линз, как правило, в таком случае достигает значения от нескольких миллиметров до нескольких десятков миллиметров. Поэтому нет острой необходимости в миниатюрных детекторах или оптически прозрачных приемных элементах. Однако возникает проблема в эффективном приеме оптоакустических сигналов из всего аксиально-протяженного оптического фокуса. Сферически фокусирующие ультразвуковые детекторы ограничены акустической глубиной резкости, а детекторы на основе линзы Бесселя имеют пониженную чувствительность. В данной главе рассматривается геометрия детектора в виде тонкого ($L = 100$ мкм) сферически фокусирующего кольцевого сегмента с высокой числовой апертурой ($NA = 0,84$), обеспечивающего как высокую чувствительность, так и протяженную акустическую глубину резкости.

В разделе 4.1 на основе численной модели исследуется распределение поглощенной энергии в сосудах разного диаметра, расположенных в биологических тканях на глубине 100 мкм, и последующая регистрация акустической волны от источника (место локализации поглощенной энергии). В случае аксиально вытянутого оптического луча ($NA = 0,06$) источниками являются аксиально вытянутые цилиндры диаметром ≈ 5 мкм (определяемым числовой апертурой оптического объектива) и длиной более 20 мкм, зависящей от диаметра сосуда. На рис. 9 приведены результаты двухмерного численного моделирования регистрации акустического импульса от вертикально протяженного источника кольцевыми детекторами с разным диаметром центрального отверстия. При увеличении отверстия сигнал, регистрируемый детектором, растет, что связано с дипольным характером излучения источника. Также при приближении диаметра центрального отверстия к размерам апертуры сферического детектора существенно расширяется акустическая глубина резкости (рис. 9, б).

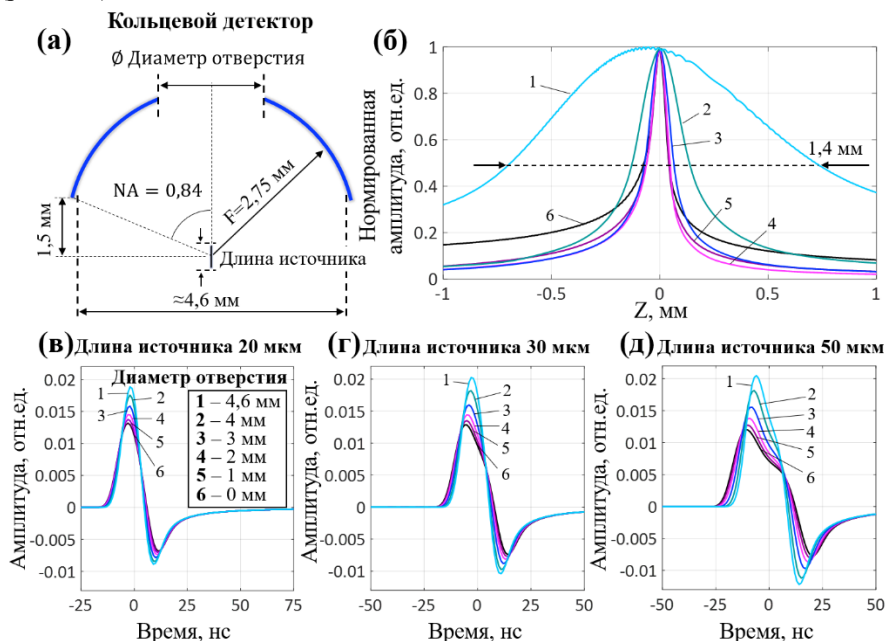


Рис. 9. Исследование эффективности регистрации оптоакустического сигнала от вертикального протяженного источника фокусирующим кольцевым детектором: а – геометрия детектора и вертикального источника в численном моделировании; б – акустическое поле приема вдоль оси Z для кольцевых детекторов с различными диаметрами центрального отверстия, создаваемое точечным сферическим источником; в, г, д – эффективность детектирования акустической волны в зависимости от диаметра центрального отверстия для вертикально вытянутых источников толщиной 5 мкм и длиной 20, 30 и 50 мкм

В разделе 4.2 приведена экспериментальная реализация системы ОАМ на основе линзы с градиентным показателем преломления (GRIN) и детектора в виде сферически фокусирующего кольцевого сегмента, а также рассмотрены основные преимущества этой системы. GRIN линза, припаянная на торец одномодового волокна, имеет большое фокусное расстояние (~ 8 мм) и маленькую апертуру (~ 1 мм), что обеспечивает аксиально-протяженный оптический фокус оптоакустической системы с разрешением ~ 5 мкм. На рис. 10 приведена схема системы с фотографией и конструкцией разработанного детектора в виде тонкого (100 мкм) кольцевого сегмента на основе 20-микронной ПВДФ-ТрФЭ пленки. Система схожа с ОАМ акустического разрешения, однако также включает оптические элементы для фокусирования оптического излучения в одномодовое волокно и механизмы юстировки внутри детектора для совмещения оптического и акустического фокусов. GRIN линза в сочетании с тонким кольцевым детектором обеспечивают как увеличенную глубину визуализации, так и повышенную чувствительность к аксиально-протяженным источникам.

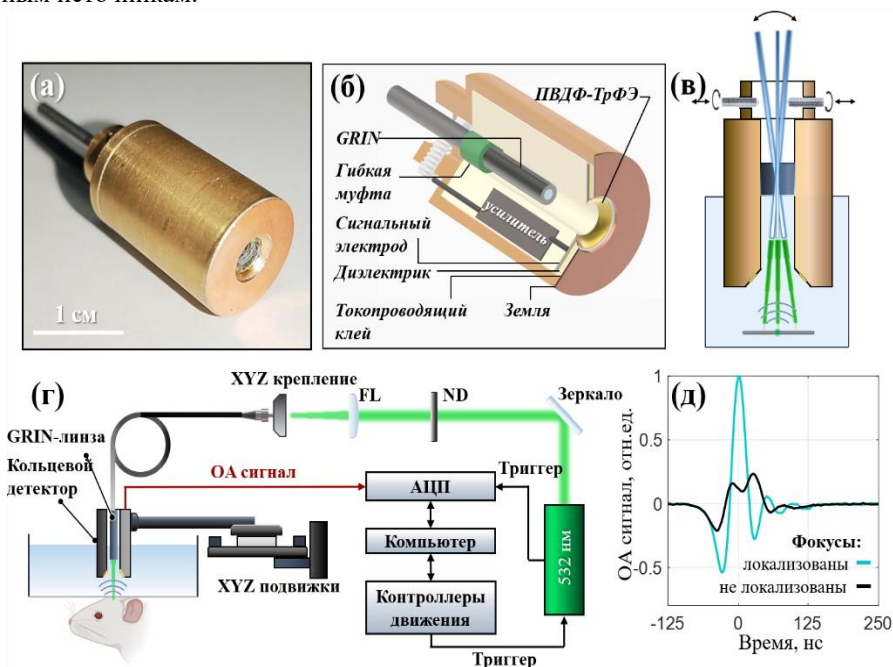


Рис. 10. Система ОАМ на основе GRIN линзы и кольцевого детектора: *а* – фотография кольцевого детектора на основе ПВДФ-ТрФЭ пленки; *б* – схема детектора, содержащая его основные части; *в* – процесс юстировки GRIN линзы; *г* – схема системы ОАМ (на схеме FL – фокусирующая линза, ND – нейтральный фильтр); *д* – пример сигналов на детекторе в случае совмещенных и не совмещенных оптического и акустического фокусов

На рис. 11 приведены результаты *in vivo* визуализации сосудистой сети головного мозга мыши. Результат демонстрирует достигнутую глубину резкости системы более 1 мм. На отдельном скане (рис. 11, б), содержащем преимущественно мелкие сосуды, наблюдается достаточно равномерное распределение сигналов по глубине. На пунктирных вставках отмечены области с микрососудами на различных глубинах визуализации (рис. 11, а), демонстрирующие сопоставимую четкость изображения. При этом система показывает высокий уровень сигнала к шуму от мелких сосудов (≈ 60) без повреждения как одномодового волокна, так и кровеносных сосудов при визуализации.

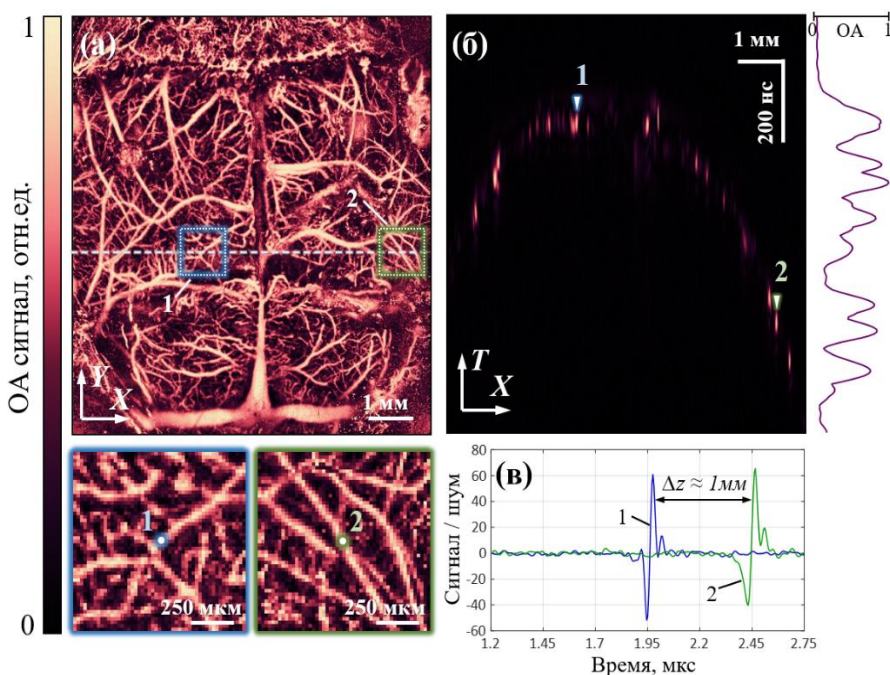


Рис. 11. Достигнутая глубина резкости системы в *in vivo* визуализации: а – проекция оптоакустического изображения сосудистой сети мозга мыши на плоскость XY с выделенными пунктирными квадратами (1 и 2), содержащие микрососуды с разной глубины; б – отдельно выделенный скан, содержащий сосуды с разной глубины; в – оптоакустические сигналы, полученные от сосудов, из областей 1 и 2

В заключении изложены основные результаты диссертационной работы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Теоретически и экспериментально установлено, что детекторы на основе пьезополимерных пленок ПВДФ-ТрФЭ обладают вдвое более высокой чувствительностью по сравнению с детекторами на основе ПВДФ, а также превосходят пьезокерамические детекторы как по чувствительности, так и по ширине частотной полосы приема. Экспериментально достигнуты субпаскальные значения шумового эквивалента давления для детекторов на основе ПВДФ-ТрФЭ: 0,3 Па в диапазоне частот 1–10 МГц (для пьезопленки толщиной 120 мкм) и 1,2 Па в диапазоне 1–30 МГц (для пьезопленки 20 мкм).

2. Экспериментальное сравнение сферически фокусирующих детекторов на основе пьезопленок толщиной 9 и 25 мкм для сканирующей оптоакустической микроскопии акустического разрешения выявило, что детектор с 25 мкм пьезопленкой обеспечивает расширенную глубину резкости и высокую чувствительность в низкочастотном диапазоне (0,1–5 МГц), что позволяет эффективно визуализировать глубоко расположенные структуры, в то время как детектор с 9 мкм пьезопленкой обеспечивает повышенную чувствительность в высокочастотной области (40–100 МГц), обеспечивая качественную визуализацию поверхностных и мелких структур.

3. Теоретический анализ и экспериментальные исследования выявили, что сферически фокусирующие пьезополимерные детекторы с высокой числовой апертурой ($NA = 0,9$) в сканирующей оптоакустической микроскопии акустического разрешения обеспечивают не только лучшее латеральное разрешение (60 мкм против 120 мкм у низкоапертурного аналога с $NA = 0,4$), но и существенно повышают точность визуализации наклонных протяженных структур и сложных морфологических особенностей по сравнению с традиционными низкоапертурными детекторами.

4. Для повышения чувствительности оптоакустических микроскопов оптического разрешения разработаны два пьезополимерных детектора: детектор на основе оптически прозрачной ПВДФ-ИТО пьезопленки и гидрофон с апертурой 0,5 мм на основе ПВДФ-ТрФЭ пьезопленки. Достигнуты значения шумового эквивалента давления 8,4 Па в полосе 1–16 МГц для детектора на основе ПВДФ-ИТО и 14 Па в полосе 1–25 МГц для детектора на основе ПВДФ-ТрФЭ.

5. Численно установлено, что ультразвуковой детектор с геометрией тонкого (100 мкм) сферически фокусирующего кольцевого сегмента с фокусным расстоянием 2,75 мм обеспечивает более чем на 50 % повышенную чувствительность в системах оптоакустической микроскопии с протяженным оптическим фокусом по сравнению с полноапертурными сферически фокусирующими детекторами. Для оптоакустической системы на основе детектора в виде кольцевого сферически фокусирующего сегмента и GRIN линзы экспериментально достигнута глубина резкости более 1 мм, а значение сигнал/шум 14 дБ от цельной крови при безопасных уровнях плотности потока лазерного излучения (20 мДж/см²).

СПИСОК ЦИТИРУЕМОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. *McDonald D. M., Choyke P. L.* Imaging of angiogenesis: from microscope to clinic // *Nature medicine*. 2003. V. 9, № 6. P. 713-725.
2. *Schambach S. J., Bag S., Schilling L., Groden C., Brockmann M. A.* Application of micro-CT in small animal imaging // *Methods*. 2010. V. 50, № 1. P. 2-13.
3. *Turner J., Belch J. J. F., Khan F.* Current concepts in assessment of microvascular endothelial function using laser Doppler imaging and iontophoresis // *Trends in cardiovascular medicine*. 2008. V. 18, № 4. P. 109-116.
4. *Moiseev A. et al.* Optical coherence tomography-based angiography device with real-time angiography B-scans visualization and hand-held probe for everyday clinical use // *Journal of biophotonics*. 2018. V. 11, № 10. P. e201700292.
5. *Blatter C. et al.* In situ structural and microangiographic assessment of human skin lesions with high-speed OCT // *Biomedical optics express*. 2012. V. 3, № 10. P. 2636-2646.
6. *Kleshnin M. S., Turchin I. V.* Evaluation of oxygenation in the surface layers of biological tissues based on diffuse optical spectroscopy with automated calibration of measurements // *Quantum Electronics*. 2019. V. 49, № 7. P. 628.
7. *Davydov D. A. et al.* Monitoring the skin structure during edema in vivo with spatially resolved diffuse reflectance spectroscopy // *Journal of Biomedical Optics*. 2023. V. 28, № 5. P. 057002.
8. *Hwang J. Y.* Doppler ultrasonography of the lower extremity arteries: anatomy and scanning guidelines // *Ultrasonography*. 2017. V. 36, № 2. P. 111.
9. *Yao J., Wang L. V.* Photoacoustic microscopy // *Laser & photonics reviews*. – 2013. V. 7, № 5. P. 758-778.
10. *Beard P.* Biomedical photoacoustic imaging // *Interface focus*. 2011. V. 1, № 4. P. 602-631.
11. *Englert L., Jüstel D., Ntziachristos V.* The need for optoacoustic microscopy // *Reviews of Modern Physics*. 2025. V. 97, № 1. P. 015005.
12. *Oraevsky A. A., Karabutov A. A., Vo-Dinh T.* Biomedical photonics handbook // *Optoacoustic Tomography*", CRC Press, Boca Raton-London-New York-Washington, DC. 2003. V. 34. P. 31-34.
13. *Attia A. B. E., Balasundaram G., Moothanchery M., Dinish U. S., Bi R., Ntziachristos V., Olivo M.* A review of clinical photoacoustic imaging: Current and future trends // *Photoacoustics*. 2019. V. 16. P. 100144.
14. *Sharma A., Srishti, Periyasamy V., Pramanik M.* Photoacoustic imaging depth comparison at 532-, 800-, and 1064-nm wavelengths: Monte Carlo simulation and experimental validation // *Journal of Biomedical Optics*. 2019. V. 24, № 12. P. 121904.
15. *Pantazopoulos D., Gouveri E., Ntziachristos V., Papanas N.* Raster Scan Optoacoustic Mesoscopy for detecting microvascular complications in diabetes mellitus: A narrative brief review // *Diabetes Research and Clinical Practice*. 2025. P. 112095.

16. *Aguirre J. et al.* Assessing nailfold microvascular structure with ultra-wideband raster-scan optoacoustic mesoscopy // *Photoacoustics*. 2018. V. 10, P. 31-37.
17. *Fakhoury J. W. et al.* Photoacoustic imaging for cutaneous melanoma assessment: a comprehensive review // *Journal of Biomedical Optics*. 2024. V. 29, № S1. P. S11518.
18. *Deán-Ben X. L., Razansky D.* Optoacoustic imaging of the skin // *Experimental dermatology*. 2021. V. 30, № 11. P. 1598-1609.
19. *Ahn J., Kim M., Kim C., Choi W.* In vivo multi-scale clinical photoacoustic imaging for analysis of skin vasculature and pigmentation: a comparative review // *Advanced Imaging*. 2024. V.1, № 3. P. 032002.
20. *Messas T., Messas A., Kroumpouzos G.* Optoacoustic imaging and potential applications of raster-scan optoacoustic mesoscopy in dermatology // *Clinics in Dermatology*. 2022. V. 40, № 1. P. 85-92.
21. *Taruttis A., van Dam G. M., Ntziachristos V.* Mesoscopic and macroscopic optoacoustic imaging of cancer // *Cancer research*. 2015. V. 75, № 8. P. 1548-1559.
22. *Orlova A., Sirotkina M., Smolina E., Elagin V., Kovalchuk A., Turchin I., Subochev P.* Raster-scan optoacoustic angiography of blood vessel development in colon cancer models // *Photoacoustics*. 2019. V. 13, P. 25-32.
23. *Ovsepian S. V., Olefir I., Westmeyer G., Razansky D., Ntziachristos V.* Pushing the boundaries of neuroimaging with optoacoustics // *Neuron*. 2017. V. 96, № 5. P. 966-988.
24. *Gottschalk S. et al.* Rapid volumetric optoacoustic imaging of neural dynamics across the mouse brain // *Nature biomedical engineering*. 2019. V. 3, № 5. P. 392-401.
25. *Omar M., Aguirre J., Ntziachristos V.* Optoacoustic mesoscopy for biomedicine // *Nature biomedical engineering*. 2019. V. 3, № 5. P. 354-370.
26. *Davoudi N., Deán-Ben X. L., Razansky D.* Deep learning optoacoustic tomography with sparse data // *Nature Machine Intelligence*. 2019. V. 1, № 10. P. 453-460.
27. *Wissmeyer G., Pleitez M. A., Rosenthal A., Ntziachristos, V.* Looking at sound: optoacoustics with all-optical ultrasound detection // *Light: Science & Applications*. 2018. V. 7, № 1. P. 53.
28. *Wang L. V.* Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography // *Nature photonics*. 2009. V. 3, № 9. P. 503-509.
29. *Laser Institute of America, American National Standard for Safe Use of Lasers Standard Z136.1-2007*
30. *Wissmeyer G., Soliman D., Shnaiderman R., Rosenthal A., Ntziachristos V.* All-optical optoacoustic microscope based on wideband pulse interferometry // *Optics letters*. 2016. V. 41, № 9. P. 1953-1956.

31. Zhang C., Ling T., Chen S. L., Guo L. J. Ultrabroad bandwidth and highly sensitive optical ultrasonic detector for photoacoustic imaging // *Acs Photonics*. 2014. V. 1, № 11. P. 1093-1098.
32. Lee Y., Zhang H. F., Sun C. Highly sensitive ultrasound detection using nanofabricated polymer micro-ring resonators // *Nano Convergence*. 2023. V. 10, № 1. P. 30.
33. Zhu L., Cao H., Ma J., Wang L. Optical ultrasound sensors for photoacoustic imaging: a review // *Journal of Biomedical Optics*. 2024. V. 29, № S1. P. S11523.
34. Nagli M. et al. Silicon photonic acoustic detector (SPADE) using a silicon nitride microring resonator // *Photoacoustics*. 2023. V. 32, P. 100527.
35. Preisser S., Rohringer W., Liu M., Kollmann C., Zotter S., Fischer B., Drexler W. All-optical highly sensitive akinetic sensor for ultrasound detection and photoacoustic imaging // *Biomedical optics express*. 2016. V. 7, № 10. P. 4171-4186.
36. Huynh N. T. et al. A fast all-optical 3D photoacoustic scanner for clinical vascular imaging // *Nature Biomedical Engineering*. 2024. P. 1-18.
37. Rebling J., Warshavski O., Meynier C., Razansky D. Optoacoustic characterization of broadband directivity patterns of capacitive micromachined ultrasonic transducers // *Journal of biomedical optics*. 2017. V. 22, № 4. P. 041005.
38. Omar M., Schwarz M., Soliman D., Symvoulidis P., Ntziachristos V. Pushing the optical imaging limits of cancer with multi-frequency-band raster-scan optoacoustic mesoscopy (RSOM) // *Neoplasia*. 2015. V. 17, № 2. V. 208-214.
39. Li M., Chen J., Wang L. High acoustic numerical aperture photoacoustic microscopy with improved sensitivity // *Optics Letters*. 2020. V. 45, № 3. P. 628-631.
40. Treeby B. E., Cox B. T. k-Wave: MATLAB toolbox for the simulation and reconstruction of photoacoustic wave fields // *Journal of biomedical optics*. 2010. V. 15, № 2. P. 021314.
41. Yuan Y., Yan S., Fang Q. Light transport modeling in highly complex tissues using the implicit mesh-based Monte Carlo algorithm // *Biomedical Optics Express*. – 2020. V. 12, № 1. P. 147-161.
42. Домаркас В.И., Кажис Р.-И.Ю. Контрольно-измерительные пьезоэлектрические преобразователи. – Вильнюс : Минтис. 1974. Т. 258.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

- A1. Kurnikov A., Sanin A., Ben X. L. D., Razansky D., Subochev P. Ultrawideband sub-pascal sensitivity piezopolymer detectors // *Ultrasonics*. 2024. V. 141. P. 107349.
- A2. Курников А. А., Павлова К. Г., Орлова А. Г., Хилов А. В., Перекатова В. В., Ковальчук А. В., Субочев П. В. Широкополосные (100 кГц – 100 МГц) ультразвуковые ПВДФ-детекторы для сканирующей оптико-акустичес-

- кой ангиографии с ультразвуковым разрешением // Квантовая электроника. – 2021. Т. 51, № 5. С. 383-388.
- A3. Nemirova S., Orlova A., Kurnikov A., Litvinova Y., Kazakov V., Ayvazyan I., Liu Y.H., Razansky D., Subochev P. Scanning optoacoustic angiography for assessing structural and functional alterations in superficial vasculature of patients with post-thrombotic syndrome: A pilot study // Photoacoustics. 2024. V. 38, P. 100616.
- A4. Kurnikov A., Volkov G., Orlova A., Kovalchuk A., Khochenkova Y., Razansky D., Subochev P. Fisheye piezo polymer detector for scanning optoacoustic angiography of experimental neoplasms // Photoacoustics. 2023. V. 31. P. 100507.
- A5. Liu Y. H., Kurnikov A., Li W., Kazakov V., Ni R., Subochev P., Razansky D. Sensitive ultrawideband transparent PVDF-ITO ultrasound detector for optoacoustic microscopy // Optics Letters. 2022. V. 47, № 16. P. 4163-4166.
- A6. Liu Y. H., Kurnikov A., Li W., Subochev P., Razansky D. Highly sensitive miniature needle PVDF-TrFE ultrasound sensor for optoacoustic microscopy // Advanced Photonics Nexus. 2023. V. 2, № 5. P. 056006.
- A7. Kurnikov A., Prudnikov M., Voitovich D., Glyavina A., Orlova A., Sirotkina M., Liu W., Razansky D., Subochev P. Ring-segment piezopolymer sensor optimized for cylindrical-wave detection in optical-resolution optoacoustic angiography with extended imaging depth // Biomedical Optics Express. 2025. V. 16., №. 10. P. 3988-4002.
- A8. Kurnikov A., Pavlova K., Orlova A., Khilov A., Perekatova V., Kovalchuk A., Subochev P. Wideband ultrasound PVDF detectors for raster-scan optoacoustic angiography // European Conference on Biomedical Optics. Optica Publishing Group. 2021. P. EM3D. 1.
- A9. Kurnikov A., Volkov G., Orlova A., Kovalchuk A., Khochenkova Y., Razansky D., Subochev P. High Numerical Aperture Piezopolymer Detectors for Optoacoustic Imaging of Experimental Neoplasms // 2023 Asia Communications and Photonics Conference/2023 International Photonics and Optoelectronics Meetings (ACP/POEM). IEEE. 2023. P. 1-4.

КУРНИКОВ Алексей Александрович

**ВЛИЯНИЕ АМПЛИТУДНО-ЧАСТОТНЫХ И ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ
ХАРАКТЕРИСТИК ПЬЕЗОПОЛИМЕРНЫХ ДЕТЕКТОРОВ
НА ЭФФЕКТИВНОСТЬ ОПТОАКУСТИЧЕСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ
БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

А в т о р е ф е р а т

Подписано к печати 20.10.2025 г.
Формат 60 × 90 ¹/₁₆. Усл. печ. л. 1,75.
Тираж 100 экз. Заказ № 37(2025).

Отпечатано на ризографе в типографии Института прикладной физики
им. А.В. Гапонова-Грехова Российской академии наук,
603950, г. Н. Новгород, ул. Ульянова, 46