

На правах рукописи

БЕЛЯКОВ АЛЕКСЕЙ ИГОРЕВИЧ

**ИЗМЕРЕНИЕ И ВОСПРОИЗВЕДЕНИЕ АБЕРРАЦИЙ ДЛЯ
РАСШИРЕНИЯ ЗОНЫ ИЗОПЛАНАТИЗМА ГЛАЗА**

Специальность 05.27.03 - квантовая электроника

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва - 2006

Работа выполнена в Международном лазерном учебно-научном центре Московского государственного университета им. М.В. Ломоносова

Научные руководители: кандидат физико-математических наук,
Черезова Т. Ю.

доктор физико-математических наук,
Кудряшов А. В.

Официальные оппоненты: доктор физико-математических наук,
член - корреспондент РАИН,
профессор **Дмитриев В. Г.**

доктор физико-математических наук,
Кочемасов Г.Г.

Ведущая организация: **Саратовский государственный университет**

Защита состоится 14 декабря 2006 г. в 16-00 на заседании диссертационного совета Д 501.001.31 при Московском государственном университете им. Ломоносова по адресу: Ленинские Горы, д.1. стр. 62, корпус нелинейной оптики, конференц-зал.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке физического факультета МГУ им. Ломоносова.

Автореферат разослан 2006 года.

Ученый секретарь диссертационного совета

Д 501.001.31

кандидат физ.-мат. наук

Ильинова Т.М.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы

В настоящее время адаптивные оптические системы все чаще находят свое применение в областях, связанных с медициной и биофизикой. Наиболее широкое распространение получило использование методов адаптивной оптики в офтальмологии, где зачастую бывает необходимо получать высококачественные изображения сетчатки пациента. Эти изображения позволяют оценить состояние глазного нерва, кровеносных сосудов, фоторецепторов и других деталей глазного дна. Такие заболевания как, например, сахарный диабет и глаукома вызывают мельчайшие изменения в структуре глазного дна, поэтому способность разрешать мелкие дефекты на сетчатке может сыграть ключевую роль в диагностике этих заболеваний на ранней стадии.

Известно, что оптическая система глаза неидеальна и обладает aberrациями. Помимо традиционных aberrаций низших порядков, таких как дефокусировка и астигматизм, глаз может обладать aberrациями высших порядков, например, комой или сферической aberrацией. Наличие aberrаций приводит к ухудшению качества изображений, получаемых с помощью фундус-камер (приборов, используемых для получения изображения глазного дна), что может затруднять полноценную диагностику перечисленных заболеваний.

Конструкция современных фундус-камер включает в себя адаптивную оптическую систему, которая позволяет компенсировать aberrации глаза и, таким образом, разрешать мельчайшие детали глазного дна. Однако, даже в случае использования идеального корректора, который полностью компенсирует фазовые искажения, улучшение разрешающей способности фундус-камеры возможно лишь внутри зоны изопланатизма глаза. Это связано с тем, что aberrации, приобретаемые пучком, распространяющимся вдоль оси коррекции и вне ее, могут существенно различаться, поэтому фазовая коррекция с использованием одного корректора улучшает разрешение лишь небольшого участка глазного дна, соответствующего зоне изопланатизма. В тоже время для полноценной диагностики необходимо получать высокое разрешение в возможно большем угле зрения.

Таким образом, ограниченность зоны высокого разрешения изображения глазного дна является одной из ключевых проблем,

возникающих при использовании адаптивных оптических систем для компенсации аберраций глаза. Для решения этой проблемы и повышения качества диагностики различных заболеваний необходима разработка методов расширения зоны высокого разрешения изображения глазного дна, полученного с помощью фундус-камер, оборудованных адаптивными оптическими системами. Поэтому количественное и качественное исследование эффекта анизопланатизма, выявление его причин и особенностей является актуальной задачей.

Цель диссертационной работы

Целью данной диссертационной работы является разработка методик расширения зоны высокого разрешения изображения глазного дна на основе результатов исследования эффекта анизопланатизма глаза человека.

Научная новизна результатов

1. Впервые предложены модификации модели Гульстранда, описывающие как внеосевые аберрации реального человеческого глаза, так и аберрации, обусловленные отклонением формы оптических элементов от идеальной.
2. Впервые предложен динамический имитатор аберраций человеческого глаза, содержащий гибкое биморфное зеркало и позволяющий формировать осевые аберрации с пространственно-временным спектром, характерным для глаза человека.
3. Впервые проведена оценка размера зоны изопланатизма человеческого глаза на основании экспериментально измеренных внеосевых аберраций. Показано, что уменьшение зоны изопланатизма обусловлено главным образом разъюстировкой оптических элементов глаза.
4. Предложены новые методы расширения зоны изопланатизма глаза, которые основываются на нейтрализации рефракции на передней поверхности роговицы с помощью иммерсионной жидкости, а также на применении методики коррекции аберраций по двум опорным источникам.

Научная и практическая ценность

Моделирование оптической системы реального глаза позволило выявить причины уменьшения зоны изопланатизма глаза, а также объяснить поведение его внеосевых аберраций.

Предложенный оптический имитатор может быть использован для калибровки офтальмологических приборов, а также для изучения поведения осевых аберраций глаза при аккомодации.

Методы расширения зоны изопланатизма человеческого глаза могут быть использованы в современных фундус-камерах, оборудованных адаптивными системами, для расширения области, в которой возможно получение высокого разрешения глазного дна.

Улучшенный алгоритм восстановления волнового фронта по методу Шака-Гартмана, учитывающий неравномерность распределения интенсивности поля, рассеянного глазным дном, позволяет получить более точную карту искажений глаза. Это в свою очередь позволяет более точно измерить аберрации глаза и тем самым снизить риск возникновения послеоперационных осложнений после проведения операции лазерной коррекции, вызванных неточным измерением аберраций.

Личный вклад автора

Все результаты, представленные в диссертационной работе, были получены автором самостоятельно либо при непосредственном участии.

Защищаемые положения

1. Поведение внеосевых аберраций глаза обусловлено разъюстировкой толстых оптических элементов в оптической системе глаза: их сдвигами и наклонами относительно оптической оси. Осевые аберрации обусловлены также отклонением формы этих элементов от идеальной.
2. Использование иммерсионной жидкости на внешней поверхности роговицы глаза, описываемого моделью Гульстранда-Наварро, позволяет расширить зону изопланатизма глаза до 6.1° без ухудшения качества изображения на оси коррекции.

3. Использование метода коррекции аберраций глаза, описываемого моделью Гульстранда-Наварро, по средней фазе от двух точечных источников позволяет расширить зону изопланатизма глаза до 4.8° с остаточной ошибкой коррекции в центре до 1 рад.
4. Использование метода компенсации аберраций глаза с применением двух корректоров, компенсирующих аберрации хрусталика и роговицы, не позволяет расширить зону изопланатизма глаза.
5. Модель глаза, содержащая полупассивное 18-ти электродное биморфное зеркало с центрально-симметричной структурой расположения электродов, может эффективно использоваться для воспроизведения осевых аберраций глаза.

Апробация работы

Основные результаты работы докладывались на международных конференциях: Remote Sensing Europe (Canary Island, 2004), Международный симпозиум по оптике атмосферы и океана (Томск, 2004), European Conference on Biomedical Optics (Munich, 2005), OSA Annual Meeting (San-Diego, 2005), Оптика – XXI век (Москва, 2005), Photonics West (San-Jose 2006), Оптика лазеров (Санкт-Петербург, 2006), Оптика лазеров для молодых ученых (Санкт-Петербург, 2006), Photonics North (Montreal 2006), Workshop on Optical Technologies in Biophysics & Medicine VIII (Saratov, 2006), Лазерная физика и оптические технологии (Гродно, 2006). Результаты работы докладывались на научных семинарах в национальном университете Галвей (Ирландия) в 2006 г. и на семинаре кафедры общей физики и волновых процессов в МГУ в 2006 г. По теме диссертации опубликовано 16 работ, список которых приведен в конце автореферата.

Структура диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, приложений и списка литературы. Полный объем работы 129 страниц, включая 45 рисунков и 8 таблиц. Библиография содержит 117 наименований, в том числе 16 авторских публикаций.

КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ

Во введении обосновывается актуальность выбранной темы, отмечается ее научная новизна и практическая ценность. Приводится обзор научных работ, касающихся исследований аберрационных свойств глаза, описываются проблемы, существующие на сегодняшний день в этой области. Во введении формулируются также выносимые на защиту положения, кратко описываются содержание и структура диссертационной работы.

В первой главе приводится описание экспериментальной установки для измерения аберраций глаза с использованием датчика Шака – Гартмана. Приводятся примеры измерения аберраций глаз некоторых пациентов.

Параграф 2 главы 1 посвящен построению математической модели датчика волнового фронта. Данная математическая модель используется для анализа ошибок, возникающих при измерении аберраций глаза по методу Шака-Гартмана. К анализируемым в параграфе 3 типам ошибок относились: ошибка, связанная с точностью позиционирования зрачка (до 3%), ошибка, связанная с конечным пространственным разрешением камеры (до 1%), ошибка, связанная с дискретизацией непрерывного по амплитуде сигнала камерой (до 0.1%), ошибка, связанная с шумовым сигналом камеры (до 0.4%), ошибки, связанные с выбором математической модели восстановления волнового фронта. В параграфе 4 проводится расчет величины данной ошибки и показывается, что ее значение может достигать 2.5% от среднеквадратичного отклонения исследуемого волнового фронта. Важно отметить, что эта ошибка является систематической, поэтому ее влияние нельзя уменьшить за счет увеличения числа измерений аберраций глаза. В связи с этим предложен и реализован уточненный алгоритм восстановления волнового фронта, устраняющий ошибки, связанные с выбором математической модели восстановления волнового фронта.

Во второй главе методика измерения аберраций с помощью датчика волнового фронта Шака-Гартмана применяется для исследования свойств оптической системы глаза. За основу берется экспериментальная установка, приведенная в главе 1, которая модифицируется в соответствии с особенностями проводимого эксперимента.

Параграф 1 данной главы посвящен эксперименту по измерению внеосевых aberrаций глаза. Для этого эксперимента установка дополнялась специальной мишенью, состоящей из меток, которые располагались вдоль горизонтальной оси на расстоянии 0.5° друг от друга. Мишень позволяла поворачивать ось фиксации глаза и формировать опорные источники в различных участках глазного дна. На рис. 1(а) изображено характерное поведение aberrаций глаза при изменении положения опорного источника. Анализ поведения внеосевых aberrаций для разных пациентов показал, что основными возникающими при этом aberrациями являются крупномасштабные искажения, такие как дефокусировка, астигматизм, кома.

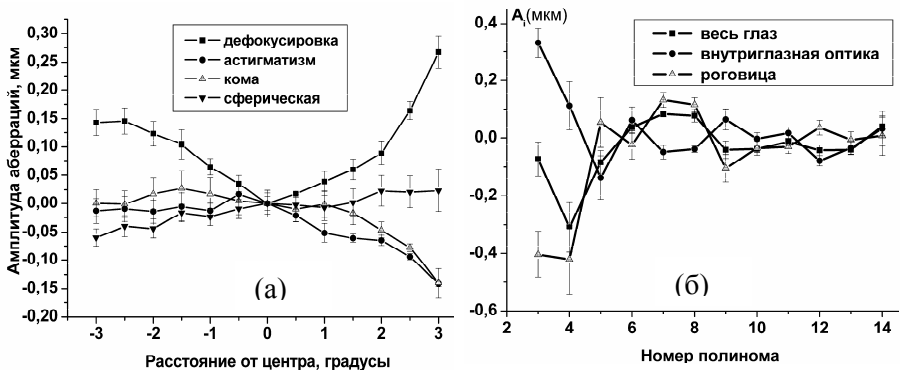


Рис 1 (а). Поведение внеосевых aberrаций глаза для пациента АД (правый глаз); (б) значение коэффициентов Цернике для разных элементов правого глаза пациента АД(правый глаз).

В параграфе 2 представлены результаты эксперимента по измерению вклада aberrаций внешней поверхности роговицы и внутриглазной оптики в суммарные aberrации глаза. Для проведения этого эксперимента глаз помещается в жидкую иммерсионную среду, которая нейтрализует рефракцию передней поверхности роговицы и тем самым компенсирует искажения, вносимые ею в оптическую систему глаза. Для этого сначала измерялись aberrации глаза в целом, а потом на пациента надевались плавательные очки, в которых пространство между вершиной роговицы и поверхностью очков заполнялось жидкостью с показателем преломления равным показателю преломления. Aberrации внешней поверхности роговицы рассчитывались вычитанием из aberrаций оптической системы глаза в

целом аберраций внутренней оптики. Результаты послойного измерения аберраций для одного из пациентов представлены на рис. 1(б). Как видно из этого рисунка, амплитуда аберраций глаза в целом меньше амплитуды аберраций составляющих его элементов.

В параграфе 3 проводится исследование динамических свойств флуктуаций аберраций глаза. Для этого в течение нескольких секунд с частотой 50 Гц проводились измерения флуктуаций аберраций глаза. Затем на основании этих измерений рассчитывался спектр флуктуаций как Фурье-преобразование от временной зависимости аберраций.

На рис. 2 представлена спектральная плотность временных флуктуаций аберраций глаза (RMS). Из рисунка видно, что для частот, превышающих 5 Гц, спектр мощности флуктуаций аберраций глаза убывает примерно на четыре порядка.

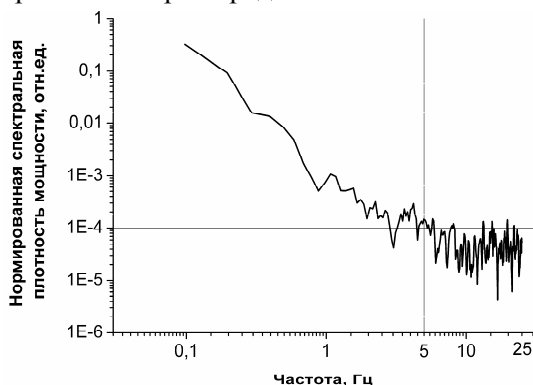


Рис. 2. Спектр флуктуаций аберраций для пациента АД(правый глаз).

Третья глава посвящена созданию расчетных и экспериментальных моделей, воспроизводящих измеренные в главе 1 аберрационные свойства глаза. В параграфе 1 предлагается динамический имитатор (модель) глаза, главной особенностью которого является способность воспроизводить осевые аберрации глаза в режиме реального времени. В качестве активного оптического элемента, формирующего необходимый профиль поверхности волнового фронта, берется гибкое биморфное 18-ти электродное зеркало. Для тестирования имитатора глаза был собран стенд, который, помимо непосредственно имитатора включал в себя датчик волнового фронта Шака-Гартмана для измерения воспроизводимого

волнового фронта. Напряжения, подаваемые на биморфное зеркало, подавались по следующему алгоритму $\vec{V}_n = \vec{V}_{n-1} + (\mathbf{R}^T \mathbf{R})^{-1} \mathbf{R}^T \Delta \vec{m}_n$, здесь \vec{V}_n - вектор напряжений, подаваемых в момент времени t_n , \mathbf{R} - матрица, характеризующая функции отклика биморфного зеркала, $\Delta \vec{m}_n$ - разность между локальными наклонами воспроизводимого и измеренного волнового фронта. Управляющие сигналы подавались на зеркало с частотой 10 Гц, что обеспечивало корректное воспроизведение aberrаций на частотах до 5 Гц. Качество воспроизведения aberrаций оценивалось по величине остаточной

ошибки: $e(t) = \sqrt{\sum_{i=1}^M (a_i(t) - A_i(t))^2}$ где $a_i(t)$ - коэффициенты при

полиномах Цернике, которые воспроизводило зеркало, $A_i(t)$ - коэффициенты, при полиномах Цернике, характеризующие aberrации глаза пациента в соответствующий момент времени. Усредненная по времени ошибка воспроизведения aberrаций семи глаз не превысила 0.08 мкм.

В параграфе 2 предлагается расчетная модель глаза, корректно описывающая распределение aberrаций между хрусталиком и роговицей, а также внесевое поведение aberrаций глаза, экспериментально измеренное для каждого из обследуемых пациентов. За основу бралась модель Гульстранда-Наварро.

Для того, чтобы корректно воспроизвести экспериментально измеренные внесевые aberrации каждого глаза, при моделировании мы изменяли значения смещений, наклонов роговицы и хрусталика, варьировали смещение зрачка, значения радиусов кривизны поверхностей и значения конических констант. При этом была получена зависимость среднеквадратичного отклонения волнового фронта от положения опорного источника, качественно совпадающая с экспериментально измеренной зависимостью (см. рис.3).

Для того, чтобы получить заданное распределение aberrаций между оптическими элементами глаза на его оси, при моделировании дополнительно вносились искривления поверхностей роговицы и хрусталика. На рис.4 приводятся интерферограммы, экспериментально измеренных (а) и воспроизведенных моделью

осевых aberrаций(б). Среднеквадратичное отклонение двух волновых фронтов представленных на рис. 4(а) и (б) составило 0.08 мкм.

В четвертой главе на основании проведенного исследования поведения осевых и внеосевых aberrаций проводится исследование эффекта анизопланатизма оптической системы глаза. Параграф 1

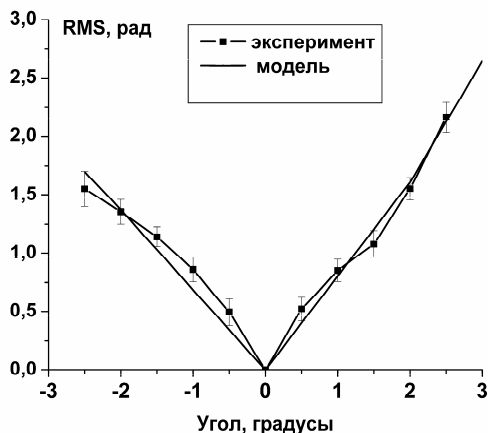


Рис. 3. Зависимость остаточной ошибки коррекции от положения опорного источника. Показаны экспериментальные данные и результаты для модели глаза пациента АД.

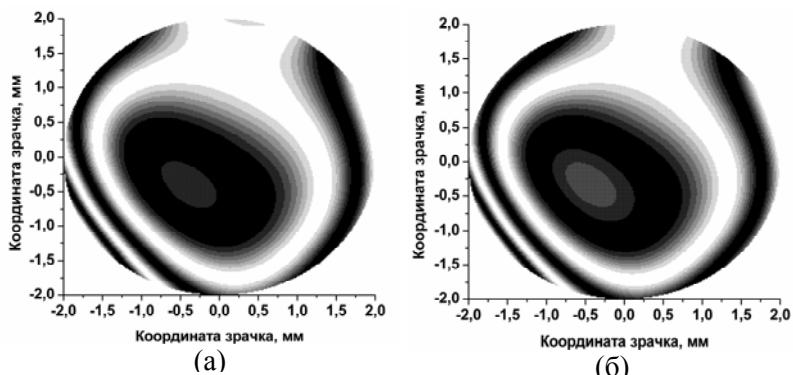


Рис.4. Экспериментально измеренные (а) и смоделированные (б) aberrации на оси правого глаза пациента АД.

посвящен коррекции аберраций глаза с помощью гибкого биморфного корректора. Результаты свидетельствуют о том, что использование подобного типа корректоров позволяет успешно компенсировать аберрации пациентов с амплитудой аберраций до 4.5 мкм. Остаточная ошибка коррекции всех обследованных пациентов не превысила 0.1 мкм, то есть использование биморфных зеркал подобного типа позволяет получать фактически диффракционно-ограниченное изображение на оси системы. Однако, даже в случае полной компенсации аберраций глаза можно получить изображение глазного дна с высоким разрешением лишь в пределах небольшой области, называемой зоной изопланатизма. Для определения угла изопланатизма глаза в параграфе 2 проводится расчет остаточной ошибки коррекции для разных участков глазного дна в случае, если аберрации в центре полностью скорректированы. Полагалось, что если остаточная ошибка коррекции аберраций волнового фронта, распространяющегося от какого-либо участка глазного дна не превышает 1 рад, то этот участок находится в пределах зоны изопланатизма. На основании измерений, представленных в главе 2, был рассчитан размер зоны изопланатизма для пяти пациентов. Результаты представлены в таблице 1.

Пациент	АБ	АК	АД	РЛ	СГ
Зона изопланатизма	2.4±0.1°	1.5±0.1°	2.5±0.2°	1.6±0.1°	2.8±0.1°

Таблица 1. Размер зоны изопланатизма.

Для идеального глаза, который задавался моделью Гульстранда-Наварро, размер зоны изопланатизма составил 3.4°. Тот факт, что размер зоны изопланатизма для модели идеального глаза превышает размер зоны реального глаза объясняется наличием разбюстировки оптических элементов глаза: наклонов, смещений, искажений оптических элементов.

В параграфе 3 предлагаются различные методы расширения зоны изопланатизма глаза. Изучение их эффективности проводится с использованием разработанных статических моделей глаза. В начале

параграфа исследуется возможность использования дисперсионных свойств оптической системы глаза для расширения его зоны изопланатизма. Однако, как показали проведенные исследования, такой метод является малоэффективным и в пределах точности измерения не дает расширения угла изопланатизма.

Далее рассматривается метод расширения зоны изопланатизма с использованием двух корректоров, каждый из которых компенсирует аберрации какого-то определенного слоя. Такой метод дает значительное расширение зоны изопланатизма (в 5.5-6.5 раза) в приложениях атмосферной оптики. Суть метода заключается в том, что два (или более) корректора помещаются в плоскости, сопряженные турбулентным слоям атмосферы. Однако, использование этого метода для человеческого глаза привело к незначительному расширению угла изопланатизма глаза. Это связано прежде всего с тем, что хрусталик и роговица являются толстыми асферическими элементами, волновой фронт, проходящий через них, приобретает дополнительные аберрации – дефокусировку, астигматизм, кому. Амплитуда этих аберраций возрастает вместе с увеличением угла падения волнового фронта, поэтому данные аберрации невозможно скорректировать с помощью двух тонких корректоров, помещенных в плоскости, сопряженные хрусталику и роговице.

Затем рассматривается метод коррекции по средней фазе. Данный метод расширения поля зрения адаптивных систем заключается в усреднении фазы, соответствующей нескольким опорным источникам и последующей компенсации усредненной фазы корректором волнового фронта. На рис.5(а) представлен график зависимости ошибки коррекции аберраций глаза от положения опорного источника для различных случаев. Квадратами обозначен случай одного опорного источника, расположенного в центре сетчатки. Ошибка коррекции идеальным корректором по усредненной фазе от двух источников, расположенных в -1° и 1° обозначена кругами. Видно, что методом коррекции по средней фазе можно добиться равномерной коррекции искаженного изображения в большей области, но при этом внутри этой области качество коррекции хуже, чем в случае одного опорного источника. Видно, что для данного пациента (АД) размер зоны изопланатизма был увеличен с 2.5° до 4.2° . Для пациентов АБ и РЛ размер зоны изопланатизма

увеличился с 2.4° и 1.6° до 3.0° и 2.3° соответственно. Для модели глаза Гульстранда –Наварро данная методика дала увеличение зоны изопланатизма с 3.4° до 4.8° . Таким образом, метод коррекции aberrаций по средней фазе позволяет расширить размер зоны изопланатизма глаза, однако, главным недостатком этого метода является то, что при его использовании ухудшается качество изображения в центре глазного дна.

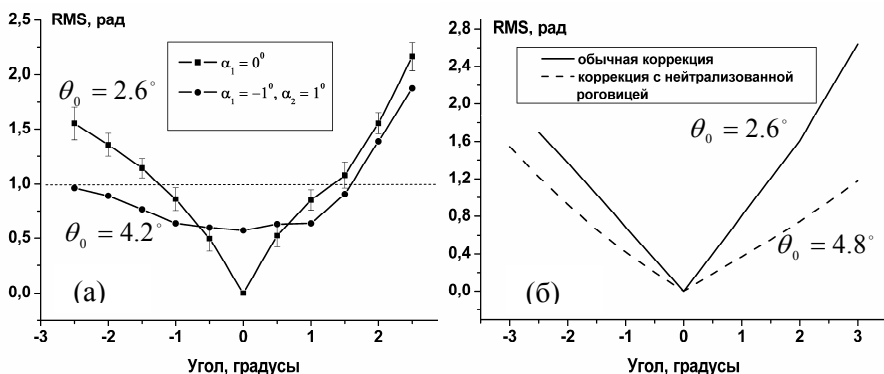


Рис. 5. Зависимость ошибки коррекции от положения опорного источника (а) с использованием метода коррекции по средней фазе (пациент АД), α_1 и α_2 - угловые координаты двух опорных источников; (б) с использованием метода нейтрализации внешней поверхности роговицы.

В работе предложен новый метод расширения зоны изопланатизма, основанный на нейтрализации преломляющей силы роговицы при помещении ее в иммерсионную жидкость. При этом анизопланатизм оптической системы глаза обусловлен лишь анизопланатизмом внутриглазной оптики. Результаты приведены на рис.5(б). Показаны графики зависимости остаточной ошибки коррекции в случае обычной коррекции (с использованием одного опорного источника в центре глазного дна) и в случае нейтрализации рефракции роговицы. Видно, что зона изопланатизма значительно расширяется. Ее размер был увеличен в 1.9, 1.8 и 1.5 раза для пациентов АБ, АД и РЛ соответственно. Для модели глаза Гульстранда-Наварро расширенный размер зоны изопланатизма

составил 6.1° (т.е. был увеличен в 1.8 раза). При этом в отличие от метода коррекции по средней фазе не происходит увеличения остаточной ошибки в центре глазного дна. Таким образом, предложенный метод позволяет значительно увеличить размер зоны изопланатизма и может быть использован для расширения поля зрения фундус-камер.

В **заключении** сформулированы основные результаты диссертационной работы:

- Был проведен анализ ошибок, возникающих при измерении аберраций глаза методом Шака-Гартмана. Показано, что суммарная ошибка, включающая неточность позиционирования зрачка, конечное пространственное разрешение камеры, дискретизацию сигнала на камере и шумы камеры составляет около 5%. Ошибка, связанная с неравномерностью распределения интенсивности составляет около 2.5%.

- Предложены модели глаза, воспроизводящие как внеосевое, так и осевое поведение аберраций. Анализ моделей позволил сделать вывод о том, что поведение внеосевых аберраций глаза определяется в первую очередь смещением оптических элементов, их наклоном относительно оси фиксации, а также их формой.

- Экспериментально реализована динамическая модель глаза, основанная на гибком биморфном зеркале. Модель воспроизводит аберрации глаза в режиме реального времени на частотах, соответствующих флуктуациям аберраций глаза с точностью, превышающей $\lambda/10$ (RMS) и $\lambda/20$ для каждой аберрации в отдельности.

- Рассмотрены различные способы расширения зоны изопланатизма. Показано, что дисперсионные свойства глаза не оказывают влияние на размер зоны изопланатизма. Метод коррекции с использованием двух тонких корректоров, расположенных в плоскостях, сопряженных хрусталику и роговице также не дает значительного изменения, что объясняется наличием толстых асферических элементов в оптической системе глаза. Использование метода коррекции по средней фазе для обследованных пациентов дает увеличение в 1.2 – 1.5 раза, однако остаточная ошибка коррекции в центре увеличивается до 1 рад. Предложен новый метод расширения зоны изопланатизма глаза, основная идея которого заключается в

нейтрализации преломляющей силы внешней поверхности роговицы при помещении ее в среду с близким значением показателя преломления. Применение данного метода для моделей глаза, соответствующих обследованным пациентам позволило расширить зону изопланатизма в 1.5-1.9 раза без ухудшения качества коррекции в точке расположения опорного источника.

В **приложении 1** приводится список терминов, используемых автором во введении. В **приложении 2** приведены формулы для полиномов Цернике до 4-го радиального порядка. **Приложение 3** содержит описание основных свойств полиномов Цернике, используемых в работе.

ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. *Создание модели человеческого глаза методами адаптивной оптики* // Оптический журнал т.73, №7, сс. 79-82 (2006).
2. Беляков А., Черезова Т., Кудряшов А. *Методы адаптивной оптики в исследовании свойств оптической системы глаза*// Программа 11-го международного симпозиума по оптике атмосферы и океана, с.78 (Томск, 2004).
3. Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Double-pass measurement of human eye aberrations: limitations and practical realization*// Proc. SPIE, v. 5572, pp.340 - 350 (2004).
4. Dubinin A., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Anisoplanatism in adaptive optics compensation of human eye aberrations*// Proc. SPIE, v.5572, pp. 330 -340 (2004).
5. Dubinin A., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Anisoplanatism in human retina imaging*// Proc. SPIE, v.5894, pp. 88-94 (2005).
6. Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov *Human eye model based on bimorph flexible mirror*// Proc. SPIE, v.5894, pp.95-102 (2005).
7. Dubinin A., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov *Human retina imaging: isoplanatism considerations*// Proc. SPIE, v.5864, pp. 95-113 (2005).
8. Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *A human eye model based on bimorph flexible mirror*// Proc. SPIE, v.5864, pp. 97-104 (2005).

9. Галецкий С., Дубинин А., Летфуллин Р., Беляков А., Черезова Т., Кудряшов А. *Адаптивная оптическая система для измерения и воспроизведения свойств человеческого глаза*// Программа оптический форума “Оптика – 2005”, с. 10 (Москва, 2005).
10. Galetskiy S. Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Custom-oriented wavefront sensor for human eye properties measurements*// Proc. SPIE, v. 6018, pp. 51-59 (2005).
11. Александров А.Г., Беляков А.И., Галецкий С.О., Завалова В.Е., Кудряшов А.В., Черезова Т.Ю. *Учет неравномерности распределения интенсивности при измерении аберраций человеческого глаза*// МГОУ XXI – Новые Технологии, №4, сс. 11-16 (2006).
12. Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Scattering of the laser irradiation by human retina and its impact on the measurements of the aberrations using objective technique*// Scientific Program of Workshop on Optical Technologies in Biophysics & Medicine VIII, p.5 (Saratov, 2006).
13. Dubinin A., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Impact of aberrations of crystalline lens and the cornea on the size of isoplanatic patch in the human eye*// Proceedings of Conference On Laser Optics, p.8 (Saint-Petersburg, 2006).
14. Dubinin A., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Dynamic compensation of human eye aberrations by bimorph flexible mirror* // Proceedings of Conference on Laser Optics p.8 (Saint-Petersburg, 2006).
15. Galetskiy S., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. *Dynamic generation of phase profiles inherent to human eye*// Technical Digest of Laser Optics for Young Scientists p.23 (Saint-Petersburg, 2006).
16. С.Галецкий, А.Дубинин, А.Беляков, Т.Черезова, А.Кудряшов *Пространственно-временные свойства аберраций человеческого глаза*// Программа конференции “Лазерная физика и оптические технологии”, с. 63 (Гродно, 2006).