

АДАПТИВНАЯ ОПТИКА С МАГНИТНО-ДЕФОРМИРУЕМЫМ ЗЕРКАЛОМ:

ПРИЛОЖЕНИЯ К СИСТЕМАМ КОРРЕКЦИИ ЗРЕНИЯ*

ПРОЦЕДУРА ПРИВОДА С ОБРАТНОЙ СВЯЗЬЮ

Управление приводом осуществляется с помощью коммерческой программы (HASO CSO, Imagine Eyes), которая включает все необходимые драйверы для работы с МДЗ и ДВФ. Поверхность мембраны управляется посылкой соответствующих напряжений с привода на каждый актюатор. Этот привод соединен с ПК, из которого посылаются закодированные величины этих напряжений. Поверхность, которую нужно воспроизвести мембраной, должна быть переведена в набор напряжений. Управление нужной процедурой основано на начальном измерении функций влияния поверхности зеркала. Они соответствуют реакции мембраны на действие каждого конкретного актюатора, возбужденного определенным напряжением. Измеренные поверхности, полученные при этом для каждого актюатора, группируются в так называемую матрицу функций влияния. Предполагая линейность реакции мембраны, получаем (путем инвертирования матрицы функций влияния) матрицу управления мембраной как функцию преобразования требуемых поверхностей в набор управляемых напряжений. Так как эта матрица не квадратная и нерегулярная (то есть некоторые ее столбцы могут быть линейно зависимы), то для ее обращения обычные методы неприменимы. Для такого типа обращений матриц обычно используют метод разложения по особым точкам (SVD) [17,27,31]. Этот метод дает также конечный базис (максимальная размерность которого равна числу независимых актюаторов) ортогональных функций или поверхностей для бесконечного набора или семейства поверхностей, которые могут быть точно воспроизведены мембраной. Как только матрица управления вычислена, отпадают проблемы в формировании алгоритма, воспроизводящего или корректирующего заданный волновой фронт.

Каждый шаг в этой итеративной схеме можно описать так: измеренный волновой фронт сравнивается с выбранным образцом волнового фронта. Разность, называемая остатком, умножается на матрицу управления, что дает набор инкрементных напряжений. Эти инкременты добавляются к набору напряжений, приложенных на предыдущем шаге. Перед суммированием эти инкременты ослабляются на величину коэффициента усиления, чтобы избежать перерегулирования,

которое может вызвать нестабильность или привести к расходимости алгоритма. Работа с инкрементами предохраняет и от расходимости, вызванной ошибками измерения волнового фронта, например световыми бликами. Данная процедура непрерывно повторяется, пока указанные остатки не установятся на каком-то минимуме.

ЛИНЗА-АХРОМАТ

Система включает линзу-ахромат ЛА (AL) для статической коррекции продольной ХА глаза. Конструкция и возможности этой линзы описаны в работе [32]. Эта линза – простой симметричный триплет (он составлен из двух типов стекол: флинт-крон-флинт), спроектированный для ближнего ИК-диапазона (700–900 нм). Его схема фактически не вносит других аберраций, кроме дефокусировки. Оптическая сила линзы близка к нулю на центральной длине волны (800 нм) диапазона, используемого в этой работе. Эта линза вносит продольную ХА, величина которой равна среднему значению ХА нормального глаза, но противоположна по знаку [33]. Факт коррекции и пользу вносимой этой линзой ХА был показан в работе [32] при использовании ДВФ-ШГ и широкополосного лазерного источника света. Специфика конструкции линзы AL требует реализации абсолютного увеличения, равного 1 относительно входного зрачка глаза. Можно располагать эту линзу непосредственно перед глазом, а не в сопряженной плоскости, но в этом случае нельзя достичь полного сопряжения. Корректная юстировка такой линзы относительно зрачка глаза также достаточно критична. При ее установке в сопряженной плоскости данная операция существенно упрощается.

УСЛОВИЯ ЭКСПЕРИМЕНТА

В эксперименте участвовали пять пациентов в возрасте от 30 до 40 лет (средний возраст 34 года). Для измерения oculary aberrations использовалось ИК-освещение, подаваемое на глаза от импульсного лазера с синхронизацией мод. Интенсивность света всегда сохранялась на уровне <40 мкВт согласно стандарту безопасности [30]. Скорость измерения и итеративных действий была установлена на уровне 8 Гц, хотя можно было делать и быстрее. Частота ограничивалась скоростью считывания камеры и возможностями процессора ПК. Диаметр зрачка ограничивался на уровне 6,6 мм. Перед

*Окончание. Начало в №1 2008.

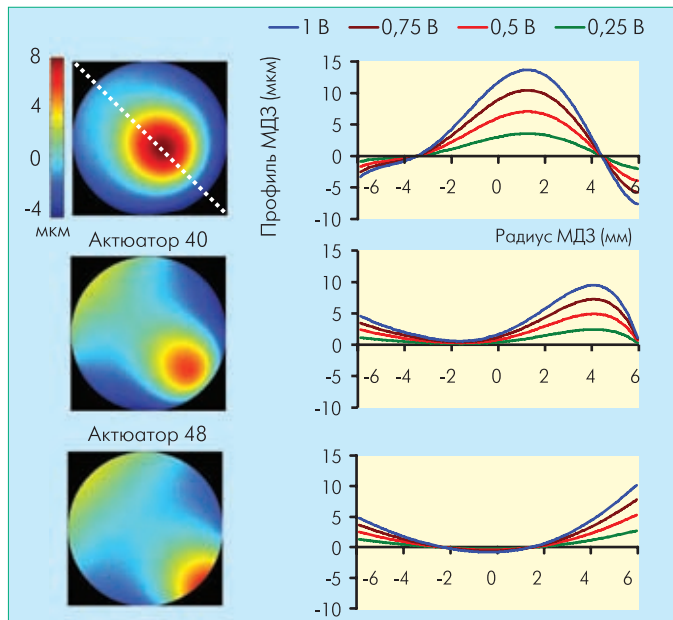


Рис.3 Избранные функции влияния для МДЗ. Справа показаны профили МДЗ (полученные при различных напряжениях), выделенные в направлении диагонали соответствующей карты волнового фронта

началом измерений зрачки глаз искусственно расширялись циклопентолом (0,5%). Испытуемые физически фиксировались в системе путем использования устройства прикуса для снятия оттиска зубов, смонтированного на трехмерной платформе, допускающей точное центрирование.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Функции влияния

Для того чтобы охарактеризовать возможности МДЗ, была сначала получена матрица функций влияния для зрачка диаметром 11,89 мм. Диапазон напряжений в данном устройстве ± 1 В. Это напряжение ограничено приводом, предохраняющим устройство от перенапряжения, которое может повредить деформируемую мембрану. Доступное ПО позволяет использовать различные напряжения для актюатора в управляемом режиме. Возможные остаточные aberrации в системе, влияющие на оценку отклика мембраны, устраняются благодаря использованию эталонного волнового фронта, записанного при приложении нулевого напряжения на все электроды.

На рис.3 показаны три aberrационные карты, сгенерированные тремя различными актюаторами: 31, 40 и 48 (считая сверху вниз). Оценки волнового фронта проведены с помощью расширения полиномов Цернике, используя нормализацию и упорядочение, рекомендованное стандартом OSA (США) для окулярных aberrаций вплоть до 6 порядка [34]. Центр актюатора 48 не лежит в измеряемой области, но его влияние также важно, так как он расположен на краю зрачка, где сосредоточены наибольшие aberrации глаза. Выбор

данного набора актюаторов покрывает диагональную секцию мембраны, от центра к периферии. Предполагается, что этот набор актюаторов представлен для исследования реакции мембраны при разных эксцентриситетах. В левом столбце рис.3 приведены цветные двумерные представления волновых фронтов, полученные при приложении напряжения 0,5В к выбранным актюаторам. Белая точечная линия указывает направление плоскости оценки профиля волнового фронта. В правой части рис.3 показаны профили мембраны в функции от апертуры МДЗ. Они измерены как реакции на напряжения 0,25; 0,5; 0,75 и 1 В, приложенные к каждому актюатору. Масштабы по осям выбраны одинаковыми, для удобства сравнения откликов. Амплитуды деформаций мембраны уменьшаются с эксцентриситетом рассмотренных актюаторов. Форма волнового фронта для различных приложенных напряжениях похожи друг на друга, а количественные отличия показывают линейность отклика мембраны.

Наблюдаемая линейность отклика детально показана на рис.4, где представлена измеренная в дискретных точках (и линейная аппроксимированная – пунктир) минимаксная (пик-впадина) деформация мембраны для каждого актюатора в зависимости от приложенного напряжения. Во всех случаях коэффициент корреляции линейной аппроксимации составил 0,999, что говорит о высокой точности аппроксимации. Это дает возможность точно предсказывать деформацию МДЗ от действия актюаторов при условии проведения предварительной калибровки.

Генерация полиномов Цернике

Число актюаторов и физический отклик мембраны, а именно диапазон изменения амплитуд деформации, ограничивает возможности устройства воспроизводить различные поверх-

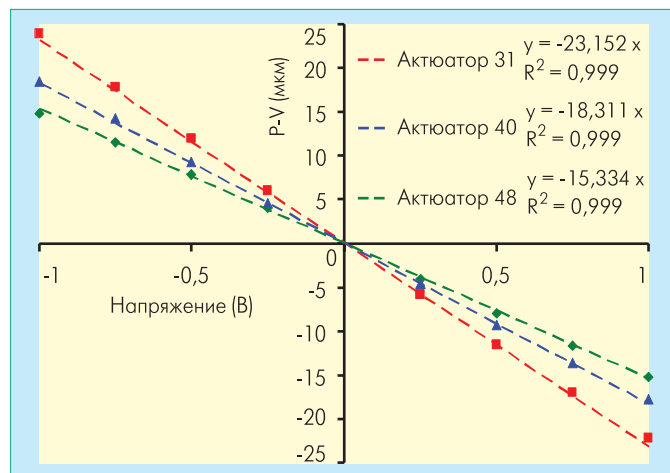


Рис.4 Максимальные значения, полученные для некоторых функций влияния, зависящих от приложенного напряжения. Пунктирные линии соответствуют линейной аппроксимации данных (приведены линейные зависимости и коэффициенты регрессии)

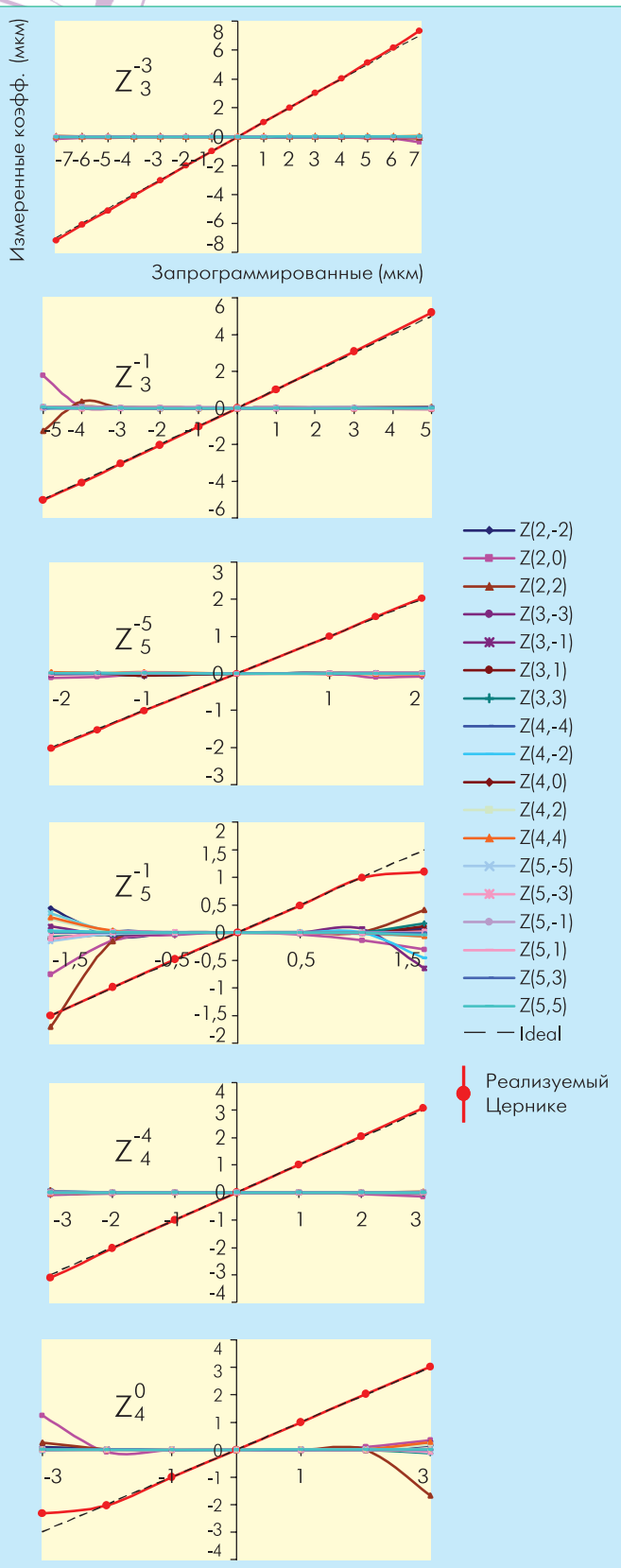


Рис.5 Взаимодействие мод и верность воспроизведения полиномов Цернике до 5-го порядка с помощью МДЗ

ности. В этом контексте для описания aberrаций волнового фронта широко используются полиномы Цернике. Эти полиномы (вплоть до пятого порядка) систематически воспроизводились данной мембраной, чтобы характеризовать диапазон и качество ее изготовления (более подробно см. в [1],

где приведены цветокодированные представления некоторых полиномов, генерированных данной мембраной для зрачка 11,89 мм). Разница между запрограммированным полиномом и волновым фронтом, фактически измеренным ДВФ-ШГ, составила от 1,8 до 7,6 нм, что говорит о высокой точности генерации этих полиномов. Кроме того двумерные aberrационные карты качественно демонстрируют отсутствие других ложных полиномов, связанных с запрограммированными полиномами. Появление ложных полиномов – хорошо известная проблема, возникающая при генерации поверхностей с помощью непрерывных деформируемых мембран. Она была исследована ранее в связи с полиномами Цернике в работе [27]. Этот эффект является результатом взаимодействия мод (mode coupling) и известен как "перекрестная наводка".

Взаимодействие мод делает очевидным то, что сам базис деформируемой мембраны – минимальный набор независимых функций, который может быть точно воспроизведен с помощью гибкой поверхности, – конечен, что обсуждалось и раньше. Поэтому набор полиномов Цернике никогда не будет воспроизведен точно. Для того чтобы установить фактическую верность генерации полиномов Цернике, первые 20 их вариантов, покрывающих все порядки вплоть до пятого, систематически возбуждались в деформируемой мембране. Первое очевидное ограничение при формировании полиномов Цернике определяется теми максимальными и минимальными напряжениями, которые могут быть приложены к устройству. Они равны ± 1 В.

Полученные результаты показаны на рис.5. На графиках приведены результаты измерений полиномов Цернике до пятого порядка, полученные при генерации некоторых из этих вариантов и отмеченные красным цветом. Идеальный отклик показан черной пунктирной линией. Трилистник, полином $Z(3,-3)$, представлен наверху слева. Для этого полинома взаимодействие мод фактически равно нулю в диапазоне допустимых напряжений. Трилистники четвертого и пятого порядков $Z(4,-4)$ и $Z(5,-5)$ демонстрируют взаимодействие мод ближе к концу диапазона, хотя его уровень все еще незначителен. Правая колонка рис.5 показывает наличие комы третьего и пятого порядков для $Z(3,-1)$ и $Z(5,-1)$, а также сферической aberrации для $Z(4,0)$. Для $Z(3,-1)$ существует асимметричный тренд, показывающий усиление взаимодействия мод при увеличении отрицательных значений. В частности, на рисунке наблюдается определенное количество дефокусировки и астигматизма – $Z(2,0)$ и $Z(2,2)$.

Тем не менее, точность реализации, достигнутая в этих вариантах, и величина полученных коэффициентов остаются близкими к идеальным даже на границах диапазонов. Поэтому можно считать, что полином генерируется корректно, когда коэффициенты соответствуют запрограммированным. Возможный подход в установлении критерия хорошей генерации полинома Цернике – использовать общую СКВ-меру

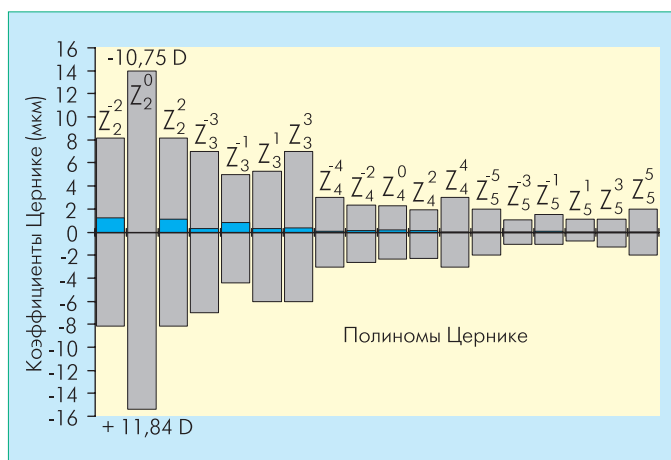


Рис.6 Экспериментальные значения коэффициентов полиномов Цернике до 5-го порядка, полученные с помощью МДЗ при допустимой ошибке генерации <5%. Синие значения – данные, полученные в [45] для глаз с конической роговицей

ошибки измерения волнового фронта. Эта мера ошибки может быть сравнима с величиной программируемых коэффициентов полинома Цернике. Нами установлен 5%-ный порог разности между этими двумя величинами, который может показаться слишком строгим в некоторых случаях. Однако это гарантирует высокую точность получения полиномов для характерных случаев.

Полиномы Цернике, полученные согласно этому критерию, представлены на рис.6. В случае дефокусировки, заданной полиномом $Z(2,0)$, были включены коэффициенты в диоптриях, рассчитанные для гипотетического зрачка глаза размером 6 мм. Полученный диапазон коэффициентов, возможно, противоречит типичным значениям, используемым обычно для характеристик глаз, применяемых для визуальных устройств. Благодаря большой вариативности среди людей, не существует (как, например, в астрономии) простой структурной функции для моделирования aberrаций глаза. В прошлом такие попытки приводили к выводу о том, что глаз может рассматриваться как статистически гомогенная среда [35].

Проводились также замеры aberrаций на больших (статистически значимых) выборках [36–38]. Коэффициенты полиномов Цернике, полученные в этой работе, включая и случаи дефокусировки и астигматизма, на порядок и более превышают те, что соответствуют нормальным глазам. На рис.6 для сравнения (синим цветом) представлены окулярные aberrации, опубликованные в работе [39] для некоторых глазных патологий (глаз пациентов с конической роговицей и диаметром зрачка 5,7 мм). Коническая роговица – дегенеративное изменение роговицы, вызывающее значительные изменения ее формы и толщины. Они приводят обычно к возрастанию aberrаций высокого порядка и могут значительно ухудшить восприятие изображения. Для таких глаз полиномы Цернике представлены на рис.6 до 5-го порядка, но масштаб представления не позволяет различить все из них ввиду их малости по сравнению с величинами, генерируемыми МДЗ.

Коррекция aberrаций глаза

В нашей схеме монохроматические aberrации корректирует МДЗ, а окулярную продольную ХА – линза ахроматора. Левая часть рис.7 показывает усредненное (по четырем пациентам, при исключенном S3) значение хроматической дефокусировки (естественный случай) и влияние на нее линзы ахромата, измеренные ДВФ-ШГ (ширина спектра излучения 140 нм с центром в точке 800 нм). Измерения описаны в работе [32]. Рис.7 представляет усредненную почти идеальную коррекцию (близкую к чувствительности ДВФ) продольной ХА линзой ахроматора.

Правая часть рис.7 показывает результат коррекции ХА (помечен как идеальный вариант) в отсутствие монохроматической aberrации (гипотетический случай для МДЗ). Полихроматические функции распределения точки (PSF) при отсутствии ХА (идеальный вариант) и при наличии ХА также представлены на рис.7 для зрачка диаметром 6,6 мм. Моделирование дефокусировки в PSF осуществлялось с использованием полуэмпирического выражения, полученного в работе [33]. Спектральное распределение источника света предполагается гауссовским, то есть PSF различных длин волн соответствующим образом взвешены. Модуляционная передаточная функция (MTF) вычисляется на основе PSF (подробнее см. в [1]).

Красная кривая соответствует наличию ХА и говорит о значительном снижении оптического качества (как для контраста, так и разрешения) по сравнению с идеальным случаем (синяя кривая).

Коррекция aberrации, осуществленная МДЗ и АЛ, представлена в динамике на рис.8, где показано изменение (с частотой 8 Гц) числа Штреля во время коррекции aberrации для каждого пациента. Это число вычислялось как отношение пикового значения фактической PSF, измеренного во время коррекции, к установившемуся (идеальному) значению

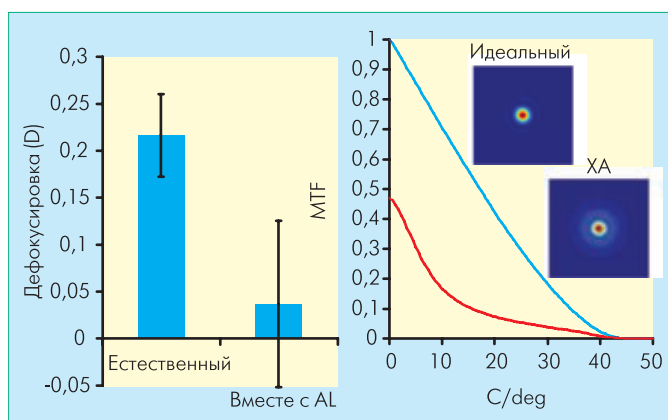


Рис.7 Левая часть: средняя продольная ХА для четырех пациентов без линзы ахроматора и при ее наличии. Правая часть: влияние окулярной ХА на модуляционную передаточную функцию (MTF) при отсутствии монохроматических aberrаций для зрачка диаметром 6,6 мм: красная кривая – есть ХА, синяя – нет ХА. Показаны также PSF в отсутствие и при наличии ХА

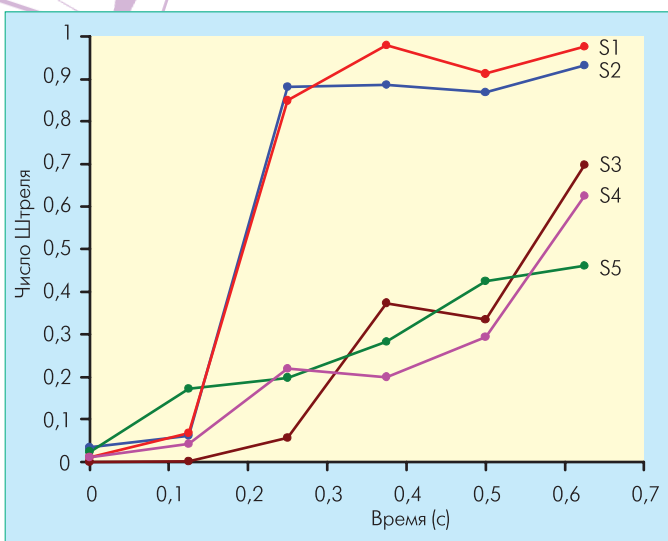


Рис.8 Изменение числа Штреля для пяти различных глаз во время коррекции aberrации зрачка диаметром 6,6 мм

при отсутствии aberrации для зрачка того же диаметра. Следовательно, значение 1 говорит об идеальной коррекции aberrации. На рис.8 показаны первые шесть итераций (0,625 с) процедуры коррекции. Характер кривых зависит от глаз пациентов. Так, для пациентов S1 и S2 коррекция заканчивается фактически за две итерации и требует большего числа итераций для других. Скорость коррекции фактически не зависит от исходного состояния глаз пациентов, которое можно оценить первой точкой на графике. Случайные движения глаз – основное ограничение относительно умеренной скорости сходимости процесса. Хорошая фиксация глаз – основное требование для достижения точной коррекции.

Более детально процедура коррекции показана на рис.9 (пациент S3, страдающий дефокусировкой, вызванной близорукостью). Моменты коррекции выбраны в интервале первых 1,5с коррекции с обратной связью и характерны наибольшими значениями числа Штреля. Пациент S3 имеет значительную близорукость (4,66 D по данным измерений ШГ-датчиком) и роговицу неправильной формы, вносящую aberrации высокого порядка выше нормы, сообщенной в работах [36–38]. На рис.9 показаны (слева направо) цветочкообразные aberrационные карты (слева даны цветные шкалы): начальной aberrации (минимаксный размах – 30 мкм), aberrации после исключения дефокусировки (3 мкм) и остаточной aberrации после коррекции МДЗ (АО ON). Ниже карт представлены соответствующие полихроматические PSF и числа Штреля (подробно показана PSF, соответствующая начальной aberrации). При полной коррекции достигается значение числа Штреля 0,7, показывающее значительный прогресс оптического качества, достигнутый в процессе коррекции. Гистограммы внизу отражают различные составляющие aberrации до (синий) и после (красный) коррекции. Видно, что остаточная aberrация (в том числе и высоких порядков) мала.

ПОЛНАЯ КОРРЕКЦИЯ АБЕРРАЦИЙ

По нашим данным, такая полная коррекция aberrации (включая монохроматическую и хроматическую aberrации) показана впервые. Этот новый подход назван нами панккоррекцией, означающей полную коррекцию [32].

Такая методика коррекции aberrации особенно полезна тогда, когда используются полихроматические источники света, как, например, в ОКТ [40,41]. В ОКТ осевое разрешение определяется спектральной шириной источника света, тогда как поперечное разрешение определяется качеством пятна, сфокусированного на сетчатку. Использование сверхширокополосных спектральных источников света в ОКТ, известное как ОКТ сверхвысокого разрешения [42,43], дает осевое разрешение 2–3 мкм в сетчатке (при использовании гауссовского спектра шириной 130 нм (FWHM) в близкой ИК-области). Недавно были установлены предельные показатели в ОКТ, когда использовался широкий зрачок и источник света с широким спектром [44], показывающие необходимость полной коррекции aberrации для достижения изотропного разрешения. Одновременная коррекция монохроматических и полихроматических aberrаций, представленная в этой работе, экспериментально подтверждает эту концепцию. Но польза от полной коррекции не ограничивается только случаем ОКТ. Другие офтальмологические методики, такие как получение изображения глазного дна при освещении широкой области сетчатки и сканирующая лазерная офтальмоскопия, также могут извлечь пользу от применения широкополосных источников света, уменьшая ухудшение изображения на сетчатке, вызванное спеклами. Следовательно, полная коррекция aberrаций может быть использована и в этих технологиях.

Одновременная коррекция монохроматической и хроматической aberrаций, представленная в этой работе в ИК-области, может быть осуществлена и в других областях спектра (например в видимой области). В принципе линзы-ахроматоры можно спроектировать и для работы в этой области спектра. При этом польза от коррекции хроматической aberrации должна быть больше, чем в близкой ИК-области, благодаря тому, что хроматическая aberrация, существующая в этой области спектра, больше. В данном случае (пример для возможных приложений) предложенная коррекция может быть посвящена изучению влияния aberrаций в видимой области, допускающей использование белого света.

Магнитно-деформируемое зеркало

Рассмотренное МДЗ демонстрирует высокую линейность по отношению к приложенному напряжению в отличие от других деформируемых зеркал с непрерывными мембранами. Это существенно отличает его характеристики от зеркал, деформируемых электростатически. В этих последних зеркалах уравнение Пуассона, описывающее силу, приложенную к мембране актюатором, дает квадратичную зависи-

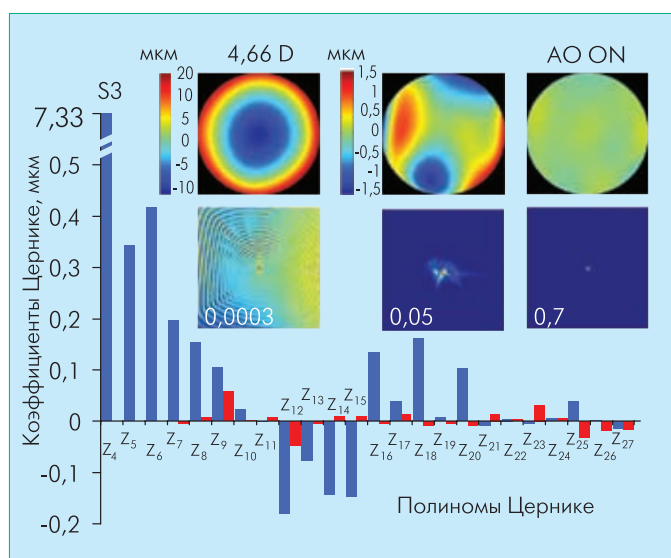


Рис. 9 Коррекция aberrации у пациента S3. Слева направо приведены aberrационные карты, показывающие: начальные aberrации, aberrации без дефокусировки и полную коррекцию. Соответствующие полихроматические PSF изображены ниже под каждой картой вместе с числом Штреля. Гистограмма показывает коэффициенты Цернике (исходные – синие, скорректированные – красные)

мость от напряжения, приложенного к актюатору [45]. Такая же ситуация имеет место и для пьезоэлектрических деформируемых зеркал.

Другая характеристика МДЗ – возможность точно воспроизвести полиномы Цернике. Нежелательное взаимодействие мод при этом неизбежно, учитывая работу с ограниченным числом актюаторов и непрерывную мембрану. Однако характеристики современных устройств коррекции заметно лучше, возможно, благодаря отсутствию ограничений на краях деформированной мембраны, а также благодаря ее эластичности.

Другие корректирующие устройства, например пространственные световые модуляторы на жидких кристаллах (LC-SLM), также упоминаются в связи с офтальмологическими приложениями, изучающими точность генерации полиномов Цернике. В частности, в работе [21] для LC-SLM явно рассмотрена точность реализации определенных полиномов Цернике в связи с проблемой взаимодействия мод. Кома третьего порядка и трилистник пятого порядка непосредственно соответствуют тому, что представлено в данной работе. Диапазон генерации и точность воспроизведения в этих примерах сопоставимы с нашими, хотя технологии совершенно различны. В случае корректирующих устройств на жидких кристаллах возникновение aberrаций заканчивается свертыванием фазы, использование пикселей совершенно не зависит друг от друга. Поэтому взаимодействие мод возникает как эффект, связанный с конечным числом возможных независимых пикселей (около 600 000 в рассматриваемом случае) необходимым для того, чтобы выполнить операцию свертывания фазы.

Диапазоны генерации полиномов Цернике делают МДЗ удобным для офтальмологических приложений, способным полностью компенсировать aberrации, возникающие у населения, включая даже патологические случаи, когда окулярные aberrации значительно увеличены, как это имеет место для глаз с конической роговицей. Точность отклика такого устройства допускает использование большого коэффициента усиления в петле обратной связи, уменьшая число итераций, необходимых для завершения коррекции aberrации.

Временной отклик МДЗ при коррекции aberrации отличается от пациента к пациенту, как это видно на рис.8. Начальный уровень aberrаций не зависит от процесса коррекции, она полностью определяется возможной амплитудой деформации зеркала. Различия отклика могут зависеть от различной динамики глаз тестируемых пациентов или неподвижности его глаз во время тестирования. Различия можно частично сгладить, используя различные коэффициенты усиления, экспериментально подобранные для каждого конкретного пациента или даже используя усиление, зависящее от времени, в схеме алгоритма.

Заметное преимущество МДЗ по сравнению с другими зеркалами – возможность воспроизводить большое количество aberrаций, включая aberrации высокого порядка (в этой работе мы ограничились пятым порядком). Практическое использование МДЗ было продемонстрировано только для успешной коррекции aberrации глаз (см. рис.9). Наряду с коррекцией aberrаций высокого порядка МДЗ может одновременно корректировать дефокусировку и астигматизм, обычно выполняемые устройствами типа очковых линз или дополнительными пьезоэлектрически деформируемыми зеркалами, компенсирующими только aberrации низкого порядка. В этом плане МДЗ может решить парадоксальную ситуацию, возникающую в некоторых офтальмологических АО-системах: использование обычных очков для коррекции дефокусировки и астигматизма тогда, когда для коррекции окулярных aberrаций (также относительно важных для зрачка нормальных глаз) используются столь совершенные методы.

Ограниченный размах деформируемых зеркал, используемых в других существующих технологиях, воспроизводящих, в частности, aberrации высокого порядка, позволяет применять АО пока еще для относительно хороших глаз (нормальных или с низким уровнем aberrаций). В этом сценарии глаза с большими aberrациями (возможное следствие патологической роговицы) или просто те, что имеют большой уровень дефокусировки или астигматизма, нужно исключить из сферы применения АО. Однако глаза с большими aberrациями – это как раз то, что должно было бы получить наибольшую выгоду от применения АО. С этой точки зрения представленное МДЗ показало, что оно выполняет требования, определяющие применимость АО для коррекции глаз.

ЛИТЕРАТУРА

1. **E.Fernandez et al.** AO with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye. – *Opt. Express*, Oct. 2006, v.14, No.20, p.8900.
2. **E.Fernandez et al.** Closed-loop AO in the human eye. – *Opt. Lett.*, 2001, v.26, p.746.
3. **H.Hofer et al.** Improvement in retinal image quality with dynamic correction of the eye's aberrations. – *Opt. Express*, 2001, v.8, p.631.
4. **J.Rha et al.** AO flood-illumination camera for high speed retinal imaging. – *Opt. Express*, 2006, v.14, p.4552.
5. **A.Roorda et al.** AO scanning laser ophthalmoscopy. – *Opt. Express*, 2002, v.10, p.405.
6. **Y.Zhang et al.** MEMS-based adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. – *Opt. Lett.*, 2006, v.31, p.1268.
7. **B.Hermann et al.** AO ultrahigh resolution optical coherence tomography. – *Opt. Lett.*, 2004, v.29, p.2142.
8. **Y.Zhang et al.** AO spectral optical coherence tomography for imaging the living retina. – *Opt. Express*, 2005, v.13, p.4792.
9. **R.Zawadzki et al.** AO optical coherence tomography for high-resolution and high-speed 3D retinal in vivo imaging. – *Opt. Express*, 2005, v.13, p.8532.
10. **E.Fernandez et al.** Three-dimensional AO ultrahigh-resolution optical coherence tomography using a liquid crystal spatial light modulator. – *Vis. Res.*, 2005, v.45, p.3432.
11. **E.Fernandez et al.** AO visual simulator. – *J. Refract. Surgery*, 2002, v.18, p.634.
12. **P.Artal et al.** Neural compensation for the eye's optical aberrations. – *J. of Vision*, 2004, v.4, p.281.
13. **E.Fernandez, P.Artal.** Study on the effects of monochromatic aberrations in the accommodation response by using AO. – *J. Opt. Soc. of Am.*, 2005, A22, p.1732.
14. **P.Piers et al.** AO simulation of intraocular lenses with modified spherical aberration. – *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.*, 2004, v.45, p.4601.
15. **L.Chen et al.** Accommodation with higher-order monochromatic aberrations corrected with AO. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2006, A23, p.1.
16. **K.Hampson et al.** Adaptive optics system for investigation of the effect of the aberration dynamics of the human eye on steady-state accommodation control. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2006, A23, p.1082.
17. **G.Rousset.** Wavefront sensing. NATO ASI Series Vol.C423, p.115. – AO for Astronomy. D.Alloin J.-M.Mariotti, Eds. – Kluwer Acad. Publ., 1994.
18. **J.Liang et al.** Objective measurement of wave aberrations of the human eye with use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. – *J. Opt. Soc. Am.*, 1994, A11, p.1949.
19. **P.Prieto et al.** Analysis of the performance of the Hartmann-Shack sensor in the human eye. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2000, A17, p.1388.
20. **F.Vargas-Martin et al.** Correction of the aberrations in the human eye with a liquid crystal spatial light modulator: limits to performance. – *J. Opt. Soc. Am.*, 1998, A15, p.2552.
21. **P.Prieto et al.** AO with a programmable phase modulator: applications in the human eye. – *Opt. Express*, 2004, v.12, p.4059.
22. **J.Liang et al.** Supernormal vision and high-resolution retinal imaging through AO. – *J. Opt. Soc. Am.*, 1997, A14, p.2884.
23. **E.Dalimier, C.Dainty.** Comparative analysis of deformable mirrors for ocular AO. – *Opt. Express*, 2005, v.13, p.4275.
24. **L.Zhu et al.** Aberration-free dynamic focusing with a multichannel micromachined membrane deformable mirror. – *Appl. Opt.*, 1999, v.38, p.5350.
25. **D.Dayton et al.** Laboratory and field demonstration of low cost membrane mirror AO system. – *Opt. Commun.*, 2000, v.176, p.339.
26. **C.Paterson et al.** A low cost AO system using a membrane mirror. – *Opt. Express*, 2000, v.6, p.175.
27. **E.Fernandez, P.Artal.** Membrane deformable mirror for AO: performance limits in visual optics. – *Opt. Express*, 2003, v.11, p.1056.
28. **N.Doble et al.** Use of a microelectromechanical mirror for AO in the human eye. – *Opt. Lett.*, 2002, v.27, p.1537.
29. **A.Unterhuber et al.** Compact, low-cost TiAl₂O₃ laser for in vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography. – *Opt. Lett.*, 2003, v.28, p.905.
30. ANSI Z 136-1: American National Standard for Safe Use of Lasers (2000).
31. **C.Boyer et al.** AO: interaction matrix measurements and real time control algorithms for the COME ON project. – *Amplitude and Intensity Spatial Interferometry*. – *Proc. SPIE*, 1990, v.1237, p.406.
32. **E.Fernandez et al.** Chromatic aberration correction of the human eye for retinal imaging in the near infrared. – *Opt. Express*, 2006, v.14, p.6213.
33. **E.Fernandez et al.** Ocular aberrations as a function of wavelength in the near infrared measured with a femtosecond laser. – *Opt. Express*, 2005, v.13, p.400.
34. **L.Thibos et al.** Standards for reporting the optical aberrations of eyes. – *J. Refract. Surgery*, 2002, v.18, p.652.
35. **M.Cagigal et al.** Statistical description of wave-front aberration in the human eye. – *Opt. Lett.*, 2002, v.27, p.37.
36. **J.Porter et al.** Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2001, A18, p.1793.
37. **J.Castejon-Mochon et al.** Ocular wavefront aberration statistics in a normal young population. – *Vis. Res.*, 2002, v.42, p.1611.
38. **L.Thibos et al.** Statistical variation of aberration structure and image quality in a normal population of healthy eyes. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2002, A19, p.2329.
39. **A.Guirao et al.** Calculated impact of higher-order monochromatic aberrations on retinal image quality in a population of human eyes. – *J. Opt. Soc. Am.*, 2002, A19, p.1.
40. **D.Huang et al.** Optical coherence tomography. – *Science*, 1991, v.254, p.1178.
41. **W.Drexler.** Ultrahigh resolution optical coherence tomography. – *J. Biomed. Opt.*, 2004, v.9, p.47.
42. **W.Drexler et al.** In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography. – *Opt. Lett.*, 1999, v.24, p.1221.
43. **W.Drexler et al.** Ultrahigh resolution ophthalmic optical coherence tomography. – *Nature Medicine*, 2001, v.7, p.502.
44. **E.Fernandez, W.Drexler.** Influence of ocular chromatic aberration and pupil size on transverse resolution in ophthalmic AO optical coherence tomography. – *Opt. Express*, 2005, v.13, p.8184.
45. **E.Claffin, N.Bareket.** Configuring an electrostatic membrane mirror by least square fitting with analytically derived influence functions. – *J. Opt. Soc. Am.*, 1986, A3, p.1833.

