

Адаптивная система для регистрации изображения глазного дна

А.В.Ларичев^{***}, П.В.Иванов^{**}, Н.Г.Ирошников^{**},
В.И.Шмальгаузен^{**}, Л.Дж.Оттен^{***}

Создана компактная адаптивная система, позволяющая регистрировать изображения сетчатки человеческого глаза с пространственным разрешением до 6 мкм и полем зрения 15°. Показано, что модальный диморфный корректор с нелокализованными функциями отклика позволяет эффективно подавлять динамические аберрации человеческого глаза. Остаточная среднеквадратичная ошибка коррекции аберраций реального глаза с непарализованной аккомодацией лежит в диапазоне 0,1-0,15 мкм.

1. Введение

В настоящее время оптические методы исследования широко применяются при диагностике патологий сетчатки человеческого глаза. Однако в большинстве случаев получить изображения сетчатки с пространственным разрешением, ограниченным дифракцией на зрачке глаза, не удается. Известно, что глаз человека, не имеющий выраженных патологий рефракции, может считаться приближенно дифракционно-ограниченным только при малом диаметре зрачка 2-3 мм. При больших диаметрах пространственное разрешение ограничено случайными аберрациями. Эти аберрации вносятся роговицей, хрусталиком и стекловидным телом [1,2] и приводят к необходимости ограничения диаметра входного зрачка приборов до 2 мм для исследования глазного дна (фундус-камер).

В последнее время интенсивно развиваются методы адаптивной оптики, которые позволяют скомпенсировать случайные аберрации глаза, и, следовательно, увеличить диаметр используемого входного зрачка прибора до 5-7 мм. Лианг в 1994 г.

впервые предложил применять датчик волнового фронта Шака-Гартмана для определения аберраций глаза [3].

Для этой цели излучение лазера направлялось в глаз, фокусировалось элементами глаза на сетчатке, образуя опорный источник. Рассеянное излучение, вышедшее из глаза, направлялось на датчик волнового фронта. Первая успешная попытка компенсации статических аберраций глаза была совершена в 1997 г. [4] с использованием адаптивной оптической системы, состоящей из датчика Шака-Гартмана и монолитного 37-электродного деформируемого зеркала. Коррекция фазовых искажений позволила различить мозаику фоторецепторов сетчатки с характерным размером 6 мкм.

Первые реализации датчика Шака-Гартмана не позволяли измерять аберрации глаза с высокой скоростью. Это было связано с тем, что спекл-структура, возникающая при рассеянии лазерного пучка на сетчатке, существенно понижала качество регистрируемого сигнала. Для подавления спеклов использовалось временное интегрирование в пределах от 200 до 400 мс.

В 2001 г. появились динамические датчики, измеряющие фазовые искажения глаза в реальном времени. Проведенные эксперименты показали, что аберрации глаза флуктуируют во времени [5,6]. Для подавления спекл-структуры в этих датчиках применялся либо метод сканирования положения опорного источника по сетчатке [6], либо источник с

* Институт проблем лазерных и информационных технологий РАН, Россия.

** Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова.

*** Kestrel Corporation, New Mexico, USA

низкой пространственной когерентностью [5]. В том же году была продемонстрирована возможность компенсации динамических фазовых искажений с помощью мембранного зеркала [7] и биморфного корректора [8]. Однако в последнем случае изображение сетчатки не регистрировалось.

В работе Х.Хофера [9] было проведено экспериментальное сравнение качества компенсации aberrаций глаза при статическом и динамическом управлении 37-электродным монолитным зеркалом. Используемый датчик волнового фронта Шака-Гартмана измерял aberrации с частотой 30 Гц. Проведенный анализ показал, что динамическая компенсация увеличивает отношение факторов Штреля в три раза и контраст наблюдаемых фоторецепторов на 33% по сравнению со статической компенсацией. При этом поле зрения системы составляло 1°. Однако с точки зрения клинических применений наибольший интерес представляют устройства с полем зрения от 10 до 30°. В связи с этим существует необходимость в значительном увеличении угла зрения адаптивных систем для изображения сетчатки.

Поле зрения адаптивной системы в случае исследования глаза человека ограничено в основном двумя факторами: несовершенством изображающей оптики и анизопланарными эффектами в оптической системе глаза.

Аналитические оценки, аналогичные приведенным в работе [10], показали, что в большинстве случаев при диаметре зрачка 5 мм, достаточном с точки зрения дифракционных ограничений для наблюдения даже самых мелких деталей глазного дна, изопланарное поле зрения составляет 7,5-15° (в зависимости от величины aberrаций глаза и их распределения между хрусталиком и роговицей). Таким образом, применив оптическую изображающую систему, свободную от собственных aberrаций в угловом поле до 15°, можно ожидать, что адаптивная система будет способна компенсировать искажения во всей изопланарной области.

Известно, что амплитуда aberrаций глаза резко падает с увеличением их порядкового номера [11]. Наибольшую амплитуду имеют такие aberrации низкого порядка, как дефокусировка, астигматизм, кома и сферическая aberrация. Монолитные и мембранные зеркала позволяют корректировать aberrации только с относительно небольшими амплитудами. В связи с этим в работах [4,7,9] предварительно перед замыканием обратной связи с помощью дополнительных линзовых систем компенсировались дефокусировка и астигматизм. В работе [12] исследовалась возможность применения

для этой цели 69-сегментного жидкокристаллического корректора. Однако достичь желаемого результата не удалось. Авторы пришли к заключению, что для компенсации реальных aberrаций глаза необходимо значительное увеличение динамического диапазона и числа сегментов корректора. Таким образом, вопрос об оптимальном выборе корректора волнового фронта для компенсации aberrаций глаза остается открытым.

Существует еще один тип корректоров волнового фронта, ранее не использовавшийся в адаптивных системах компенсации aberrаций глаза человека: модальные гибкие зеркала [13,14]. Такие корректоры позволяют с хорошей точностью моделировать aberrации низкого порядка с относительно большими амплитудами при использовании небольшого числа каналов управления. Эта особенность корректоров соответствует статистическим свойствам фазовых искажений глаза.

Функции отклика модальных корректоров не являются локализованными: при подаче управляющего напряжения на выделенный электрод меняется форма всего зеркала. Это обстоятельство существенно затрудняет управление таким зеркалом.

В настоящей работе представлена адаптивная система для регистрации изображения глазного дна с углом зрения 15°, состоящая из динамического датчика волнового фронта Шака-Гартмана и модального биморфного корректора.

2. Описание экспериментальной установки

Схема экспериментальной установки приведена на рис.1. Оптическая система была создана на основе фундус-камеры КФГ-2, выпускаемой серийно Загорским оптико-механическим заводом (АО "ЗОМЗ"). Оптические элементы, относящиеся к этому прибору, очерчены на схеме пунктирной линией. К стандартной фундус-камере был добавлен блок адаптивной системы, позволяющий компенсировать aberrации глаза и регистрировать изображение сетчатки с помощью цифровой высокоразрешающей камеры. Адаптивный блок имел размеры 23×23×30 см.

В конструкцию серийной модели КФГ-2 был внесен ряд изменений. Для увеличения дифракционно-ограниченного разрешения системы до 200 лин./мм (разрешение определено по полувысоте функции передачи модуляции) диаметр входного зрачка прибора был увеличен от 2 до 4,8 мм. Были удалены галогенная лампа подсветки и импульсная ксеноновая лампа с соответствующей собирающей оптикой, а также электронные блоки, которые были

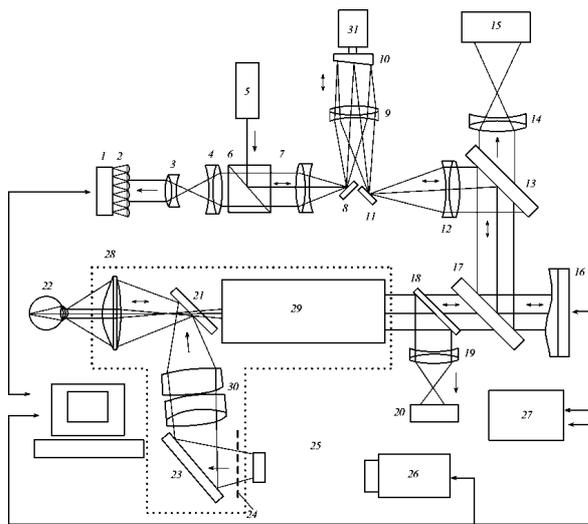


Рис. 1. Схема экспериментальной установки: 1, 20 — CCD-камеры; 2 — линзовый растр; 3, 4, 7, 9, 12, 14, 19 — линзы; 5 — лазер; 6 — делительный кубик; 13, 17, 18 — светоделительные пластины; 8, 10, 11, 21, 23 — зеркала; 15 — цифровая камера; 16 — адаптивное зеркало; 22 — глаз; 24 — кольцевая диафрагма; 25 — блок управления адаптивным зеркалом; 27 — стекловолоконный жгут; 26 — блок осветителя; 28, 30 — объективы; 29 — объективы фундус-камеры; 31 — электродвигатель.

необходимы для управления упомянутыми лампами. Наблюдательный бинокляр, используемый для наведения фундус-камеры на глаз человека, был заменен на ИК систему наведения, состоящую из линзы 19 и ИК чувствительной CCD-камеры 20.

Для подсветки дна исследуемого глаза, как в режиме наводки, так и в режиме цифровой фото-регистрации был создан блок освещения 26. В качестве основного источника света в устройстве использовалась ксеноновая лампа постоянного свечения с мощностью 300 Вт и малым размером дуги. Излучение лампы коллимировалось встроенным параболическим отражателем и попадало на подвижное зеркало, закрепленное на оси электромагнитного привода (эти элементы на схеме не показаны). В режиме ожидания зеркало было выведено из светового пучка. При подаче управляющего импульса зеркало поворачивалось, и пучок направлялся на фокусирующую линзу и далее на торец стекловолоконного жгута 25, который заводил излучение в оптический блок фундус-камеры. Таким образом, длительность световой вспышки, направляемой в глаз, зависела от длительности управляющего импульса, подаваемого на зеркало. Между поворотным зеркалом и фокусирующей линзой можно было устанавливать различные узкополосные

фильтры, что позволяло фотографировать глазное дно в различных спектральных диапазонах. Для фильтрации ИК излучения в блоке освещения была установлена спектральная светоделительная пластина, пропускающая излучение только видимого диапазона и отражающая излучение ближнего ИК диапазона. Эта пластина также заводила в оптический тракт ИК излучение галогенной лампы, используемой при наводке фундус-камеры на глаз пациента.

Излучение подсветки, распространяющееся по стекловолоконному жгуту, проходило через кольцевую диафрагму 24. Объектив 30 создавал изображение этой диафрагмы на поворотном кольцевом зеркале 21, которое использовалось для разделения излучения подсветки на прямой и обратный проход. Главный объектив камеры 28 создавал изображение кольцевого источника света на роговице глаза 22, центральная часть роговицы при этом оставалась неосвещенной. Входной зрачок прибора целиком помещался внутри неосвещенной области. Этим достигалась дополнительная селекция роговичных бликов. Таким образом, паразитные отражения не возникали в области входного зрачка прибора и не вызывали артефактов на изображении сетчатки. Такая система подсветки также создавала равномерное освещение глазного дна. Более подробно с принципом действия подобных офтальмологических приборов можно ознакомиться в работах [15, 16].

Отраженный сетчаткой свет выходит из глаза в виде квазипараллельного пучка. Изображение зрачка глаза строилось главным объективом камеры 28 в плоскости кольцевого зеркала 21. При этом диаметр пучка соответствовал центральному отверстию кольцевого зеркала.

Излучение далее попадало в объектив 29, который крепился на устройстве, обеспечивающем поперечное перемещение и позволяющем компенсировать аметропию глаза в диапазоне от -20 до $+20$ дптр.

После прохождения оптических узлов фундус-камеры свет попадал на спектральную светоделительную пластину 18. Часть излучения, соответствующая ИК области спектра (800-1000 нм) галогеновой лампы отклонялась пластиной и направлялась в систему наведения. При этом линза 19 формировала изображение сетчатки в плоскости ИК чувствительной видеокамеры 20. Изображение, регистрируемое видеокамерой, отображалось на экране компьютера и использовалось для наведения фундус-камеры на выбранную часть сетчатки.

Свет, прошедший через светоделительные пластины 18 и 17, падал на адаптивное зеркало 16. В приборе использовался модальный биморфный корректор, аналогичный описанному в работе [8].

Восемнадцать электродов зеркала позволяли компенсировать аберрации до пятого порядка включительно. Поверхность зеркала была сопряжена с плоскостью зрачка глаза и выходным зрачком фундус-камеры.

Пучок, отраженный от гибкого зеркала, падал на делительную пластинку 13, которая пропускала излучение в видимом диапазоне 440-670 нм и отражала излучение в диапазоне 680-800 нм. Прошедшее излучение попадало на линзу 14, которая формировала изображение глазного дна на матрице цифровой видеокамеры ЦФК3020. Один пиксел камеры соответствовал области сетчатки размером 2,7 мкм. Фоточувствительная матрица имела разрешение 2000×3000 точек. Сигнал с матрицы оцифровывался с использованием 14-битного АЦП. Для типичных уровней освещенности сетчатки камера обеспечивала отношение сигнал-шум 68 дБ. Цифровой интерфейс позволял передавать информацию в компьютер с частотой 1 кадр в секунду.

Конфигурация датчика волнового фронта во многом повторяет устройство, описанное в работе [6]. Для создания опорного источника на сетчатке использовалось излучение полупроводникового ИК лазера с длиной волны 780 нм. ИК излучение этого диапазона имеет высокий коэффициент отражения от глазного дна (10-12%) [17] и, по сравнению с видимым диапазоном, более комфортно для глаза человека. Кроме того, выбор такой длины волны опорного источника позволил подбором спектральных характеристик оптических элементов системы разделить канал формирования изображения сетчатки в видимом диапазоне спектра и канал измерения аберраций, использующий ИК когерентное излучение. Пучок лазера 5 предварительно проходил через диафрагму (на схеме не показана) диаметром 0,8 мм. Уменьшение диаметра пучка позволило выполнить условия измерений по однопроходной схеме [18]. Мощность излучения, попадающего в глаз, составляла 50 мкВт и была значительно меньше предельно допустимого значения [19,20]. Далее пучок отражался от внутренней грани поляризационного кубика 6, проходил линзы 7, 9, 12, отражался от адаптивного зеркала 16 и направлялся в оптический канал фундус-камеры. После прохождения объективов 29 и 28 лазерное излучение фокусировалось элементами глаза на сетчатке, образуя опорный источник. Излучение, рассеянное сетчаткой, попадало обратно в систему, и после отражения от адаптивного зеркала 16 направлялось на датчик волнового фронта Шака-Гартмана. Линзовый растр датчика 2 был расположен в плоскости, оптически сопряженной с плоскостью зрачка глаза. Каждая линза растра (субапертура)

имела диаметр 0,25 мм и фокусное расстояние 7,8 мм. При диаметре зрачка, равном 4,8 мм, излучение, вышедшее из глаза, освещало порядка 120 субапертур растра. Линзы датчика разделяли исследуемый волновой фронт, образуя в фокальной плоскости массив пятен (гартманогамму). Каждое пятно гартманогаммы являлось изображением опорного источника на сетчатке. Полученная гартманогамма регистрировалась CCD-камерой 1, находящейся в фокальной плоскости линзового растра, и заносилась в память компьютера с частотой 30 кадров в секунду и разрешением 640×480 точек.

По измеренным локальным наклонам волнового фронт восстанавливался методом наименьших квадратов [21] в виде разложения по 36 полиномам Цернике [22] и по функциям отклика адаптивного зеркала. Время обработки одной гартманогаммы составляло 8 мс. Таким образом, предельная скорость измерения аберраций ограничивалась параметрами видеокамеры (кадровая частота 30 Гц).

При рассеянии сетчаткой когерентного лазерного излучения возникает спекл-поле, которое понижает качество сигнала датчика Шака-Гартмана и увеличивает ошибку определения аберраций [6]. Для подавления спеклов в нашей системе использовался метод сканирования опорного источника по сетчатке. С этой целью зеркало 10 было закреплено на оси электродвигателя под небольшим углом, равным 0,5°. Вращение зеркала вызывало смещение опорного источника на сетчатке и, вследствие этого, изменение спекл-структуры. При частоте вращения электродвигателя 50 об./с характерное время изменения спеклов (0,2 мс) было много меньше времени интегрирования CCD-камеры 1 (30 мс), и они эффективно подавлялись.

Поскольку лазерное излучение отражалось от зеркала сканера дважды на прямом и обратном проходе, то смещение опорного источника на сетчатке не вызывало смещения пятен гартманогаммы. Это связано с тем, что глаз в значительной степени работает как ретрорефлектор: рассеянное сетчаткой излучение выходит из глаза под тем же углом, что и падающее. Так как поверхность зеркала сканера была оптически сопряжена с входным зрачком системы и линзовым растром датчика, то вносимые сканером наклоны волнового фронта на обратном проходе компенсировались.

Функции отклика модального биморфного корректора не являются полностью ортогональными. Это обстоятельство затрудняет процедуру управления корректором. Для ортогонализации функций отклика электроды были объединены в 11 групп. Управляющее напряжение с разными весами

подавалось на все электроды одной группы одновременно. Веса определялись экспериментально таким образом, чтобы функции отклика были максимально близки функциям Цернике. В большинстве случаев остаточная ошибка компенсации aberrаций реального глаза была менее 0,1-0,15 мкм. Когда ошибка коррекции достигала этого значения, компьютер автоматически вырабатывал синхронизирующий сигнал для блока осветителя и проводилось фотографирование глазного дна.

Следует отметить важную особенность применения метода сканирования при измерении фазовых искажений, не связанную с подавлением спеклов. Человеческий глаз, как и большинство оптических систем, не является изопланарным [23]. Это означает, что измеренные фазовые искажения зависят от углового положения опорного источника. В таком случае определить aberrации для всего поля зрения системы, используя один опорный источник, невозможно [24]. Поэтому адаптивная компенсация улучшает качество изображения только в области изопланатизма. В ряде случаев бывает предпочтительнее скорректировать средние aberrации для большого угла зрения и улучшить в среднем качество изображения в большой области, чем добиться высокого разрешения в малой области.

Особенность метода сканирования и заключается в том, что он потенциально предоставляет возможность определять средние aberrации с использованием только одного опорного источника. Так, при достаточно быстром движении лазерного пятна, происходит усреднение фазовых искажений по области сканирования. Изменение же угла наклона зеркала позволяет менять размер этой области. В данной работе мы не ставили перед собой задачу компенсации средних aberrаций. В нашем случае опорный источник описывал на сетчатке окружность диаметром 150 мкм. К настоящему моменту нет экспериментальных данных, характеризующих степень анизопланатизма реального человеческого глаза. Однако, опираясь на теоретические оценки [10], можно предположить, что смещение лазерного пятна в нашем случае было значительно меньше радиуса изопланатизма.

Сетчатка человеческого глаза отражает малую часть падающего на нее света [17]. Мощность ИК излучения, вышедшего из глаза, в эксперименте не превышала 5 мВт. Хотя на все линзы было нанесено просветляющее покрытие, мощность бликов, создаваемых линзами, была сравнима с мощностью полезного сигнала. Для подавления паразитных отражений поляризационный кубик б был установлен таким образом, что он пропускал деполаризованное

излучение, рассеянное сетчаткой, и отражал поляризованные блики от оптических поверхностей. Между линзами 3 и 4 в фокальной плоскости размещалась диафрагма (на схеме не показана), которая также частично подавляла дефокусированные отражения.

3. Компенсация aberrаций модели глаза

В экспериментах использовалась модель глаза, состоящая из объектива с фокусным расстоянием $f=20$ мм и рассеивателя (стекловолоконной шайбы с диаметром волокна 6 мкм), имитирующего сетчатку глаза. Передняя грань шайбы имела вогнутую сферическую поверхность с радиусом кривизны, совпадающим с радиусом кривизны фокальной поверхности объектива, что позволяло добиться точной фокусировки на всю поверхность шайбы. К задней плоской грани шайбы оптическим клеем была прикреплена стандартная мира 118AP, известная еще как "трехшпальная мира". Лазерный пучок, прошедший через объектив, фокусировался на передней грани шайбы. Далее свет распространялся вдоль волокон, отражался от миры, проходил в обратном направлении и создавал опорный источник на передней поверхности шайбы. Фаза излучения, вышедшего из различных волокон, была практически некоррелированной. Стекловолоконная шайба крепилась на микрометрической подвижке, что позволяло перемещать ее в продольном направлении с точностью 10 мкм.

Качество работы адаптивной системы показано на рис.2. На нем даны изображения центральной

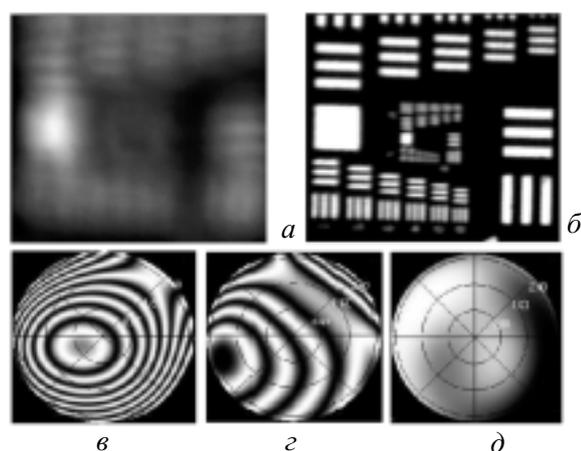


Рис.2. Изображения центральной части стандартной миры USAF при разомкнутой (а) и замкнутой (б) обратной связи, а также интерферограммы волнового фронта до компенсации (в), до компенсации при исключении дефокусировки (г) и после компенсации (д).

части мира при разомкнутой и замкнутой обратной связи. Для создания фазовых искажений в плоскость зрачка искусственного глаза была помещена очковая линза низкого качества под углом к оптической оси системы. Предварительная компенсация дефокуса с помощью перестраиваемого объектива фундус-камеры не проводилась. В этом эксперименте мира подсвечивалась с обратной по отношению к зрачку модели глаза стороны. Несмотря на сильные исходные aberrации (среднеквадратичное отклонение волнового фронта составляло 1,2 мкм), адаптивная компенсация позволила разрешить горизонтальные штрихи мира группы 6-6, имеющие пространственную частоту 114 штрих./мм.

Следует отметить, что использование стекловолочной шайбы в модели глаза не позволяет разрешать элементы группы 7, имеющие частоту, большую 128 штрих./мм. Мы не можем видеть детали мира размером, меньшим поперечного диаметра волокна. Действительно, при прямом наблюдении поверхности шайбы в микроскоп группа 7 тоже не разрешалась. На рис.2 также представлены интерферограммы aberrаций искусственного глаза до компенсации, до компенсации при исключении дефокусировки и после адаптивной компенсации. Среднеквадратичное отклонение волнового фронта уменьшилось до 0,07 мкм.

4. Компенсация динамических aberrаций реального глаза

Зрачок глаза предварительно расширился с помощью мидриатических капель (Phenylephrine Hydrochloride, 2,5%), не парализующих аккомодацию. Расширение зрачка позволяло использовать внешнюю его часть для подсветки глазного дна, а внутреннюю — для регистрации изображения сетчатки. Голова пациента фиксировалась с помощью лицевого устройства фундус-камеры. Всем пациентам давалась инструкция смотреть на фиксационную иглу, расположенную внутри камеры (бесконечно удаленный объект). Оптический канал формирования изображения иглы и канал адаптивной компенсации были разделены, поэтому деформации адаптивного зеркала не оказывали влияния на аккомодацию глаза.

Наведение фундус-камеры на выбранное место сетчатки осуществлялось с помощью CCD-камеры 20. Aberrации глаза измерялись при этом в реальном времени, и информация отображалась на мониторе компьютера. Предварительно, до замыкания обратной связи, с помощью перестраиваемого объектива фундус-камеры компенсировался дефокус глаза. Коэффициент Цернике, соответствующий дефо-

кусировке, сводился при этом к минимальному значению. Это позволяло полностью использовать динамический диапазон адаптивного зеркала. После включения обратной связи происходила компенсация aberrаций глаза. Глазное дно фотографировалось, когда остаточная среднеквадратичная ошибка компенсации у достигала значения, меньшего 0,15 мкм. Однако в некоторых случаях, когда амплитуды aberrаций (обычно амплитуда астигматизма) превышали динамический диапазон деформаций адаптивного зеркала, достичь удовлетворительного качества подавления фазовых искажений не удавалось. Другая, менее распространенная причина плохой компенсации была связана с низким уровнем полезного сигнала регистрируемой гартманогаммы, например вследствие помутнения хрусталика глаза.

В момент вспышки ксеноновой лампы лазер и лампа подсветки выключались, а управляющее напряжение на зеркале “замораживалось”. Длительность светового импульса перестраивалась в диапазоне от 30 до 100 мс. Глазное дно фотографировалось в различных спектральных диапазонах. Для этого проводилась фильтрация излучения ксеноновой лампы на выходе блока осветителя. Наибольшая освещенность сетчатки (в отсутствие фильтров) составляла 0,08 Дж/см². Согласно американскому стандарту АН81, максимальная допустимая освещенность для белого света равна 0,924 Дж/см² при времени экспозиции 0,5 с [19].

Различные спектральные компоненты света отражаются от слоев сетчатки, лежащих на разной глубине. Так как длина волны лазера при определении aberrаций оставалась постоянной, то при переходе от одного спектрального диапазона световой вспышки к другому изображение глазного дна получалось дефокусированным. Для устранения этого эффекта (после завершения адаптивной компенсации) непосредственно перед фотографированием на основной электрод гибкого зеркала подавалось дополнительное напряжение. Тем самым в изображающий канал вводилась дефокусировка, компенсирующая смещение отражающего слоя сетчатки. Использование различных спектральных полос позволяло получать изображения слоев сетчатки, лежащих на разной глубине.

На рис.3 приведен пример адаптивной компенсации aberrаций глаза. Aberrации регистрировались в течение 10 с. Обратная связь была замкнута на третьей секунде. Предварительная компенсация дефокуса (с помощью перестраиваемого объектива фундус-камеры) не проводилась, поэтому до включения обратной связи дефокус (кривая 1) был преобладающей aberrацией (0,5 мкм). Следующими

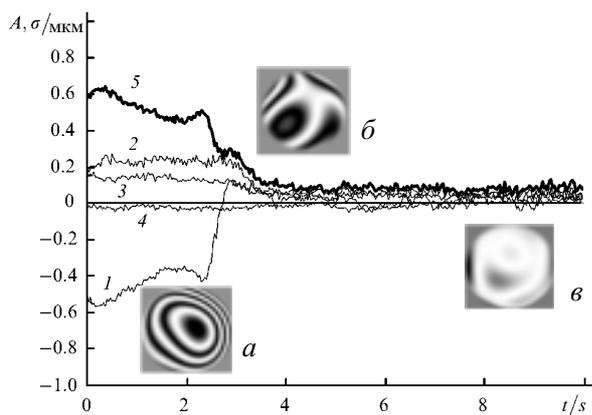


Рис.3. Зависимости амплитуд aberrаций A дефокусировки (1), суммарного астигматизма (2), суммарной комы (3), сферической aberrации (4) и среднеквадратичного фазового отклонения σ (5) от времени, а также интерферограммы волнового фронта до компенсации aberrаций (а), до компенсации при исключении дефокуса (б) и после компенсации (в).

по величине aberrациями были астигматизм (кривая 2) и кома (кривая 3). Aberrации порядка выше сферической были малы и на рис.3 не показаны. Из представленных зависимостей видно, что процесс адаптивной компенсации занял около 0,5 с. При этом среднеквадратичное фазовое отклонение σ уменьшилось от 0,6 до 0,1 мкм. На рис.3 также приведены интерферограммы волнового фронта до и после адаптивной компенсации. Интерферограмма на рис.3б соответствует фазовым искажениям до включения обратной связи при исключении дефокуса.

Известно, что дефокус глаза флуктуирует во времени, даже при фиксированной аккомодации [25]. С этим связана трудность ручной фокусировки на глазное дно в стандартных фундус-камерах. Точность фокусировки в этом случае зависит от субъективных оценок при наблюдении в окуляр видеискателя и от личного опыта оператора, поэтому способность нашей системы компенсировать дефокусировку в автоматическом режиме является ее важной особенностью.

Улучшение качества изображения глазного дна при адаптивной компенсации aberrаций глаза иллюстрирует рис.4. На нем представлены полученные в зеленом свете две центральные части снимков сетчатки при выключенной и включенной обратной связи. Для наглядности мы не стали приводить полное изображение глазного дна, соответствующее полному углу зрения нашей системы (15°), а представили только часть снимка, содержащего оптический диск (угол зрения 6°).

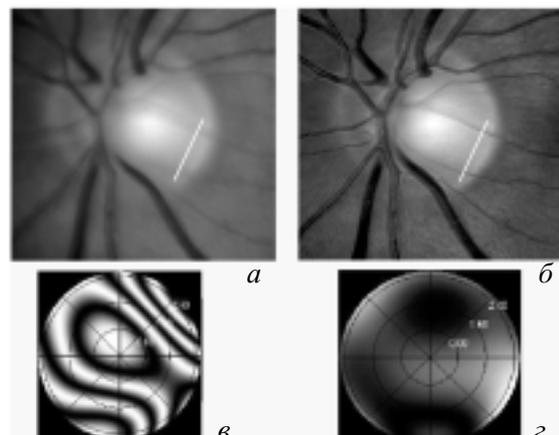


Рис.4. Изображения оптического диска сетчатки глаза при выключенной (а) и включенной (б) обратной связи, а также интерферограммы волнового фронта (в, г). Белыми линиями изображены сечения, распределения интенсивности в которых представлены на рис.5.

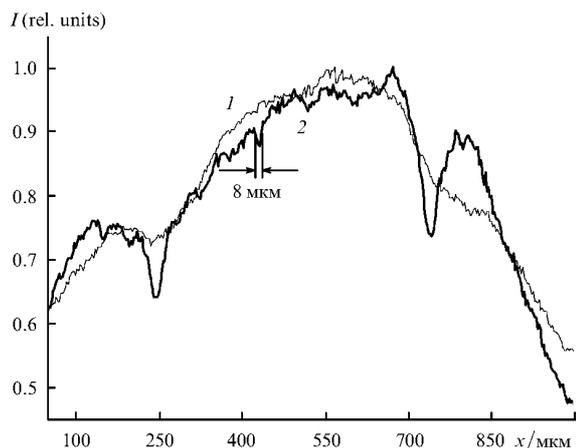


Рис.5. Распределения интенсивности $I(x)$ в сечениях глазного дна, показанных на рис.4а, б белыми линиями, при разомкнутой (1) и замкнутой (2) обратной связи.

Рефракция глаза пациента составляла 2 дптр., а астигматизм — 1 дптр. Предварительно перед замыканием обратной связи дефокус глаза был скомпенсирован с помощью перестраиваемого объектива фундус-камеры. На рис.4 приведены также интерферограммы волнового фронта до и после коррекции aberrаций. Среднеквадратичное отклонение волнового фронта после замыкания обратной связи уменьшилось от 0,46 до 0,09 мкм.

Из представленных снимков видно, что компенсация aberrаций глаза существенно повысила контраст изображений и позволила разлагать мелкие детали, невидимые на первоначальном снимке при

компенсации дефокусировки глаза; Так, после замыкания обратной связи можно различить нервные волокна, лежащие на поверхности сетчатка и направленные к центру оптического диска. На светлом фоне оптического диска хорошо заметны отдельные нервные волокна, невидимые в расплывчатом нескорректированном изображении. Характерная ширина этих волокон составляет порядка 3 мкм и сравнима с размером пиксела камеры (2,7 мкм). Вследствие пространственной дискретизации изображения мы не можем уверенно разрешать все нервные волокна (для деталей с характерным размером менее 6 мкм возникает явление “элайзинга”). Некоторые из волокон все же отчетливо видны, что, по-видимому, соответствует точному “попаданию” волокна на пиксели.

Для сравнения на рис.5 представлены распределения интенсивности в сечениях цифровых изображений вдоль белых линий, показанных на рис.4а, б. Видно, что после адаптивной компенсации в распределении интенсивности $I(x)$ появились два крупных локальных минимума, соответствующие двум сосудам, лежащим на оптическом диске. Распределение интенсивности корректируемого изображения содержит больше мелких (разрешение 8 мкм) экстремумов по сравнению с первоначальным изображением, полученным при компенсации только дефокуса глаза.

5. Заключение

Созданная адаптивная система позволила регистрировать высококачественные изображения глазного дна в широком поле зрения (15°).

Показано, что модальные биморфные корректоры позволяют эффективно компенсировать динамические аберрации человеческого глаза. Объединение различных электродов биморфного корректора в группы позволило частично ортогонализировать функции отклика адаптивного зеркала, и повысить качество компенсации.

В отличие от работ [4,9], в которых для расширения зрачка использовались вещества, парализующие аккомодацию (Tropicamide), в наших экспериментах аккомодация не парализовалась. В работе [26] было показано, что на частотах до 3 Гц спектральная плотность временных флуктуации аберраций глаза с непарализованной аккомодацией примерно в 20 раз превышает по амплитуде спектральную плотность, соответствующую парализованной аккомодации. Несмотря на это, среднеквадратичная остаточная ошибка коррекции фазовых искажений реального глаза в наших экспериментах

не превышала 0,15 мкм, что свидетельствует о том, что даже в таких более сложных условиях система может эффективно подавлять аберрации.

Сравнение результатов коррекции, полученных с использованием 18-электродного модального биморфного зеркала и многоэлектродных корректоров с сосредоточенными функциями отклика, позволяет сделать вывод о том, что увеличение числа каналов управления существенно не сказывается на качестве компенсации аберраций реального глаза. На наш взгляд, этот факт связан с тем, что амплитуда аберраций глаза резко падает с увеличением их порядкового номера и вследствие этого, аберрации высоких порядков не оказывают существенного влияния на качество изображения. Компактность созданной адаптивной системы и относительная простота ее управления дают основание для оптимистических прогнозов о будущем применении подобных систем в клинической практике.

Авторы благодарны А.Ю.Реснянскому за помощь в создании аппаратуры, а также А.С. Гончарову за помощь в создании модели глаза.

Работа выполнена при финансовой поддержке программ НАТО “Наука во имя мира” (проект S/P 974292)

Литература

1. Artal P., Guirao A. Opt.Lett., 23,1713 (1998).
2. Artal P., Berrio E., Guirao A., Piers P. J.Opt.Soc.Am.A, 19, 137 (2002).
3. Liang J., Grimm B., Goelz S., Bille J.F. J.Opt.Soc.Am.A, 11, 1949 (1994).
4. Liang J., Williams D.R., Miller D.T. J.Opt.Soc.Am.A, 14, 2884 (1997).
5. Hofer H., Artal P., Singer B., Aragon J.L., Williams D.R. J.Opt.Soc.Am.A, 18, 497 (2001).
6. Ларичев А.В., Иванов П.В., Ирошников Н.Г., Шмальгаузен В.И. Квантовая электроника, 31, 1108 (2001).
7. Fernandez E.J., Iglesias I., Artal P. Opt.Lett., 26, 746 (2001).
8. Larichev A., Irochnikov N., Ivanov P., Kudryashov A. Proc.SPIE, Int.Soc.Opt.Eng., 4251, 102 (2001).
9. Hofer H., Chen L., Yoon G., Singer B., Yamauchi Y., Williams D.R. Opt.Exp., 8, 631 (2001).
10. Larichev A.V., Laiukova N.A., Shmalhausen V.I. Proc. II Int. Workshop on Adaptive Optics for Industry and Medicine (Durham, England, 1999, p.272).
11. Guirao A., Porter J., Williams D.R., Cox I.G. J.Opt. Soc.Am.A, 19, 1 (2002).
12. Vargas-Martm P., Prieto P., Artal P. J.Opt.Soc.Am.A, 15, 2552 (1998).
13. Kudryashov A.V., Shmalhausen V.I. Opt.Eng., 35, 3064 (1996).

14. Dainty J.G., Koryabin A.V., Kudryashov A.V. Appl.Opt. LP, 37, 4663 (1998).
15. Урмахер Л.С., Авзенштат Л.И. Офтальмологические приборы. М.: Медицина, 1988.
16. Тамарова Р.М. Оптические приборы для исследования глаза. М.: Медицина, 1982.
17. Delori F.C., Pflibsen K.P. Appl.Opt., 28, 1061 (1989).
18. Diaz Santana Haro L., Dainty J.C. Opt.Lett., 24, 61 (1999).
19. American National Standard for the Safe Use of Lasers. ANSI Z136.1. Orlando, Fla., Laser Institute of America, 1993.
20. Нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров № 5804-91. М., 1991.
21. Southwell W.H. J.Opt.Soc.Am., 70, 998 (1980).
22. Борн М., Вольф Э. Основы оптики. М.: Наука, 1973.
23. Fried D. J.Opt.Soc.Am.A., 72, 52 (1982).
24. Johnston D., Welsh B. J.Opt.Soc.Am.A., 11, 394 (1994).
25. Charman W.N., Heron G. Ophthalmic Physiol. Opt., 8, 153 (1988).
26. Larichev A.V., Ivanov P.V., Iroshnikov N.G., Kudryashov A.V. Asian J.Phys., 2002. In press.