

СОЗДАНИЕ МОДЕЛИ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ГЛАЗА МЕТОДАМИ АДАПТИВНОЙ ОПТИКИ

С.О. Галецкий, А.И. Беляков^{*}, Т.Ю.Черезова, А.В.Кудряшов^{**}

Физический Факультет МГУ им. М.В.Ломоносова, Москва

^{*}Международный Лазерный Центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Москва

^{**} Лаборатория Адаптивной Оптики Московского Государственного Открытого
Университета, Москва

В работе предлагается имитатор aberrаций человеческого глаза, способный воспроизводить монохроматические aberrации человеческого глаза и их временную динамику.

Коды OCIS: 010.1080 Адаптивная оптика, (170.4460) Офтальмологическая оптика.

1. Введение

Человеческий глаз является сложным оптическим прибором [1]. На протяжении долгих лет он является объектом исследований многих учёных. Однако существующие на данный момент экспериментальные модели искусственного глаза обладают рядом недостатков, главными из которых является невозможность воспроизводить aberrации высших порядков [2-3] и временную зависимость aberrаций, присущие человеческому глазу. В то же время известно, что aberrации глаза обладают широким спектром пространственных и временных частот [4] и могут меняться как за короткий промежуток времени (порядка нескольких миллисекунд), так и за длительные промежутки вследствие усталости, аккомодации и т.п.

В данной работе предлагается модель искусственного глаза, главным элементом которой является гибкое биморфное зеркало. В отличие от других имитаторов глаза, такая модель позволяет динамически

воспроизводить aberrации, изменяя их амплитуду в широких пределах, моделировать различную степень аккомодации, а также вносить высшие aberrации.

2. Измерение aberrаций глаза

Измерение aberrаций человеческого глаза проводилось с помощью абберметра ABDM18C, разработанного в ООО “Активная Оптика”. Данный прибор основан на методе Шака-Гартмана [5,6], основные его характеристики приведены в таблице 1. Измерение aberrаций проходило в течение 10 секунд, с частотой 10 Гц, измерялись aberrации до 5-го порядка (всего 14 полиномов Цернике, в табл. 2 приведены соответствующие формулы и названия). На рис.1(а, б) показаны результаты измерений aberrаций человеческого глаза. По измеренным временным зависимостям aberrаций рассчитан их спектр (рис. 1(в)).

Таблица 1. Характеристики абберметра ABDM18C

Тип датчика волнового фронта	Шак-Гартман
Лазерный источник	$\lambda = 780$ нм
Измеряемые aberrации	37 полиномов Цернике
Точность измерения	$\lambda/10$
Время измерения	30мсек
Мощность излучения падающего на глаз	50 мВт
Размер зрачка	до 8 мм

Таблица 2. Полиномы Цернике

Формула полинома	Название
$\sqrt{3}(3r^2 - 1)$	Дефокусировка
$\sqrt{6}r^2 \cos 2\theta$	Астигматизм1
$\sqrt{6}r^2 \sin 2\theta$	Астигматизм2
$\sqrt{8}(3r^3 - 2r) \cos \theta$	Кома1
$\sqrt{8}(3r^3 - 2r) \sin \theta$	Кома2
$\sqrt{8}r^3 \cos 3\theta$	Астигматизм 5-го порядка1
$\sqrt{8}r^3 \sin 3\theta$	Астигматизм 5-го порядка2
$\sqrt{5}(6r^4 - 6r^2 + 1)$	Сферическая aberrация

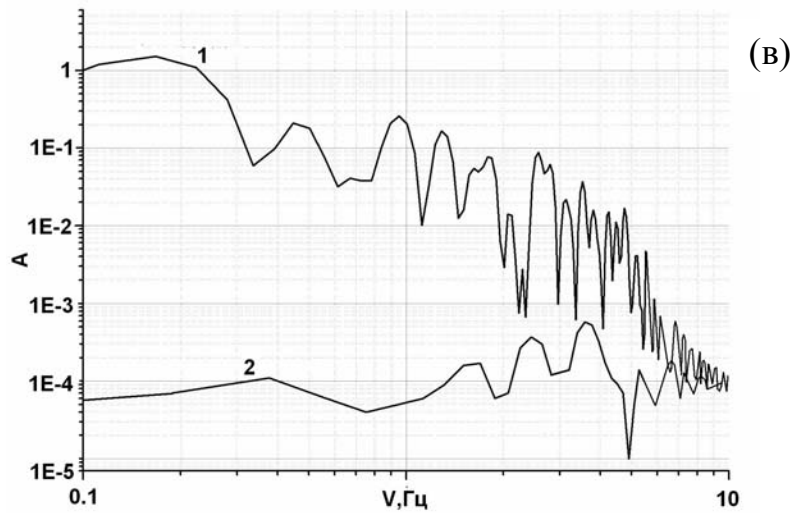
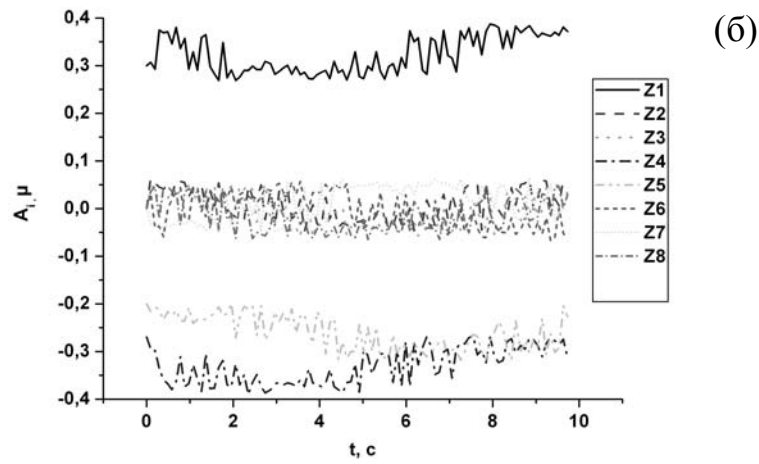
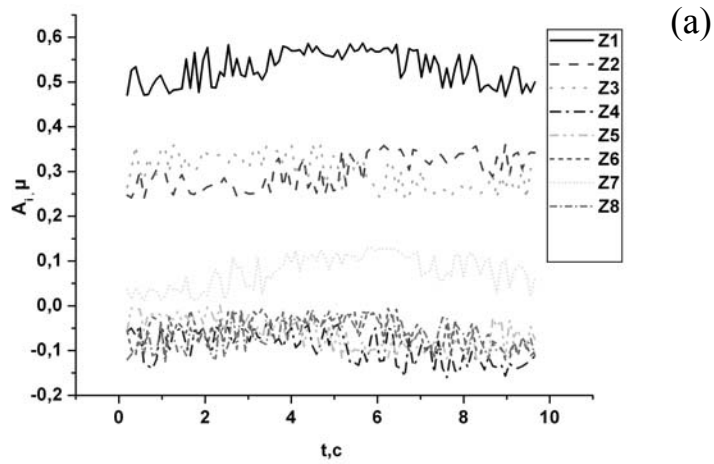


Рис.1 Динамика aberrаций глаза пациента АБ (а) и пациента РЛ(б). $Z1$ – дефокус, $Z2$ – астигматизм1, $Z3$ – астигматизм2, $Z4$ - кома1, $Z5$ - кома2, $Z6$ - сферическая, $Z7, Z8$ – астигматизм 5-го порядка; (в) - Спектры флуктуаций aberrаций человеческого глаза (кривая 1) и статической модели (кривая 2).
 A - относительная амплитуда, ν – частота.

Установка для измерения аберраций сама может быть источником флуктуаций. Флуктуации, вносимые системой измерения, могут быть связаны, например, с фотонным шумом камеры, с потоками воздуха в помещении, вибрациями оптической установки и т.п. Чтобы отделить полезный сигнал при измерении аберраций глаза от шумового сигнала, были проведены измерения временной зависимости аберраций статической модели глаза. Такая модель состоит из линзы с фокусным расстоянием 25 мм, имитирующей хрусталик и роговицу, и матовой пластинки, играющей роль сетчатки. Фурье преобразование измеренной временной зависимости аберраций и представляет собой спектр аберраций статической модели глаза, представленный на рис.2(в)(кривая 2). Спектр аберраций модели описывает не что иное, как спектр шумов системы. Из рисунка 1(в) видно, что наибольшие амплитуды спектра аберраций глаза заключены в интервале от 0 Гц до 10 Гц. Частота первого резонанса биморфного зеркала, используемого для воспроизведения аберраций, равнялась 1 кГц, поэтому подобный корректор способен обеспечить воспроизведение аберраций глаза в реальном времени.

3. Основные результаты

Принципиальная схема модели представлена на рис.2(а). Луч диодного лазера ДЛ ($\lambda = 780$ нм) проходит через диафрагму Д, которая осуществляет пространственную фильтрацию пучка. Телескопическая система Т2, расширяет пучок до диаметра зеркала (36 мм). Зеркало управляется блоком управления, сопряженным с компьютером. Для оценки качества моделирования аберраций использовался датчик волнового фронта Шака-Гартмана [7], состоящий из ПЗС камеры Basler 302f, работающей с частотой 30Гц, и линзового раstra ЛР (20x20 субапертур размерами 0.3 мм, фокальная длина 8 мм, диапазон

измеряемых амплитуд aberrаций до 6μ), плоскость которого сопряжена с поверхностью корректора. Датчик позволял по восстановленной из локальных наклонов фазовой поверхности рассчитывать интерферограммы Физо. В качестве оптического элемента, воспроизводящего aberrации, использовалось полупассивное биморфное 18-ти электродное зеркало, с традиционной схемой расположения электродов в виде сегментов, составляющих три кольца [8-9].

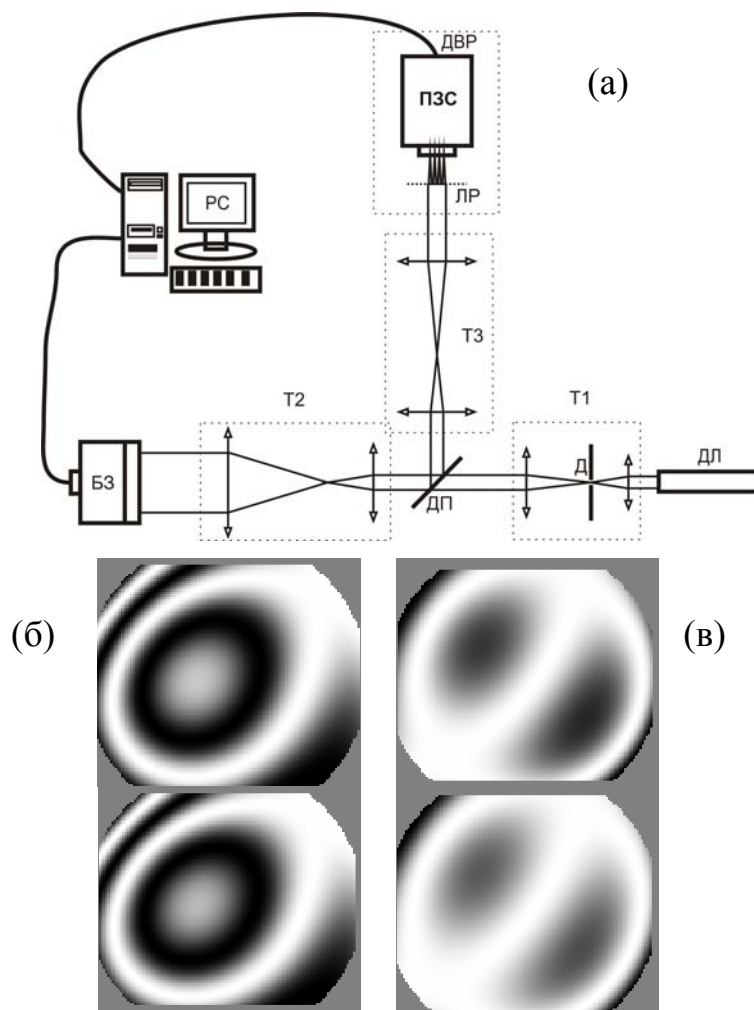


Рис.2 (а) - Экспериментальная установка Т1,Т2,Т3-телескопы, ДП – делительная пластинка, Д – диафрагма, ЛР – линзовый растр, ДВФ – датчик волнового фронта Шака-Гартмана, ДЛ – диодный лазер; (б) - Интерферограммы измеренного (вверху) и воспроизведенного моделью искусственного глаза (внизу) волнового фронта для пациента АБ, ошибка 0.04μ (б) – аналогичные интерферограммы для пациента РЛ, ошибка 0.07μ

Для повышения точности воспроизведения зеркалом пространственного и временного спектра aberrаций человеческого глаза перед каждым экспериментом измерялись функции отклика всех управляющих электродов зеркала. Функция отклика электрода представляет собой форму поверхности зеркала при подаче напряжения на этот электрод. Затем мы составляли матрицу R , элемент которой с индексом (i,j) соответствовал локальному наклону волнового фронта в пределах j -й субапертуры при подаче единичного напряжения на электрод с номером i : $\mathbf{m} = R\mathbf{V}$, где \mathbf{m} - вектор локальных наклонов, \mathbf{V} - вектор напряжений на электродах. Обратная связь между этими величинами осуществляется методом наименьших квадратов:

$$\mathbf{V} = (R^T R)^{-1} R^T \mathbf{m} \quad (1)$$

Локальные наклоны волнового фронта и значения измеряемых коэффициентов Цернике \mathbf{a} , связаны с помощью матрицы A :

$$\mathbf{a} = (A^T A)^{-1} A^T \mathbf{m}, \quad (2)$$

где A представляет собой матрицу градиентов полиномов Цернике. Для воспроизведения aberrаций в момент t_n ($t_n - t_{n-1} = 100$ мсек.) по формуле (2) рассчитывался вектор локальных наклонов \mathbf{m}_{t_n} , соответствующий aberrациям глаза, измеренным в этот момент времени t_n (см.рис.1(а-б)). Затем рассчитывалась разность $\Delta\mathbf{m} = \mathbf{m}_{t_n} - \mathbf{m}_{t_{(n-1)}}$, где $\mathbf{m}_{t_{(n-1)}}$ - это вектор наклонов, реально воспроизведенных зеркалом в момент t_{n-1} . Исходя из этого, а также из формулы (1) напряжения, прикладываемые к электродам на шаге n равны:

$$\mathbf{V}_{t_n} = \mathbf{V}_{t_{(n-1)}} + (R^T R)^{-1} R^T \Delta\mathbf{m}, \quad (3)$$

где $\mathbf{V}_{t_{(n-1)}}$ - напряжения, подаваемые на предыдущем шаге. Таким образом, формула (3) показывает, что наш алгоритм представляет собой не что иное, как замкнутый цикл, который подстраивает управляющие напряжения таким образом, чтобы максимально приблизить получаемые фазовые искажения к измеренным aberrациям глаза.

Рис. 2(б-в) демонстрирует воспроизведение моделью искусственного глаза aberrаций глаза человека. (Для пациента РЛ интерферограмма представлена без учета дефокусировки, с целью продемонстрировать возможность модели глаза формировать не только низшие, но и высшие aberrации.) Интерферограммы, показанные на рис. 2(б-в), соответствуют моменту времени $t = 4.6$ сек. для пациента АБ и $t = 9.6$ сек. для пациента РЛ. Критерием качества воспроизведения aberrаций глаза с помощью предлагаемой модели служила среднеквадратичная ошибка воспроизведения. Для обоих пациентов в выбранные моменты времени абсолютная среднеквадратичная ошибка воспроизведения была максимальна и составляла 0.04μ и 0.07μ соответственно. Различие в качестве воспроизведения волнового фронта может быть объяснено разной амплитудой и структурой aberrаций.

4. Выводы.

В работе представлен оптический имитатор aberrаций глаза, основанный на гибком биморфном зеркале. Показана возможность эффективного воспроизведения данным имитатором aberrаций глаза человека в реальном времени. Воспроизведение aberrаций глаза предложенным имитатором продемонстрировано для двух пациентов. Особенностью оптической среды глаза пациента АБ была значительная амплитуда aberrаций низших порядков (дефокуса и астигматизма), в то время как для пациента РЛ aberrации высших порядков были сравнимы по амплитуде с дефокусировкой. Результаты эксперимента показали, что усредненная по времени относительная среднеквадратичная ошибка воспроизведения aberrаций двух пациентов составила 5.4% и 12.3% соответственно от амплитуды волнового фронта. Это соответствует абсолютной ошибке измерений

0.03μ и 0.06μ. Таким образом, предложенный имитатор глаза позволяет воспроизводить статические и динамические aberrации человеческого глаза с точностью не хуже, чем $\lambda/10$ и может быть использован для тестирования различных элементов, корректирующих и измеряющих aberrации глаза.

Работа выполнена по гранту №3346/5555 фонда содействия малых форм предприятий в научно-технической сфере «Аберрометрия нового поколения для рефрактивной хирургии».

Литература.

1. Черкасова Д.Н., “Офтальмологическая оптика(курс лекций)”, Санкт-Петербург, 2001 с.29-40.
2. J. Sheehy, K.Gish, J. Sprenger;” *Artificial human eye and test apparatus*”, US Pat. 6485142.
3. Si-Hong Ahn, Yong-Kweon Kim, “*Proposal of human eye’s crystalline lens-like variable focusing lens*”, *Sensors and Actuators*, 1999, V. 78, p.48-53.
4. L. Diaz-Santana, C. Torti, I. Munro, P. Gasson, C. Dainty, “*Benefit of higher closed-loop bandwidths in ocular adaptive optics*”, *Optics Express*, Vol. 11, Issue 20, pp. 2597-2605 (October 2003).
5. Letfullin R., Belyakov A., Cherezova T., Kudryashov A. “*Double-pass measurement of human eye aberrations: limitations and practical realization*”, *SPIE Proceedings*, 2004, V.5572., p.340 - 347
6. J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, J. Bille, “*Objective measurement of the wave aberrations of the human eye with the use of a Hartmann–Shack wave-front sensor*” 1994, *J. Opt. Soc. Am. A* V.11, 1949–1957
7. Лукин В.П. “*Атмосферная адаптивная оптика*”. Новосибирск: Наука, 1986.
8. A.V.Kudryashov, V.I.Shmalhausen, “*Semipassive bimorph flexible mirrors for atmospheric adaptive optics applications*”, *Opt. Eng.* 1996 V. 35 p. 3064-3073,
9. A.L.Rukosuev, A.Alexandrov, V.Ye.Zavalova, V.V.Samarkin, A.V.Kudryashov, “*Adaptive optical system based on bimorph mirror and Shack-Hartmann wavefront sensor*”, *Proc. SPIE*, 2002 V. 4493 pp. 261-268.