

Аберрации человеческого глаза. 2. Создание динамической модели глаза на основе результатов измерений

С.О.Галецкий, Т.Ю.Черезова, А.В.Кудряшов

Предложена и экспериментально реализована модель человеческого глаза, основанная на гибком полупассивном биморфном зеркале. С помощью этой модели можно в реальном времени воспроизводить аберрации человеческого глаза и их флуктуации. Обсуждается точность воспроизведения отдельных полиномов Цернике и суммарных аберраций глаз обследованных пациентов.

Ключевые слова: динамическая модель глаза, аберрации, волновой фронт.

1. Введение

Известно [1–4], что все элементы человеческого глаза, включая роговицу, изменяют свои свойства во времени в зависимости от аккомодации, внутриглазного давления, температуры, сердцебиения и т. д. Причины флуктуаций аберраций человеческого глаза до настоящего времени до конца не изучены, но к наиболее вероятным причинам их появления можно отнести изменение аккомодации глаза, которое вызывается дрожанием цилиарных мышц, внутренних оптических элементов глаза и т. д. Появившаяся возможность высокоточного и быстрого измерения аберраций глаза и их флуктуаций привела к необходимости создания динамических математических и экспериментальных моделей глаза.

Одна из первых попыток создания экспериментальной динамической модели глаза принадлежит корейским учёным [5]. Они разработали линзу, фокусное расстояние которой можно изменять. Линза состояла из двух стеклянных диафрагм, пространство между которыми заполнялось маслом, при этом кривизна поверхностей управлялась давлением масла внутри сосуда. Таким образом был реализован динамический оптический элемент, который изменял свою поверхность и мог воспроизводить дефокусировку.

Другой способ создания динамической модели глаза, способной воспроизводить дополнительно к дефокусировке такие аберрации, как астигматизм, кому и сферическую аберрацию, был предложен в работе [6]. Модель состоит из двух линз, изменение положения которых относительно друг друга может индуцировать аберрации. Недостатками модели являются невозможность учёта аберраций высших порядков, присущих человеческому глазу, а также невозможность изменения аберраций в режиме реального времени.

Дальнейшее развитие динамических моделей глаза привело к созданию модели [7], основанной на использовании жидкокристаллической линзы. Модель позволяет воспроизводить псевдослучайную последовательность амплитуд дефокусировки с заданной частотой (8.33 Гц). Было показано, что при воспроизведении заданной амплитуды дефокусировки возникает значительная сферическая аберрация, обусловленная эффектами насыщения в жидкокристаллической линзе. Сравнение генерируемых последовательностей амплитуд аберрации дефокусировки и сферической аберрации с измеренными амплитудами этих аберраций для реального глаза показало, что начальная амплитуда воспроизведённой дефокусировки и её дисперсия совпадали со значениями для реального глаза. В то же время дисперсия и средняя амплитуда сферической аберрации значительно отличались от измеренных значений для реального глаза. Кроме того, спектры мощности временных флуктуаций амплитуд дефокусировки и сферической аберрации отличаются от соответствующих спектров для реального глаза.

Таким образом, существующие сейчас модели человеческого глаза не позволяют воспроизводить поведение как низших, так и высших аберраций, характерное для человеческого глаза. В нашей работе [8] впервые был предложен новый имитатор аберраций глаза, в котором используется гибкое биморфное зеркало и который может с большой степенью точности воспроизвести изменение во времени аберраций человеческого глаза. В настоящей статье представлено более полное исследование предложенной модели человеческого глаза и новые результаты, полученные в процессе её разработки.

2. Анализ временных флуктуаций аберраций человеческого глаза

Прежде чем приступить к обсуждению качества воспроизведения аберраций предлагаемым имитатором, необходимо привести результаты измерений временных флуктуаций таких аберраций для обследованных пациентов.

Для анализа динамических свойств оптической системы глаза необходимо прежде всего проводить измерения аберраций с частотой, превышающей характерную

С.О.Галецкий, Т.Ю.Черезова Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, физический факультет, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы; e-mail: galetskiy1986@mail.ru, cherezova@mail.ru

А.В.Кудряшов. Московский государственный открытый университет, Россия, Московская обл., 140700 Шатура, ул. Спортивная, 9; e-mail: kud@activeoptics.ru

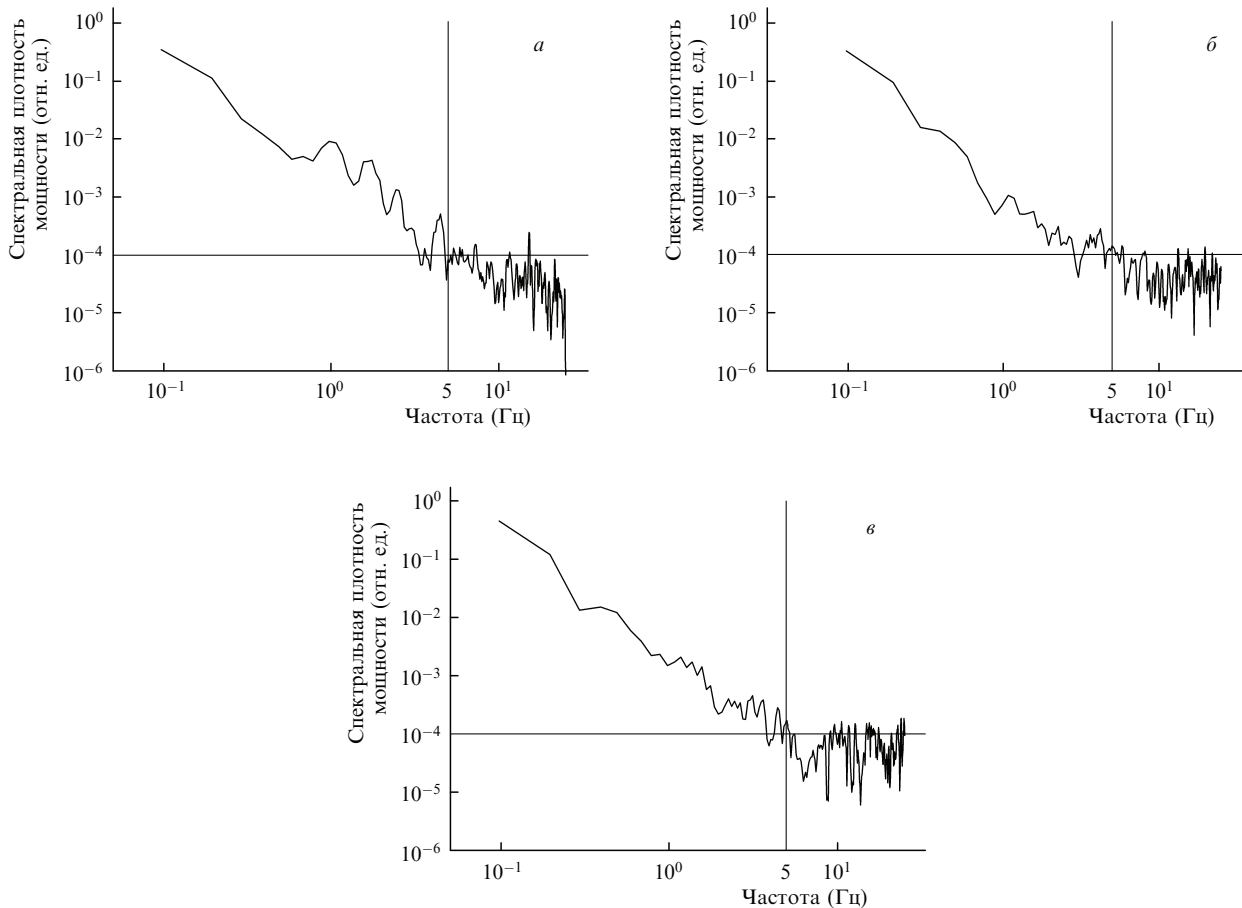


Рис.1. Нормированные спектры флуктуаций aberrаций для пациентов БА (правый глаз) (а), ГС (левый глаз) (б), ЛР (левый глаз) (в). Горизонтальная линия соответствует точности измерения aberrаций.

частоту их флуктуаций. В случае «быстрых» измерений встает вопрос о скорости обработки изображения, которая включает в себя вычисление центров масс фокальных пятен, расчёт локальных наклонов и вычисление коэффициентов при полиномах Цернике. Программное обеспечение имеющегося в лаборатории aberрометра [9] было оптимизировано таким образом, что обработка одного изображения занимала ~ 1 мс. Таким образом, после оптимизации программы скорость измерения ограничивалась лишь характеристиками аппаратуры, в основном быстродействием используемой камеры. Измерение aberrаций проводилось в течение 5 с с интервалом 20 мс, измерялись aberrации до четвёртого радиального порядка включительно (число коэффициентов при полиномах Цернике $M = 14$). Описание схемы измерений приведено в работе [10]. По измеренным временным зависимостям суммарных aberrаций рассчитывался спектр флуктуаций aberrаций как временное фурье-преобразование среднеквадратичного отклонения измеренного волнового фронта от плоского.

На рис.1 представлены примеры полученных спектров временных флуктуаций для обследованных пациентов. Видно, что на частоте 5 Гц спектральная плотность мощности флуктуаций aberrаций глаза убывает примерно на четыре порядка. С учётом точности измерения aberrаций (среднеквадратичное отклонение $\lambda/10$) флуктуации, спектр которых находится за пределами 5 Гц, фактически измерить нельзя. Следовательно, динамическая модель должна воспроизводить характерные для глаза aberrации в частотном интервале до 5 Гц.

3. Оптическая схема динамической модели глаза

Основным элементом предлагаемой динамической модели глаза является гибкое полупассивное биморфное зеркало [11, 12]. Оптическая схема модели представлена на рис.2 и состоит из телескопической системы

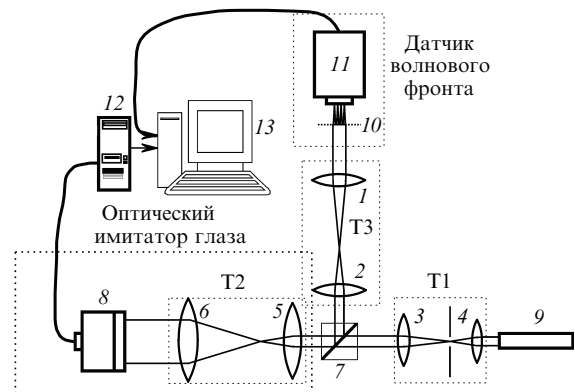


Рис.2. Экспериментальная схема модели оптического имитатора глаза: 1 ($f = 20$ мм), 2 ($f = 20$ мм), 3 ($f = 50$ мм), 4 ($f = 20$ мм), 5 ($f = 20$ мм), 6 ($f = 180$ мм) – собирающие линзы; 7 – делительный кубик (10 × 10 мм, 50/50); 8 – биморфное зеркало (18 электродов, диаметр 36 мм); 9 – лазер ЛМ-780-2АВ (длина волны $\lambda = 780$ нм, мощность 2 мВт, диаметр пучка 0.8 мм); 10 – линзовый растр (20 × 20 микролинз диаметром 0.3 мм, $f = 8$ мм); 11 – ПЗС-камера Basler A602f с быстродействием 50 Гц; 12 – блок управления зеркалом CDM-17-300V; 13 – компьютер; Т1 – Т3 – телескопы.

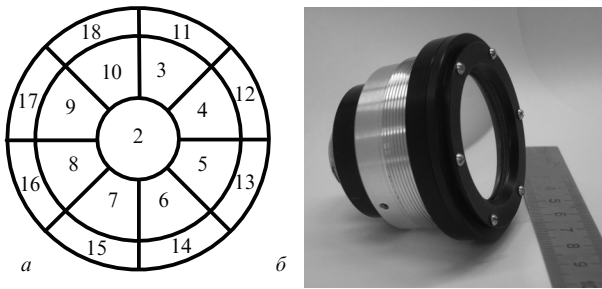


Рис.3. Схема расположения электродов (а) и фотография (б) биморфного зеркала.

линз Т1 и Т2, расширяющей пучок до диаметра зеркала, и гибкого корректора (диаметром 36 мм), управляемого с помощью специального блока (CDM-17-300V). Блок управления сопряжен через интерфейс USB с компьютером, который позволяет управлять зеркалом с помощью специализированной программы в режиме реального времени. Частота первого резонанса биморфного зеркала, используемого для воспроизведения аберраций, превышала 1 кГц, поэтому подобный корректор может обеспечить воспроизведение аберраций глаза в реальном времени. Схема расположения управляющих электродов и фотография зеркала показаны на рис.3. Такое зеркало подходит для имитации монохроматических аберраций человеческого глаза с точки зрения максимальной амплитуды фазовой модуляции (до 10 мкм от максимума до минимума), быстродействия и точности воспроизведения заданного профиля волнового фронта (экспериментально определены ниже).

Для расчёта напряжений, которые необходимо подать на электроды корректора, непосредственно перед экспериментом измерялись функции отклика для каждого из управляющих электродов. Функции отклика для второго (при подаче напряжения +70 В), десятого и четырнадцатого электродов (+150 В) показаны на рис.4. Измеренные функции отклика представлялись в виде матрицы \hat{R} , элемент которой с индексами i, j соответствует локальному наклону волнового фронта в пределах j -й субапертуры микролинзового растра датчика Шака – Гартмана (используемого для измерений функций отклика) при подаче напряжения в 1 В на электрод с номером i : $m = \hat{R}V$. Здесь m – вектор локальных наклонов волнового фронта, а V – вектор напряжений на электродах. Обратная связь между этими величинами определяется методом наименьших квадратов:

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

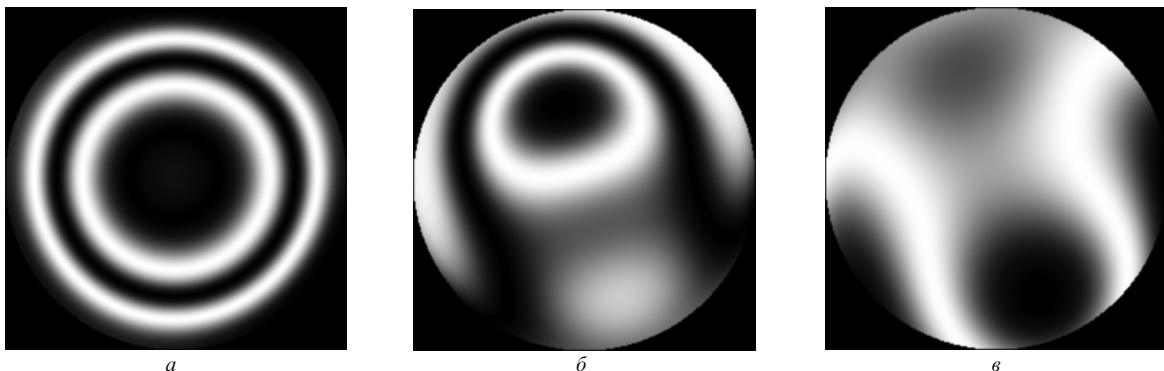


Рис.4. Функции отклика зеркала для второго (а), десятого (б) и четырнадцатого (в) электродов.

Из рис.1 видно, что спектр временных аберраций глаза ограничен сверху частотой 5 Гц. Из теоремы Найквиста следует, что для обеспечения точного воспроизведения всех частот необходимо задавать волновой фронт с частотой, вдвое большей, т. е. с частотой 10 Гц. Для этого измерялись аберрации глаза в моменты времени t_l ($t_l - t_{l-1} = 100$ мс). При воспроизведении аберраций рассчитывался вектор локальных наклонов m_l , соответствующий аберрациям глаза, измеренным в момент времени t_l . Датчиком Гартмана измерялся вектор m_{l-1}^* – вектор локальных наклонов реально воспроизведенных зеркалом аберраций в момент t_{l-1} . Затем рассчитывалась разность $\Delta m_l = m_l - m_{l-1}^*$. Исходя из формулы (1), вектор напряжений, прикладываемых к электродам на шаге l , вычислялся по формуле

$$V_l = V_{l-1} + (\hat{R}^T \hat{R})^{-1} \hat{R}^T \Delta m_l. \quad (2)$$

Здесь V_{l-1} – вектор напряжений, подаваемых на предыдущем шаге (в момент времени t_{l-1}). Таким образом, формула (2) показывает, что алгоритм управления представляет собой модификацию классической схемы фазового сопряжения, обобщенную на случай, когда необходимый предел сходимости замкнутого цикла изменяется во времени.

На рис.5 демонстрируется хорошее воспроизведение моделью искусственного глаза аберраций глаза человека. Здесь представлены временные флуктуации аберраций, соответствующие глазам трех пациентов. Качество воспроизведения амплитуды аберраций оценивалось по остаточной ошибке

$$e(t) = \left(\sum_{n=1}^M [z_n(t) - Z_n(t)]^2 \right)^{1/2}, \quad (3)$$

где $z_n(t)$ – коэффициенты при полиномах Цернике, которые воспроизводит зеркало; $Z_n(t)$ – коэффициенты при полиномах Цернике, характеризующие аберрации глаза пациента в соответствующий момент времени.

В табл.1 приведены ошибки воспроизведения аберраций восьми глаз, усредненные по времени (время усреднения 10 с). Указан также коэффициент корреляции между измеренными и воспроизводимыми аберрациями. При расчете коэффициента корреляции за реализации случайной величины брались значения среднеквадратичного отклонения волнового фронта от плоского в различные промежутки времени. Коэффициент корреляции α рассчитывался по следующей формуле:

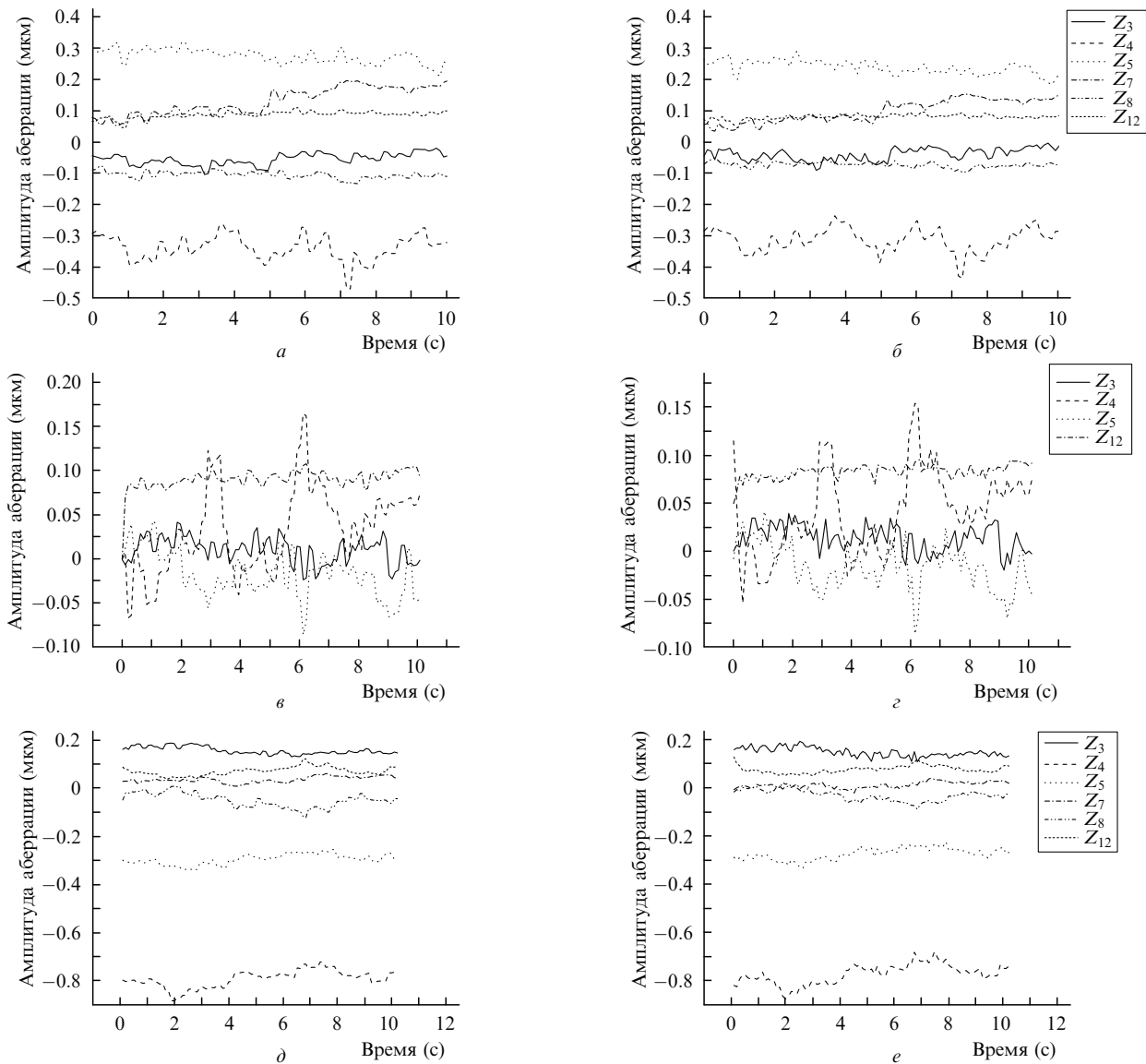


Рис.5. Амплитуды aberrаций, измеренных (а, в, д) и воспроизведенных с помощью динамической модели глаза (б, г, е), для пациентов БА (левый глаз) (а, б), ГС (левый глаз) (в, г) и ЛР (правый глаз) (д, е).

Табл.1. Средняя ошибка $\langle e \rangle$ воспроизведения aberrаций глаза и коэффициент корреляции α.

Пациент	$\langle e \rangle$ (мкм)	α
ГС (левый глаз)	0.03	0.86
ГС (правый глаз)	0.04	0.99
ДА (левый глаз)	0.06	0.98
ДА (правый глаз)	0.07	0.94
БА (левый глаз)	0.08	0.94
БА (правый глаз)	0.04	0.92
ЛР (левый глаз)	0.11	0.87
ЛР (правый глаз)	0.06	0.97

$$\alpha = \frac{\langle (\sigma_m - \langle \sigma_m \rangle)(\sigma_p - \langle \sigma_p \rangle) \rangle}{(D_m D_p)^{1/2}}, \tag{4}$$

где σ_m – среднеквадратичное отклонение измеренного волнового фронта от плоского; σ_p – среднеквадратичное отклонение воспроизведенного волнового фронта от плоского; D_m – дисперсия σ_m ; D_p – дисперсия σ_p . Угловые скобки означают усреднение по времени (100 измерений за 10 с).

Из табл.1 видно, что качество воспроизведения различных aberrаций может несколько различаться для разных пациентов, что связано с разными амплитудой и структурой воспроизводимых фазовых искажений. Однако для семи из восьми воспроизводимых фазовых профилей ошибка не превышает $\lambda/10$. Относительно большая ошибка для пациента ЛР (левый глаз), по-видимому, связана с достаточно большой амплитудой aberrаций его глаза (4.8 мкм) и, возможно, с неоптимальной конфигурацией электродов используемого зеркала для воспроизведения конкретных aberrаций этого глаза.

На рис.6 приведено распределение общей ошибки воспроизведения по отдельным полиномам Цернике (ошибка рассчитывалась по формуле $e_n = \langle [z_n(t) - Z_n(t)]^2 \rangle^{1/2}$). Видно, что все aberrации воспроизводятся с ошибкой, меньшей $\lambda/20$ (0.039 мкм). На рис.7 показана зависимость остаточной ошибки воспроизведения волнового фронта от времени (см. формулу (3)).

Для анализа динамических характеристик модели был рассчитан спектр суммарных aberrаций, воспроизводимых ею. На рис.8 приведены примеры спектров флуктуаций aberrаций глаз трех пациентов вместе со спек-

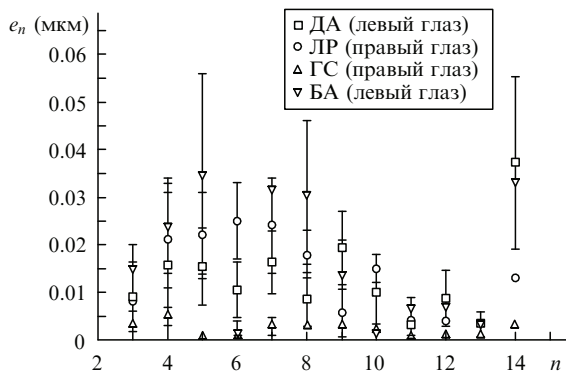


Рис.6. Средняя ошибка воспроизведения различных полиномов Цернике для четырёх пациентов (n – номер полинома).

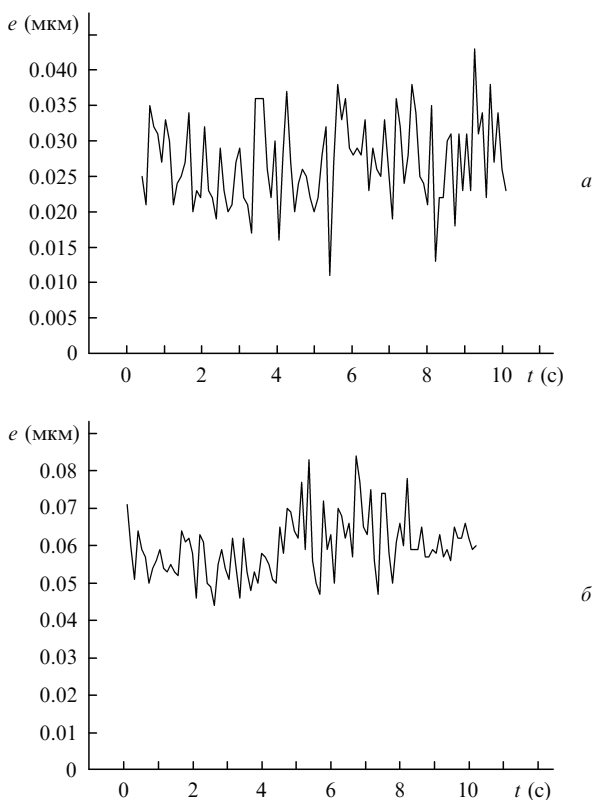


Рис.7. Зависимости ошибки воспроизведения волнового фронта от времени для пациентов ГС (левый глаз) (а) и ЛР (правый глаз) (б).

рами аберраций, воспроизведенных имитатором глаза. Видно практически идеальное совпадение этих спектров, что говорит о высоком качестве воспроизведения динамики аберраций предложенной моделью.

4. Компенсация аберраций

Разработанная динамическая модель глаза использовалась нами не только для воспроизведения, но и для компенсации глазных аберраций в реальном времени. Для этого модель была встроена в оптическую схему аберрометра так, чтобы плоскость зеркала была сопряжена со зрачком пациента. Для управления зеркалом использовался метод фазового сопряжения. Система работала по замкнутому циклу с частотой 10 Гц (время одной итерации 100 мс). Мы исследовали качество компенсации аберраций глаз нескольких пациентов в терминах остаточной среднеквадратичной ошибки, числа

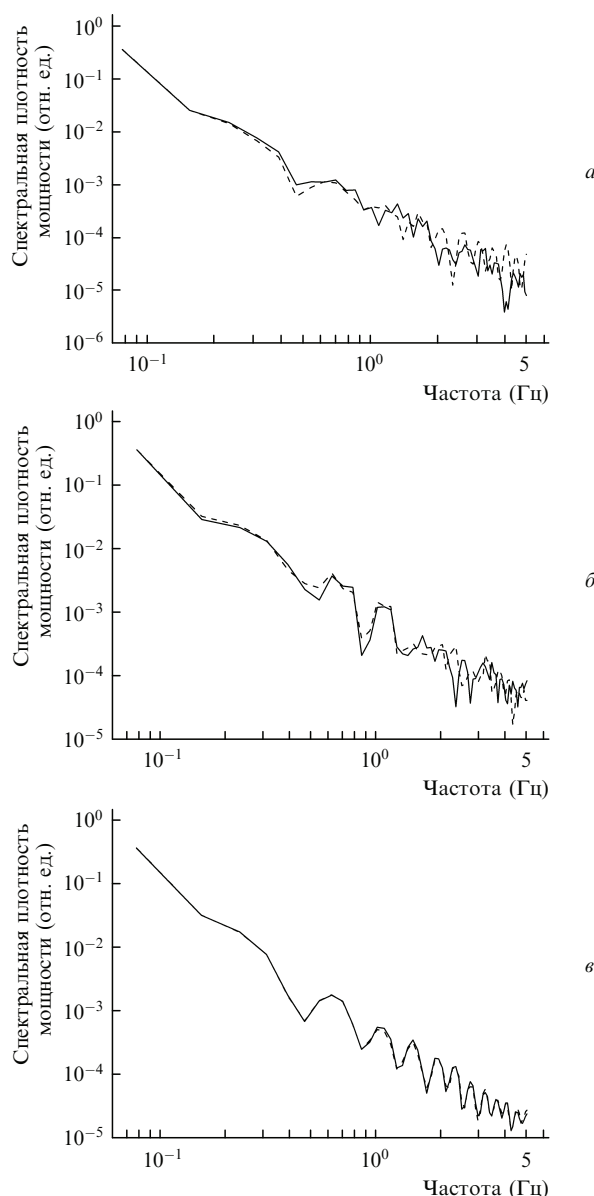


Рис.8. Нормированные спектры флуктуаций измеренных аберраций (штриховые кривые), и аберраций, воспроизведенных имитатором глаза (сплошные кривые), для пациентов БА (правый глаз) (а), ГС (левый глаз) (б) и ЛР (левый глаз) (в).

Штреля и функции передачи модуляции. Размер зрачка во всех случаях был равен 4 мм.

На рис.9 представлены расчетные интерферограммы волнового фронта рассеянного сетчаткой глаза излучения без коррекции аберраций и с их коррекцией. На

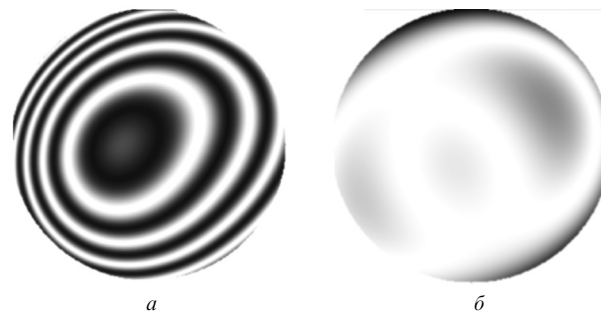


Рис.9. Интерферограммы, рассчитанные по измеренным аберрациям левого глаза пациента ЛР, без компенсации (а) и с компенсацией (б).

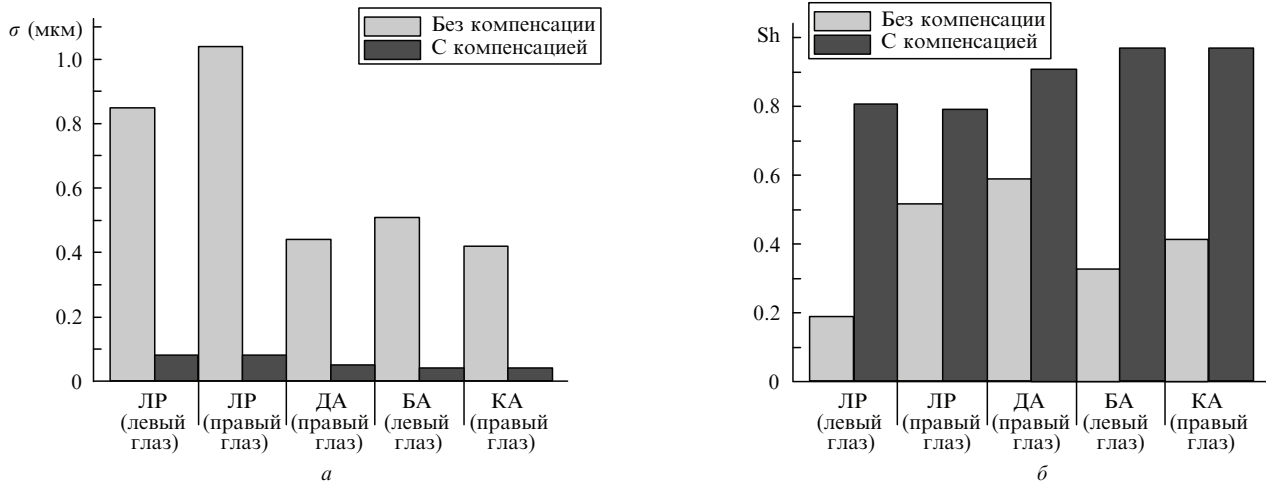
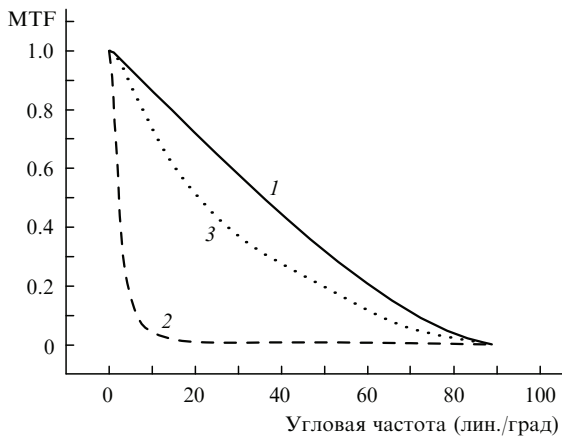
Рис.10. Среднеквадратичное отклонение σ (а) и число Штреля Sh (б) для различных пациентов.

Рис.11. Функция передачи модуляции MTF для дифракционно ограниченной системы (1), а также оптической системы левого глаза пациента ЛР без компенсации (2) и с компенсацией (3).

рис.10 приведены усредненные за время измерения (10 с) среднеквадратичные отклонения волнового фронта, полученные без коррекции и с коррекцией, для четырёх пациентов и соответствующие числа Штреля. Для всех пациентов остаточная ошибка коррекции составила $\lambda/10$ или меньше. При этом среднеквадратичное отклонение уменьшается более чем в 10 раз. Естественно, что динамическая адаптивная коррекция также увеличивает число Штреля, которое для всех обследованных пациентов возросло до 0.8 и более, а в трёх случаях превысило 0.9. Для исследования влияния коррекции на пространственное разрешение были вычислены функции передачи модуляции. На рис.11 показаны эти функции для дифракционно ограниченной системы, а также оптической системы левого глаза пациента ЛР без коррекции и с коррекцией. Очевидно, что при коррекции значения функции увеличиваются во всей области частот, приближаясь к значениям, соответствующим дифракционно ограниченной системе, а предельное пространственное разрешение повышается.

5. Заключение

Предложенная модель глаза, являющаяся, по сути, динамическим генератором монохроматических aberrаций глаза, позволяет воспроизводить и динамически изменять aberrации высших порядков с ошибкой, меньшей $\lambda/20$ ($\lambda = 780$ нм), что позволяет использовать её для калибровки офтальмологических приборов, а также элементов, корректирующих зрение, например очков, контактных и интраокулярных линз. Данная модель может полностью воспроизводить в области частот до 5 Гц спектр суммарных временных aberrаций человеческого глаза, их кратковременные флуктуации, изменения амплитуды aberrаций вследствие аккомодации, усталости и т. п. с ошибкой $\lambda/10$ для различных пациентов. Разработанная экспериментальная модель предназначена для проведения полных диагностических исследований глаза. В настоящее время она интегрирована в оптическую схему aberрометра и может применяться для компенсации aberrаций глаза в реальном времени с остаточной ошибкой, меньшей $\lambda/10$.

- Hofer H., Artal P., Singer B., Aragon J.L., Williams D.R. *J. Opt. Soc. Am. A*, **18**, 497 (2001).
- Diaz-Santana L., Torti C., Munro I., Gasson P., Dainty C. *Opt. Express*, **11**, 2597 (2003).
- Hampson K.M., Paterson C., Dainty C., Mallen E.A.H. *J. Opt. Soc. Am. A*, **23**, 1082 (2006).
- Hampson K.M., Munro I., Paterson C., Dainty C. *J. Opt. Soc. Am. A*, **22**, 1241 (2005).
- Ahn S.-H., Kim Y.-K. *Sensors Actuators A: Physical*, **78**, 48 (1999).
- Sheehy J., Gish K., Kenneth W., Sprenger J. US Pat. 6485142 (2002).
- Fernandez E.J., Artal P. *Appl. Opt.*, **46**, 6971 (2007).
- Галецкий С.О., Беляков А.И., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. *Оптический журн.*, **73**, 79 (2006).
- Galetskiy S., Letfullin R., Dubinin A., Cherezova T., Belyakov A., Kudryashov A. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **6018**, 601806 (2005).
- Дубинин А.В., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. *Квантовая электроника*, **38**, 1048 (2008).
- Kudryashov A.V., Samarkin V.V. *Opt. Commun.*, **118**, 317 (1995).
- Капцов Л.Н., Кудряшов А.В., Самаркин В.В., Селиверстов А.В. *Квантовая электроника*, **19**, 579 (1992).