

Аберрации человеческого глаза. 1. Создание персонализированных моделей оптической системы человеческого глаза на основе результатов измерений

А.В.Дубинин, Т.Ю.Черезова, А.В.Кудряшов

На основе экспериментального исследования аберраций человеческого глаза на фиксированной длине волны предлагаются его модели, учитывающие индивидуальные особенности аберраций глаз обследуемых пациентов.

Ключевые слова: модель глаза, аберрации, волновой фронт.

1. Введение

Человеческий глаз – сложный оптический прибор. На протяжении многих лет он является объектом исследований. По мере открытия новых свойств человеческого глаза учёные пытались создать новую или усовершенствовать уже существующую к тому времени модель человеческого глаза. В первую очередь это было необходимо для дальнейших исследований поведения и свойств человеческого глаза при различных условиях, что более удобно и безопасно, нежели работа непосредственно с живым глазом человека.

В первой модели человеческого глаза, предложенной Гюйгенсом еще в 1702 г., было продемонстрировано наличие перевёрнутого изображения на сетчатке и впервые предложено корректировать аберрации с помощью очковых линз [1, 2].

Однако по-настоящему революционными стали две модели человеческого глаза, предложенные Аллваром Гулььстрандом в 1909 г. [1–4]. Эти модели наиболее точно отражали структуру человеческого глаза. Одна модель имитировала человеческий глаз с максимальной аккомодацией, а другая – глаз, сфокусированный на бесконечность. Впервые Гулььстранд учёл в моделях слоистую структуру хрусталика человеческого глаза и ввёл в них до шести преломляющих сред.

Следующим шагом в моделировании человеческого глаза стало использование асферических поверхностей. В 1985 г. научная группа Рафаэля Наварро предложила свою модель человеческого глаза, которая с очень высокой точностью воспроизводила усреднённые оптические свойства человеческого глаза [5]. Асферическими были сделаны все без исключения поверхности (табл. 1). Кроме того, впервые Наварро подобрал среды с зависимостями

А.В.Дубинин. Международный учебно-научный лазерный центр МГУ им. М.В.Ломоносова, Россия, 119992 Москва, Воробьевы горы; e-mail: alex_dubinin@mail.ru

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

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

Поступила в редакцию 6 марта 2008 г.

Табл.1. Параметры персонализированных моделей глаз и модели глаза Наварро.

	Поверхность	Радиус (мм)	Коническая константа	Толщина (мм)	Показатель преломления
Пациент АД (правый глаз)	1	7.72	-0.26	0.55	1.373
	2	6.5	0	3.05	1.3343
	3	∞	0	0	-
	4	10.2	-3.00	4.0	1.4162
	5	-6.0	-1.00	16.55	1.333
	6	-12.0	0	-	-
Смещение зрачка: 0.4 мм к носу					
Пациент АБ (левый глаз)	1	7.72	-0.3	0.55	1.373
	2	6.5	0	3.05	1.3343
	3	∞	0	0	-
	4	10.2	-3.0	4.0	1.4162
	5	-6.0	-1.0	16.53	1.333
	6	-11.5	0	-	-
Смещение зрачка: 0.45 мм к носу					
Пациент РД (правый глаз)	1	7.6	-0.28	0.55	1.373
	2	6.5	0	3.05	1.3343
	3	∞	0	0	-
	4	11.0	-3.0	4	1.4162
	5	-5.8	-1.0	16.50	1.333
	6	-11	0	-	-
Смещение зрачка: 0.6 мм к носу					
Модель глаза Наварро	1	7.72	-0.26	0.55	1.373
	2	6.5	0	3.05	1.3343
	3	∞	0	0	-
	4	10.20	-3.1316	4.0	1.4162
	5	-6.0	-1.0	16.32	1.333
	6	-12.0	0	-	-

Примечания: 1 – передняя поверхность роговицы; 2 – задняя поверхность роговицы; 3 – зрачок; 4 – передняя поверхность хрусталика; 5 – задняя поверхность хрусталика; 6 – ретина.

показателей преломления от длины волны, максимально приближенными к дисперсии реального человеческого глаза.

Все более поздние модели являются вариациями уже существующих моделей, обусловленными совершенствованием методов измерений и применением современных технологий изготовления оптических сред. Таковыми являются модели человеческого глаза, предложенные в работах [6–9]. Однако, как показывает измерение аберраций человеческих глаз, существующие модели, в силу отображения усредненных общих свойств человеческого глаза, не объясняют измеренных аберраций конкретного глаза на фиксированной длине волны. В частности, модели глаз имеют осевую симметрию, в то время как направление оптической оси и оси, вдоль которой идет построение изображения внутри глаза, различаются примерно на 5° . Желание воспроизвести аберрации индивидуального человеческого глаза и послужило отправным толчком для нашего исследования и создания персонализированных моделей глаз пациентов. Однако прежде чем говорить об объяснении особенностей аберраций глаза с помощью предложенных моделей, необходимо обсудить эти аберрации и методы их измерений.

2. Эксперимент по исследованию аберраций глаза

Известно, что основными элементами глаза, определяющими его оптические свойства, являются роговица и хрусталик. При проведении моделирования оптической системы реального глаза желательно знать относительный вклад этих двух оптических элементов в суммарные аберрации глаза. Для определения такого вклада нами был проведен эксперимент по исследованию аберраций глаза в целом с помощью имеющегося в нашей лаборатории аберрометра [10]. Измерения локальных наклонов волнового фронта данным прибором основаны на методе Шака – Гартмана [11]. Оптическая схема эксперимента показана на рис. 1. Пучок диодного лазера с длиной волны $\lambda = 780$ нм и мощностью не более 30 мкВт фокусируется оптической системой глаза на сетчатке, образуя там точечный источник. Рассеянный назад от сетчатки свет, проходя через все элементы глаза, приобретает суммарные фазовые искажения на всех этих элементах. Выходная плоскость глаза оптически сопряжена с плоскостью микролинзового раstra датчика Шака – Гартмана. Эксперимент был выполнен для нескольких пациентов, для каждого из них измерения повторялись не менее 10 раз, что в дальнейшем позволило рассчитать средние значения коэффициентов при полиномах Цернике и статистическую погрешность их определения. При исследовании аберраций внутриглазной оптики пациент надевал обыкновенные очки для плавания, оптические поверхности которых были заменены на плоскопараллельные пластинки высокого качества (отклонение волнового фронта, вносимое пластинкой, не превышало по амплитуде $\lambda/10$). Очки заполнялись жидкостью для ухода за контактными линзами, имеющей показатель преломления $n \approx 1.34$, близкий к таковому для роговицы ($n = 1.37$). Различие показателей преломления роговицы и жидкости приводило к погрешности при оценке коэффициентов при полиномах Цернике, не превышающей 10% от их амплитуды. Это было учтено при расчете погрешности эксперимента.

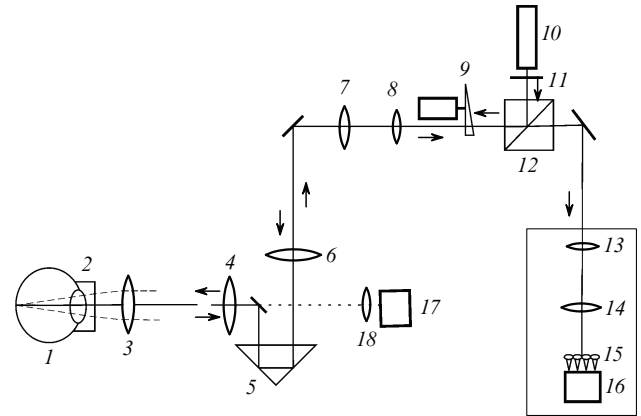


Рис. 1. Схема аберрометра:

1 – глаз пациента; 2 – очки, заполненные жидкостью; 3 – линза для компенсации дальнозоркости; 4 ($f = 50$ мм), 6 ($f = 50$ мм), 7 ($f = 50$ мм), 8 ($f = 20$ мм), 13 ($f = 20$ мм), 14 ($f = 20$ мм), 18 ($f = 3$ мм) – собирающие линзы; 5 – подвижная призма (равнобедренная, 15×20 мм); 9 – вращающийся клин (диаметр 40 мм, 0.5°); 10 – полупроводниковый лазер ЛМ-780-2АВ (длина волны 780 нм, мощность 2 мВт, диаметр пучка 0.8 мм); 11 – фильтр НС2; 12 – делительный кубик (12.5×12.5 мм, коэффициент деления 50/50); 15 – линзовый растр (20×20 микролинз диаметром 0.3 мм, $f = 8$ мм); 16 – ПЗС-камера Basler A602f; 17 – ПЗС-камера Artcam-130MI-NIR-OP.

Таким образом, коэффициенты при полиномах Цернике для роговицы определялись вычитанием из суммарных коэффициентов для глаза соответствующих коэффициентов для внутриглазной оптики. При компенсации рефракции роговицы указанным способом оптическая сила глаза значительно уменьшалась, т. е. глаз становился дальнозорким. Для компенсации возникающей дальнозоркости перед глазом помещалась дополнительная высококачественная линза, для которой коэффициенты при полиномах Цернике, кроме дефокусировки, не превышали $\lambda/10$ (рис. 1).

Наличие плавательных очков и компенсирующей линзы не позволяло центрировать зрачок с помощью специальной линзы, предназначенной для этой цели камеры (17 на рис. 1), поэтому положение глаза в плоскости, перпендикулярной оси прибора контролировалось непосредственно по центрированию гартманогаммы на камере датчика Шака – Гартмана.

На рис. 2 представлены рассчитанные на основе экспериментальных результатов интерферограммы волнового фронта для одного из пациентов, соответствующие внутриглазной оптике, роговице и глазу в целом (интерферограммы представлены без учета дефокусировки). Видно, что среднеквадратичное отклонение волнового фронта, соответствующего глазу, помещенному в иммерсионную жидкость, составило 0.48 мкм, соответствующего роговице – 0.36 мкм, глазу в целом – 0.28 мкм. Эти данные указывают на то, что аберрации хрусталика и роговицы для глаза данного пациента существенно превышают аберрации глаза в целом и в значительной степени компенсируют друг друга.

На рис. 3 представлены коэффициенты при полиномах Цернике для трех пациентов – АБ, АД и РЛ. Значения коэффициентов усреднялись по 10 измерениям. Видно, что, например, для пациента АБ коэффициенты для роговицы и хрусталика имеют одно и то же абсолютное значение, но различаются знаками, а кривая, отвечающая суммарным коэффициентам для глаза, располагается между кривыми, соответствующими хрусталику и рого-

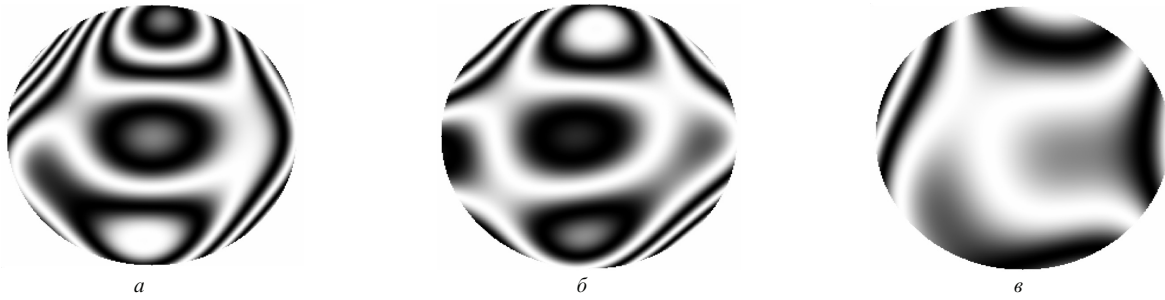


Рис.2. Примеры интерферограмм волнового фронта для обследованного пациента: внутриглазной оптики (а), роговицы (б) и глаза в целом (в).

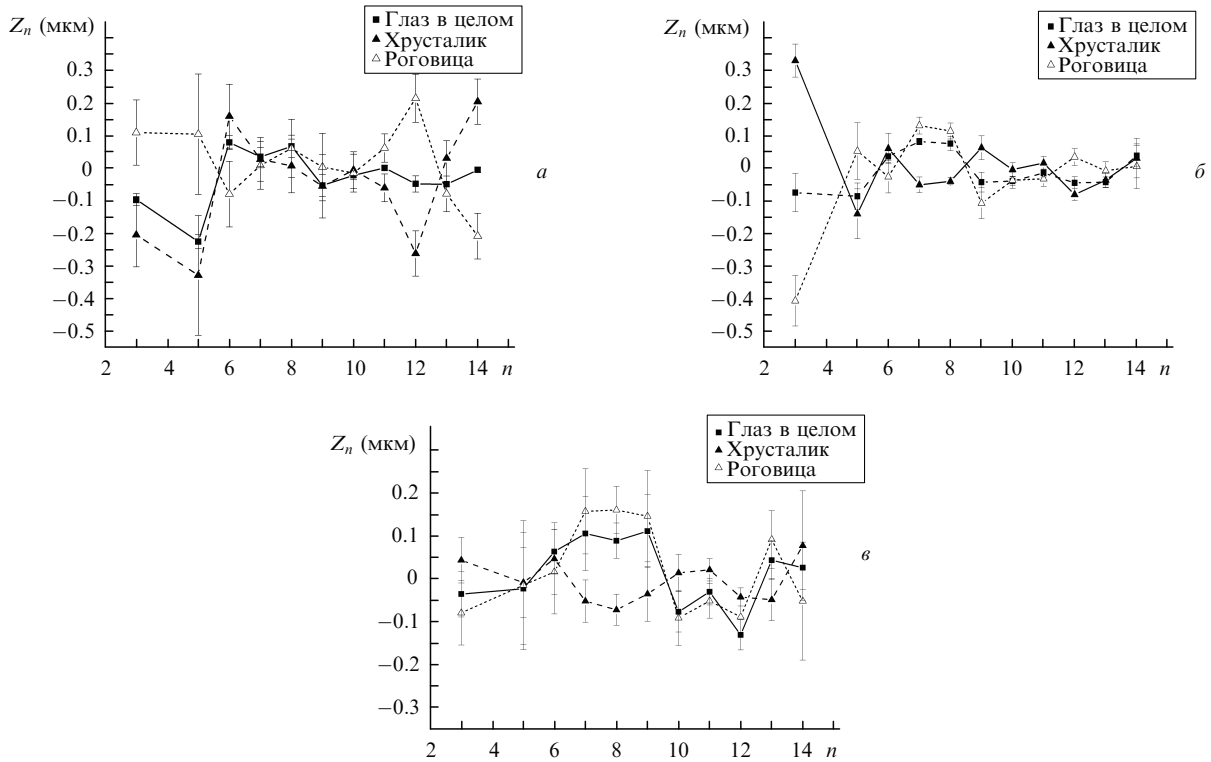


Рис.3. Коэффициенты Z_n при полиномах Цернике в зависимости от номера полинома n для пациентов АБ (а), АД (б), РЛ (в).

вице, и проходит рядом с нулем. Для АД результат аналогичен. Та же картина наблюдается и для пациента РЛ, однако в основном для коэффициентов высших порядков.

Результаты измерений подтверждают тот факт, что оптическая система глаза в целом обладает меньшими aberrациями по сравнению с aberrациями хрусталика и роговицы по отдельности. Эти два элемента комбинируются таким образом, чтобы минимизировать общие aberrации глаза и, следовательно, повысить остроту зрения. Однако для некоторых пациентов, например пациента РЛ, этот баланс может нарушаться, что приводит к общему ухудшению зрения.

Данный результат косвенно объясняет причину возникновения aberrаций высших порядков при имплантации интраокулярной линзы в оптическую систему глаза: имплантация приводит к нарушению баланса, поэтому появляются aberrации высших порядков. Результаты этого эксперимента также показывают, что, например, при выполнении операции по лазерной коррекции зрения желательно рассматривать не суммарные aberrации всего глаза, как это происходит в современных системах, а учитывать aberrации хрусталика и роговицы по отдель-

ности. Именно такой подход предотвратит появление послеоперационных осложнений, связанных с возникновением aberrаций высших порядков.

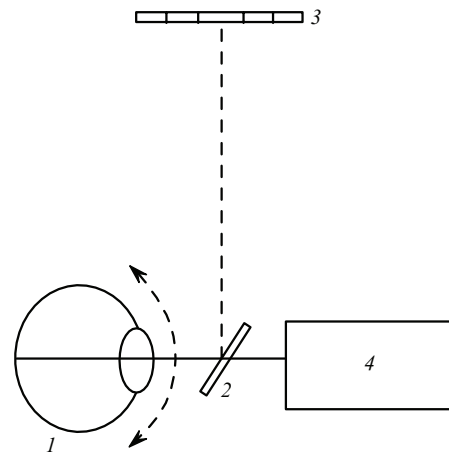


Рис.4. Модификация экспериментальной установки для измерения внеосевых aberrаций глаза: 1 – глаз пациента; 2 – полупрозрачная пластина; 3 – мишень; 4 – абберометр.

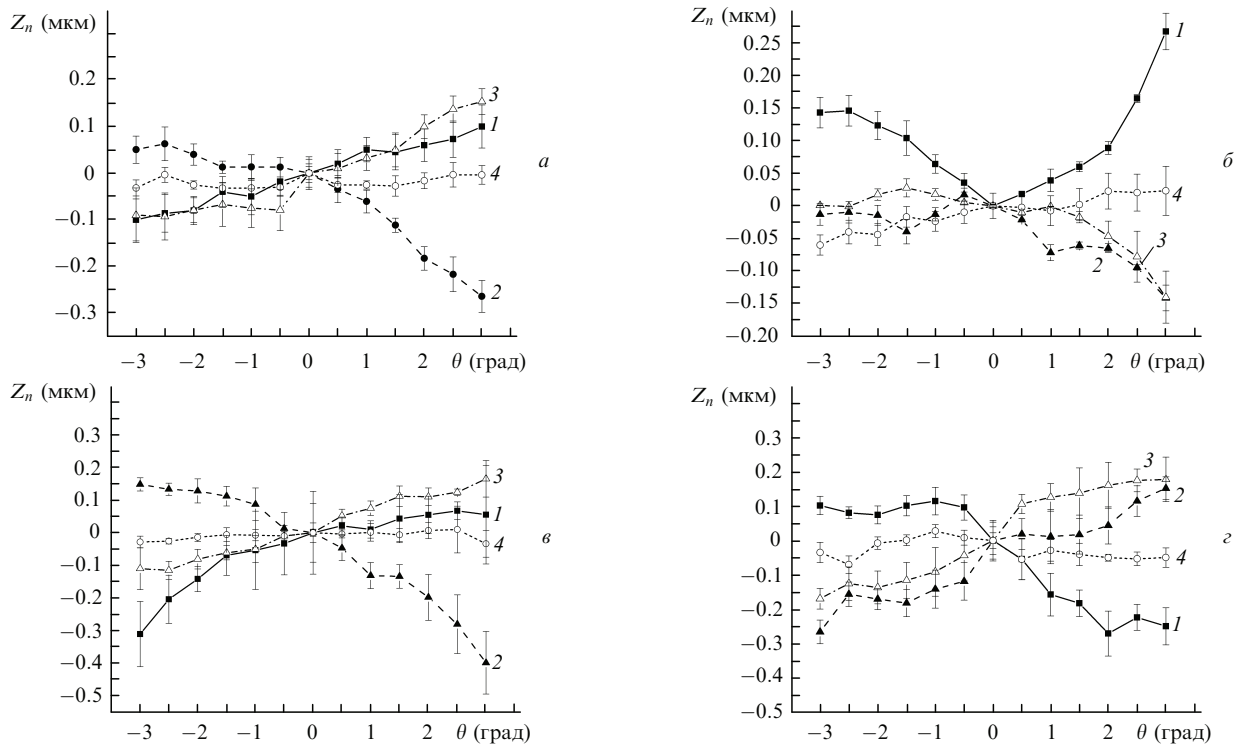


Рис.5. Коэффициенты при полиномах Цернике Z_2^0 (1), Z_2^{-2} (2), Z_3^1 (3) и Z_4^0 (4) для правых глаз пациентов АБ (а), АД (б), РЛ (в), АК (г).

Для проведения моделирования оптической системы глаза требовалась также информация о его внеосевых аберрациях. Поэтому дальнейшие наши исследования сконцентрировались на этих аберрациях. Измерения проводились с помощью модифицированного варианта экспериментальной установки, изображенного на рис.4. Для исследования аберраций вдоль разных направлений перед глазом помещалась полупрозрачная пластина 1, пропускающая 92 % падающего света ($\lambda = 780$ нм) и отражающая 8 %. С помощью полупрозрачной пластины пациент мог фокусировать глаз на различных метках, нанесённых на мишень и расположенных на угловом расстоянии 0.5° друг от друга вдоль горизонтальной линии, и, таким образом, поворачивать глаз в горизонтальной плоскости. Для удобства обследуемого пациента необходимая метка на мишени подсвечивалась красным диодом, что обеспечивало более точную фиксацию глаза. При этом в соответствии с положением диода ось, вдоль которой фиксировался глаз, поворачивалась, что приводило к возникновению на различных участках глазного дна опорных источников, рассеянное излучение которых анализировалось датчиком Шака – Гартмана.

Структура фоторецепторов сетчатки является неоднородной, что может оказывать влияние на соотношение отраженной и рассеянной от нее компонент падающего излучения. Чтобы быть уверенными в том, что разность наклонов волновых фронтов вдоль разных направлений обусловлена именно аберрациями оптических элементов глаза, а не соотношением отраженной и рассеянной компонент измеряемого сигнала [12], мы формировали точечные источники в центральной части сетчатки (где структура фоторецепторов однородна), т.е. на угловом расстоянии не более 3° от центра. Диаметр входного светового пучка был равен 1.5–2 мм.

На рис.5 представлены результаты измерений коэффициентов при полиномах Цернике для различных углов

вых координат θ опорного источника (от -3° до 3°) для правых глаз четырех обследованных пациентов (АБ, АД, РЛ, АК). Из четырех пациентов лишь у РЛ наблюдалась значительная дефокусировка на оси ($-1.7D$), рефракция остальных трех пациентов была близка к нормальной ($-0.5D$ у АД, $+0.3D$ у АБ и $-0.3D$ у АК). На рис.5 приведены коэффициенты при четырех полиномах: Z_2^0 (дефокусировка), Z_2^{-2} (астигматизм), Z_3^1 (кома), Z_4^0 (сферическая аберрация). Для того чтобы более наглядно показать изменение коэффициентов при изменении угла, мы считали, что все коэффициенты имеют нулевое значение при $\theta = 0$.

Из рис.5 видно, что основной вклад в изменение формы волнового фронта вносили аберрации второго порядка – астигматизм и дефокусировка, тогда как коэффициенты, характеризующие другие высшие аберрации, не изменялись в пределах точности эксперимента. Изменение коэффициентов, соответствующих вертикальной и горизонтальной коме, для всех пациентов не превышало 0.25

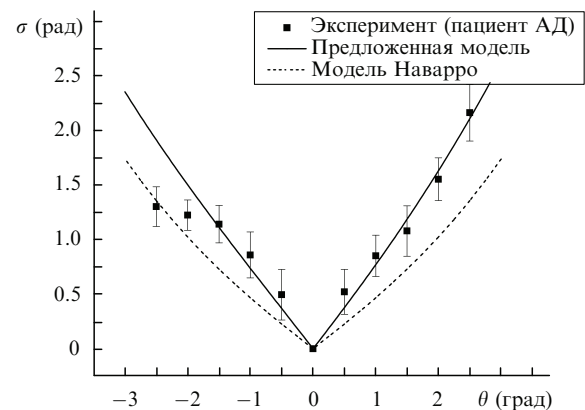


Рис.6. Зависимости остаточной ошибки коррекции σ от положения изображаемой точки сетчатки (пациент АД, правый глаз).

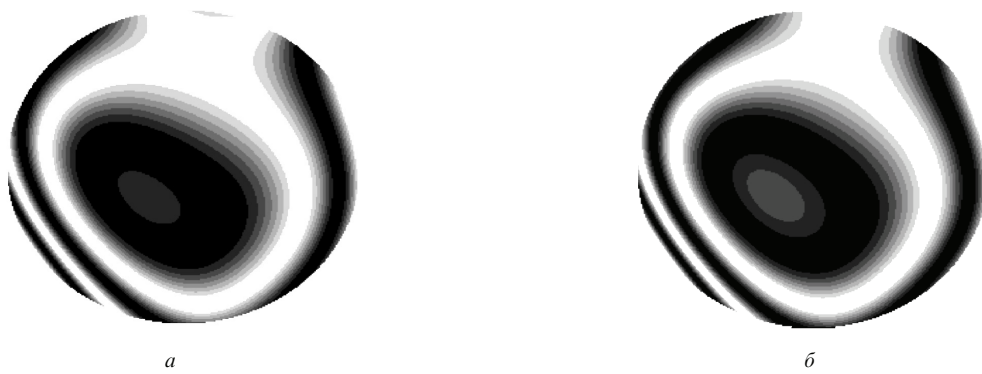


Рис.7. Экспериментально измеренные (а) и полученные с помощью персонализированной модели глаза (б) интерферограммы, характеризующие aberrации на оси правого глаза пациента АД.

мкм, хотя этот тип искажений также привел к некоторому изменению формы волнового фронта. Астигматизм был основной aberrацией, определяющей изменения формы волнового фронта для пациентов РЛ и АБ (коэффициент, отвечающий этой aberrации, составлял 0.5 и 0.3 мкм соответственно). Коэффициент, отвечающий дефокусировке, для пациентов АД, РЛ, АБ и АК был равен 0.3, 0.3, 0.2 и 0.3 мкм соответственно.

Таким образом, внеосевые оптические искажения изобрания в глазу определяются низкочастотными по пространственному спектру aberrациями. При этом такие искажения различны для разных пациентов, что обусловлено особенностями строения оптической системы глаза каждого из них и требует проведения специального моделирования глаз пациентов.

3. Моделирование человеческого глаза

Дальнейшей задачей было построение моделей глаз, корректно описывающих aberrации глаза для каждого из обследуемых пациентов. За основу бралась модель Наварро (см. табл.1). Эта модель лучше всего воспроизводит aberrации для углов $\sim 10^\circ - 15^\circ$ [13].

Нашей целью было построить простую модель, внеосевые и осевые aberrации в которой качественно совпадают с экспериментальными данными. Моделирование проводилось с помощью пакета программ ZEMAX. При моделировании оптической системы конкретного глаза мы изменяли радиусы кривизны поверхностей и значения конических констант, чтобы получить характер изменения внеосевых aberrаций, качественно повторяющий результаты эксперимента для каждого конкретного глаза. Также учитывалось возможное смещение центра зрачка по отношению к оси глаза на расстояние ~ 0.5 мм [8]. При этом мы стремились к тому, чтобы соотношение коэффициентов при полиномах Цернике для хрусталика и роговицы совпадало с результатами измерений для каждого пациента. Была найдена зависимость среднеквадратичного отклонения волнового фронта от положения опорного источника, совпадающая в пределах точности измерений с экспериментальной зависимостью (рис.6).

Для того чтобы получить заданное соотношение коэффициентов, характеризующих aberrации оптических элементов глаза на его оси, дополнительно вносились искривления поверхностей роговицы и хрусталика. На рис.7 приведены интерферограммы, рассчитанные для экспериментально измеренных и воспроизведенных мо-

делью осевых aberrаций. Рисунок демонстрирует практически полное совпадение измеренных и воспроизведенных aberrаций. Параметры персонализированных моделей глаз обследованных пациентов приведены в табл.1.

Таким образом, предложенные модели глаза описывают в пределах точности измерений осевые и внеосевые aberrации глаз пациентов, а также соотношение вкладов различных оптических элементов глаза в aberrации глаза в целом. Такие модели объясняют свойства aberrаций глаз обследованных пациентов и отличаются от существующих моделей глаза значениями конических констант, кривизной поверхностей оптических элементов, а также смещением зрачка (см. табл.1).

4. Выводы

В работе приведены результаты эксперимента по исследованию внеосевых и осевых aberrаций, а также вклада, вносимого в суммарные aberrации глаза внешней поверхностью роговицы и внутренней оптикой глаза. На основе полученных экспериментальных данных разработаны персонализированные модели глаз обследованных пациентов. Предложенные модели имеют характерные для каждого пациента осевые и внеосевые aberrации и соотношение вкладов различных оптических элементов глаза в суммарные aberrации глаза.

1. Mouroulis P. (Ed.) *Visual Instrumentation: Optical Design and Engineering Principles* (New York: McGraw-Hill, 1999).
2. Duke-Elder S., Abrams D. *System of Ophthalmology* (StLouis: Mosby, 1970).
3. Gullstrand A., in *Physiological Optics* (Hamburg: Voss, 1909, pp 350–358).
4. Gullstrand A. *Nobel Lecture, Physiology or Medicine 1901–1921* (Amsterdam: Elsevier, 1967).
5. Navarro R., Santamaria J., Bescos J. *J. Opt. Soc. Am. A*, **2**, 1273 (1985).
6. Thibos L.N., Ye M., Zhang X., Bradley A. *Appl. Opt.*, **31**, 3594 (1992).
7. Schwiegerling J. *Field Guide to Visual and Ophthalmic Optics* (Washington: SPIE Press, 2004).
8. Liou H.L., Brennan N.A. *J. Opt. Soc. Am. A*, **14**, 1684 (1997).
9. Siedlecki D., Kasprzak H., Pierscionek B.K. *Opt. Lett.*, **29**, 1197 (2004).
10. Galetskiy S., Letfullin R., Dubinin A., Cherezova T., Belyakov A., Kudryashov A. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **6018**, 601806 (2005).
11. Prieto P.M., Vargas-Martin F., Goelz S., Artal P. *J. Opt. Soc. Am. A*, **17**, 1388 (2000).
12. Delori F.C., Pflibsen K.P. *Appl. Opt.*, **28**, 1061 (1989).
13. Escudero-Sanz I., Navarro R. *J. Opt. Soc. Am. A*, **16**, 1881 (1999).