

УДК 621.378.325.535.3

## МЕТОД ТОМОГРАФИИ АБЕРРАЦИЙ ЧЕЛОВЕЧЕСКОГО ГЛАЗА

А. С. Гончаров, А. В. Ларичев, Н. Г. Ирошников

(кафедра медицинской физики)

**Разработан и исследован новый метод модальной фазовой томографии для диагностики aberrаций глаза человека. Метод позволяет находить вклад отдельных элементов глаза в суммарные aberrации по набору измерений формы волнового фронта излучения, распространяющегося под углом к оптической оси глаза. Представлены результаты численных исследований и модельного эксперимента.**

### Введение

Глаз — сложная фотооптическая физиологическая система. Лучи света от окружающих предметов, падающие на систему, преломляются, фокусируются на сетчатке и формируют изображение. Плохое зрение человека часто связано с нарушением оптической системы глаза, когда отсутствует четкая фокусировка изображения на сетчатку, в том числе за счет aberrаций высокого порядка [1].

В настоящее время для лечения различных рефракционных патологий широко используются методы лазерной коррекции зрения. Их успех в значительной степени определяется достоверным измерением оптических параметров глаза [2, 3]. Современные приборы — авторефрактометры и роговичные топографы, в том числе комбинированные с aberрометром, не позволяют разделить вклад различных оптических структур глаза в полные aberrации [1, 4–6]. Это делает актуальным развитие новых методов, позволяющих одновременно определить как полные aberrации, так и их распределение между оптическими элементами глаза

Для восстановления трехмерного распределения какой-либо физической величины можно использовать томографические методы. Задача томографии состоит в восстановлении исходной функции по набору всевозможных двумерных проекций [7]. Однако на практике возможна регистрация лишь конечного числа проекций с конечной точностью [8]. Различные методы, как метод обратных проекций или, например, ламинография, малоэффективны в применении к диагностике глаза, поскольку требуют большого числа измерений и имеют невысокую точность при измерениях на малых углах [9, 10].

Для измерения полных aberrаций глаза с успехом используются датчики волнового фронта типа Шака–Гартмана [11–13]. При этом с помощью лазера малой мощности на сетчатке создается виртуальный опорный источник. Рассеянное излучение, вышедшее из глаза, направляется на датчик волнового фронта, информация с которого поступает в компьютер. По измеренным локальным наклонам волнового фронта восстанавливается по полиномам

Цернике [14] или путем прямого интегрирования. Таким образом, получается фазовая картина суммарных aberrаций глаза, включая и высокие порядки.

Цель настоящей работы заключается в теоретическом обосновании и экспериментальной апробации нового метода модальной фазовой томографии aberrаций человеческого глаза, разработанного на базе подходов, описанных в работах [15, 16]. Метод позволяет определять вклад отдельных оптических элементов глаза в суммарные aberrации и основан на анализе волнового фронта излучения от нескольких опорных источников, создаваемых на сетчатке с помощью лазера малой мощности.

### Методы

В оптической системе глаза (рис. 1, а) основной вклад в рефракцию вносит роговица. Ее оптическая сила составляет в норме 42 дптр [1]. Оптическая сила хрусталика составляет в норме 16 дптр. Оба эти элемента в общем случае являются асферическими, к тому же хрусталик имеет значительный градиент показателя преломления в продольном и поперечном сечении. Задачей томографической реконструкции в данном случае будет определение индивидуальных aberrаций роговицы и хрусталика. В наиболее простой постановке можно представить систему глаза в виде комбинации двух идеальных линз и ассоциированных с ними тонких фазовых экранов (рис. 1, б).

Если бы фазовых экранов не было, то мы бы имели идеальную систему, на выходе из которой источник, сформированный на сетчатке глаза, давал бы параллельный пучок с плоским волновым фронтом. Однако в силу неидеальности оптических элементов глаза возникают aberrации, которые предлагается учитывать при помощи соответствующих фазовых экранов. Каждый экран характеризуется функцией фазового распределения, которая определяет величину фазового запаздывания в каждой точке экрана. Для того чтобы локализовать источники aberrаций, необходимо определить функции каждого экрана.

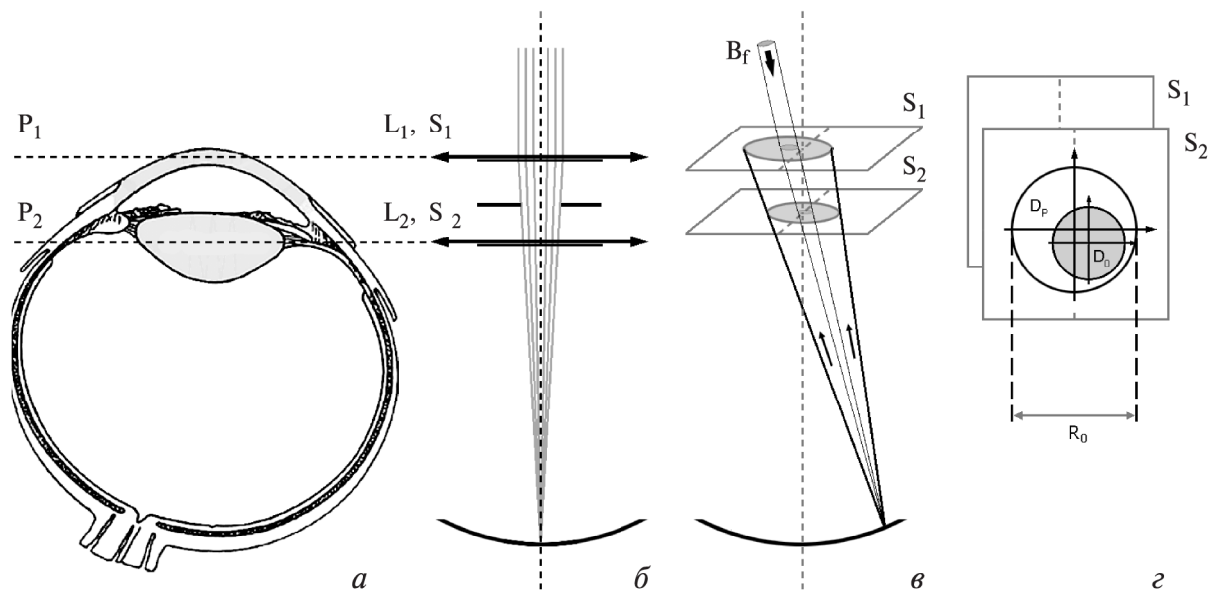


Рис. 1. Схема человеческого глаза с указанием главных плоскостей роговицы  $P_1$  и хрусталика  $P_2$  (а); схема модели глаза с двумя идеальными линзами  $L_1$  и  $L_2$  и ассоциированными с ними фазовыми экранами  $S_1$  и  $S_2$  (б); ход лучей в модели глаза от опорного источника, сформированного лучом  $V_f$  (в) и схема прохождения лучей через фазовые экраны (г)

Для определения функций фазовых экранов был разработан следующий метод. На различных участках сетчатки последовательно создаются опорные источники, лучи от которых формируют на выходе из глаза некоторую картину фазового распределения (рис. 1, в). Эти фазовые распределения регистрируются датчиком волнового фронта Шака–Гартмана. Каждая такая картина фазового распределения несет в себе информацию сразу обо всех фазовых экранах, однако тот факт, что от каждого опорного источника лучи проходят через разные участки экранов (рис. 1, г), позволяет нам в дальнейшем разделить вклады каждого фазового экрана.

Расчеты показывают, что коэффициенты разложения  $f_i^g$  функции фазового распределения, полученной от  $g$ -го опорного источника, связаны с коэффициентами разложения  $a_j^p$  фазовой функции  $p$ -го фазового экрана формулой

$$f_i^g = \sum_{p=1}^P \sum_{j=0}^N a_j^p b_{ji}^{pg},$$

где  $b_{ji}^{pg} = \iint_{D_0} Z_i^p(x_p^g, y_p^g) Z_j^0(x, y) dx dy$  — коэффициенты пересчета полиномов, определенных в области  $D_1$ , через полиномы, определенные в области  $D_0$  (рис. 1, г). Область  $D_1$  задается диаметром зрачка  $R_0$ , область  $D_0$  соответствует области прохождения лучей на фазовом экране.

Таким образом, мы получили линейную систему уравнений относительно коэффициентов разложения функций фазового распределения экранов по полиномам Цернике  $a_i^p$ . Определив коэффициенты

разложения, мы сможем восстановить и сами функции.

С увеличением количества опорных источников количество уравнений будет увеличиваться, при этом мы получаем переопределенную систему линейных уравнений, которую можно решать, например, методом наименьших квадратов (МНК). Однако увеличение количества источников более некоторого числа незначительно влияет на точность восстановления. В случае двухэкранной модели глаза оптимально использовать пять источников [17].

### Результаты численного моделирования

Для определения и оптимизации характеристик методов модальной реконструкции в реальных условиях функционирования была проведена серия численных экспериментов.

Модель глаза, использованная в расчетах, состояла из двух фазовых экранов, зрачка, расположенного между ними, и задней поверхности глаза (сетчатки), на которой формировались опорные источники. Первый экран был геометрически расположен вблизи плоскости роговицы, второй располагался вблизи главной плоскости хрусталика. Считалось, что опорный источник излучает сферическую волну, с угловой расходимостью, определяющейся расстоянием между зрачком и источником. В отсутствие фазовых экранов распространение лучей происходило прямолинейно по нормали к волновому фронту. При наличии фазовых экранов суммарный фазовый набег вычисляется путем сложения функций экранов в соответствующих точках. Выполняя подобный расчет для каждого луча в пределах зрачка, получаем волновой фронт на выходе из системы.

Описанная модель в целом аналогична используемому в томографии атмосферы [15]. Необходимо отметить, что в нашем случае учет изменения масштаба проекций фазовых экранов является обязательным, тогда как при анализе атмосферных искажений этим фактом обычно можно пренебречь [16]. Еще одной отличительной особенностью глаза является наличие преломляющих элементов большой оптической силы — роговицы и хрусталика. Эти элементы приводят к изменению оптического хода лучей, следовательно, их необходимо учитывать как при расчете, так и при томографическом восстановлении. Роговица обладает наибольшей оптической силой, поэтому в модели прежде всего необходимо учесть именно ее влияние. Для этого к двухэкранной модели глаза была добавлена идеальная линза, расположенная вблизи первого экрана.

Ниже приведены некоторые результаты исследований для двухэкранной модели глаза.

На рис. 2 представлена зависимость ошибки восстановления фазовой функции от углового расположения опорных источников. Как видно из рисунка, ошибка восстановления возрастает при уменьшении углового расстояния между источниками. Это является результатом того, что волновые фронты от двух близко расположенных источников меньше отличаются друг от друга и, следовательно, точность восстановления исходных фазовых экранов ограничивается возможностью датчика их различить. Результаты представлены для двух экранов.

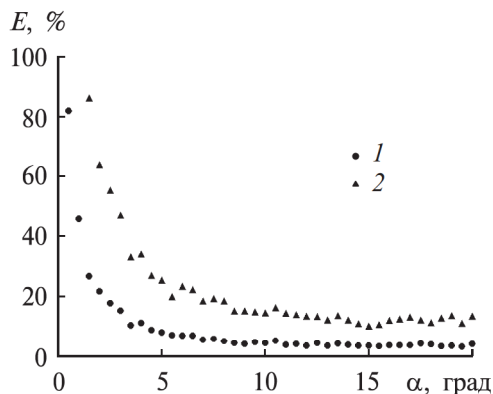


Рис. 2. Относительная среднеквадратичная ошибка  $E$  восстановления функции фазового распределения в зависимости от углового расположения опорных источников света ( $\alpha$ ): кривая 1 — для первого фазового экрана; 2 — для второго фазового экрана

Функции экранов задавались случайным набором коэффициентов Цернике со средним размахом фазовой модуляции 20 рад. Данные усреднялись по 50 реализациям. Среднеквадратичное отклонение находилось на уровне 10%.

Из графика следует, что для четкого разделения aberrаций второго порядка достаточно углового раз-

деления опорных источников порядка  $5-10^\circ$ . Такое разделение легко обеспечить на практике.

Рис. 3 иллюстрирует влияние постоянной оптической силы роговицы на точность восстановления фазовой функции на примере aberrации второго порядка (дефокуса). Для каждого из экранов исходный дефокус задавался равным 1 дптр. Как видно из графиков, если проигнорировать при восстановлении оптическую силу роговицы, то возникает значительная ошибка. Величина этой ошибки быстро возрастает и при оптической силе роговицы 40 дптр составляет для второго экрана приблизительно 1 дптр.

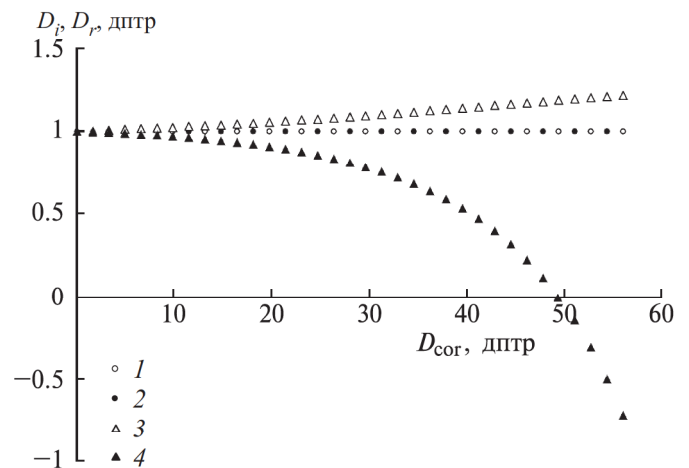


Рис. 3. Влияние оптической силы роговицы на точность восстановления функций фазового распределения. Исходный  $D_i$  и восстановленный  $D_r$  дефокусы в зависимости от оптической силы роговицы  $D_{cor}$ : кривая 1 — исходное значение дефокуса, заданное на первом фазовом экране; 2 — то же на втором фазовом экране; 3 — дефокус, восстановленный на первом, и 4 — на втором экране

При моделировании, учитывающем роговицу, происходило практически точное восстановление фазовых функций.

### Результат модельного эксперимента

Для исследования возможности использования метода модальной фазовой томографии в реальных условиях оптического эксперимента нами была создана модельная экспериментальная установка.

Установка (рис. 4) была построена по однопроходовой томографической схеме, где в качестве источника излучения использовался полупроводниковый лазер 1, излучающий с длиной волны 650 нм, сопряженный с одномодовым волокном. Излучение коллимировалось 2 и попадало на модель глаза 3. Модель состояла из диафрагмы (зрачка) диаметром 4 мм и двух линз небольшой оптической силы (до и после нее). Расстояние между линзами и зрачком было равно 12 и 5 мм соответственно. Модель глаза была установлена на поворотном механизме,

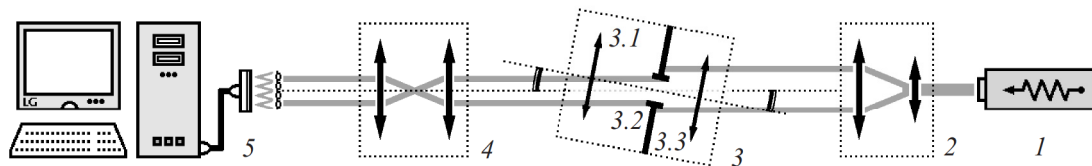


Рис. 4. Схема экспериментальной установки: 1 — лазер; 2 — коллиматор; 3 — модель глаза (3.1 — первая линза, 3.2 — вторая линза, 3.3 — диафрагма); 4 — объектив; 5 — датчик Шака-Гартмана и ПК

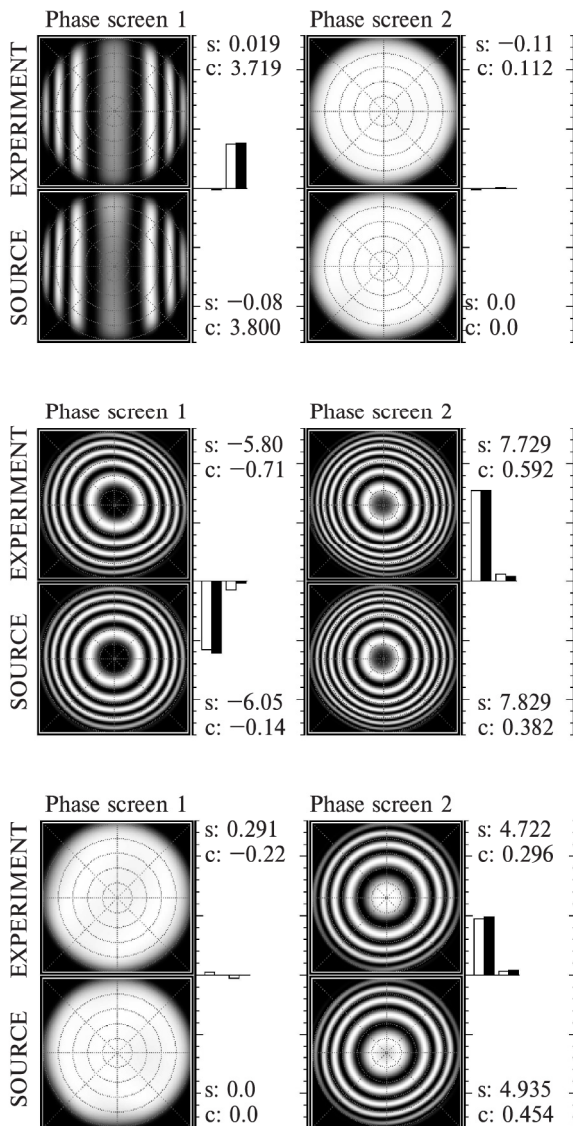


Рис. 5. Результаты экспериментов по восстановлению функций фазового распределения. Волновые фронты исходного и восстановленного фазовых экранов. Интерферограммы представлены в масштабе 1:5 по амплитуде. Диаграммы соответствуют исходным (черные) и восстановленным (белые) значениям сферы и цилиндра

позволяющем производить вращение вокруг двух осей ( $x, y$ ), перпендикулярных оптической оси системы (ось  $z$ ). Далее располагался телескоп 4, строивший изображение зрачка на входной апертуре датчика Шака-Гартмана 5. Датчик состоял из

линзового раstra с шагом 0.2 мм, фокусным расстоянием 5.2 мм и ПЗС-матрицы размера  $6.8 \times 4.8$  мм, содержащей  $720 \times 570$  точек. Программное обеспечение датчика позволяло восстанавливать профиль волнового фронта в виде разложения по 36 полиномам Цернике. Среднеквадратичная ошибка измерений была менее 0.04 мкм. Для внесения aberrаций в эксперименте использовались сферические и цилиндрические линзы (3.2, 3.3) оптической силы от  $-6$  до  $6$  дптр из набора пробных офтальмологических линз. При расчете положение фазовых экранов определялось расположением пробных линз.

Результаты эксперимента представлены ниже (рис. 5). Здесь сравниваются исходные и восстановленные значения aberrаций, вносимых линзами. Для каждой комбинации линз проводилось пять измерений волнового фронта: по центральной оси глаза и при поворотах на  $\pm 7^\circ$  по осям  $x$  и  $y$ .

### Заключение

Теоретически обоснован метод модальной томографии, основанный на анализе волнового фронта излучения нескольких опорных источников, создаваемых на сетчатке глаза с помощью лазера малой мощности.

Анализ полученных результатов показывает эффективность методов модальной томографии применительно к исследованию глаза человека при использовании распространенных датчиков волнового фронта.

В дальнейшем основное внимание следует уделить минимизации объема необходимых данных. Действительно, глаз человека чрезвычайно подвижен, и проведение большой серии измерений в «замороженном» его состоянии затруднено. В связи с этим следует сосредоточить внимание на моделях наиболее простых, однако достаточных для описания формирования изображений в глазу. В настоящее время имеются точные и статистически обоснованные модели глаза, и задача томографического восстановления может состоять в нахождении индивидуальных отличий глаза пациента от усредненных моделей. В такой постановке задача значительно упрощается, и удовлетворительные результаты можно получить, используя наиболее простую двухэкранную модель aberrаций глаза.

Авторы благодарят профессора В. И. Шмальгаузену за полезные обсуждения и рекомендации.

Работа выполнена при финансовой поддержке РФФИ (грант 04-02-16876-а).

#### Литература

1. Ковалевский Е.И. Офтальмология. М., 1995.
2. Marsack J.D., Thibos L.N., Applegate R.A. // J. Vision. 2004. **4**, N 4. P. 322.
3. Artal P., Berrio E., Guirao A., Piers P. // JOSA A. 2002. **19**, N 1. P. 137.
4. Nancy K., Tripoli M.A., Kenneth L. et al. // Am. J. Ophthalmol. 1995. **120**. P. 658.
5. Perez J., Gonzalez O.D. et al. // Eye Cont. Lens: Sci. Clin. Pract. 2004. **30**, N 2. P. 74.
6. Auffarth G.U., Tetz M.R., Biazid Y. et al. // J. Cataract Refract Surg. 1997. **23**. P. 1351.
7. Трофимов О.Е. // Автометрия. 1996. **2**. С. 73.
8. Пикалов В., Преображенский Н. // УФН. 1983. **141**, N 3. С. 470.
9. Херман Г. Восстановление изображений по проекциям. Основы реконструктивной томографии. М., 1983.
10. Rosema J. Ph.D. Thesis. 2004.
11. Воронцов М.А., Корябин А.В., Шмальгаузен В.И. Управляемые оптические системы. М., 1988.
12. Larichev A.V., Ivanov P.V., Iroshnikov N.G., Shmalgausen V.I. // Quant. Electron. 2001. **31**, N 12. P. 1108.
13. Hofer H., Artal P., Singer B. et al. // JOSA A. 2001. **18**. P. 497.
14. Wang J.Y., Silva D.E. // Appl. Opt. 1980. **19**. P. 1510.
15. Ragazzoni R., Marchetti E., Rigaut F. // Astron. Astrophys. 1999. **342**. P. L53.
16. Fusco T., Conan J.-M., Michau V. et al. // Proc. SPIE. 2000. **4007**. P. 1044.
17. Fusco T., Conan J.-M., Michau V. et al. // Proc. SPIE. 1999. **3763**. P. 125.

Поступила в редакцию  
01.03.06