

# Определение положений оптических элементов человеческого глаза

С.О.Галецкий, Т.Ю.Черезова

*Впервые предложена оригинальная методика неинвазивного определения положений элементов внутриглазной оптики. Определена аналитическая зависимость погрешности измерений от параметров оптической схемы в рамках предлагаемой методики и ограничения по расстоянию до измеряемого элемента. Показана эффективность использования методики для определения положения элементов классической модели глаза Гульстранда и персонализированных моделей глаза. Положения шести оптических поверхностей модели глаза Гульстранда и четырех оптических поверхностей персонализированной модели глаза можно определить с погрешностью менее 0.25 мм.*

**Ключевые слова:** оптическая модель глаза, волновой фронт, корреляционная функция.

## 1. Введение

Существуют различные способы улучшения качества зрения, например использование традиционных контактных линз или очков. Однако это часто является неудобным для людей, занимающихся спортом, путешествиями, чтением. А для пилотов, милиционеров, водителей хорошее зрение является очень важным. Поэтому такие люди, как правило, нуждаются в проведении операций по коррекции зрения.

За последние пятьдесят с небольшим лет рефрактивная хирургия прошла длительное эволюционное развитие [1–3]. Однако широко применяемые методы рефрактивной лазерной хирургии корректируют в основном сфероцилиндрические ошибки – наиболее часто встречаемые аберрации человеческого глаза. В ряде работ, посвященных обсуждению результатов операций [4–7], отмечается факт увеличения в той или иной степени аберраций глаза высших порядков, таких как кома или сферические аберрации, подчас приводящих к значительному снижению качества зрения. Известен факт возникновения после рефрактивной операции таких осложнений, как мерцание, двоение, ореол вокруг предметов и др. Как правило, эти осложнения проявляются в ночное время, при расширенном зрачке пациента. Именно боязнь получить подобные осложнения и отталкивает многих потенциальных пациентов от процедуры лазерной коррекции зрения.

При использовании обыкновенных средств диагностики, включающих в себя кератоскопию, аберрометрию и пуриллометрию [7, 8], успешными оказываются лишь 2/3 операций [3, 4]. Более того, в ряде случаев качество зрения вообще ухудшается [3–7]. Отмечается [4], что для расчета правильной формы роговицы, при которой до-

стигается наилучшее качество зрения, необходимо принимать во внимание геометрическое положение оптических элементов глаза. Разрабатываемые в настоящее время методы определения оптической структуры глаза основываются на решении обратной задачи, когда по измеренным суммарным аберрациям подгоняются параметры моделируемого человеческого глаза (например, радиусы кривизны, показатель преломления хрусталика и др.) [9–11]. Очевидно, что такой подход неоднозначен в своей основе и поэтому не может дать надежных результатов.

В настоящей работе предложена оригинальная методика, позволяющая напрямую измерять положения оптических элементов глаза для построения точных персонализированных оптических моделей глаз пациентов.

## 2. Методика определения положений элементов внутриглазной оптики

Оригинальная методика измерения положений оптических элементов человеческого глаза разработана с учетом возможности измерения суммарных аберраций глаза и состоит в следующем. С помощью лазерных источников излучения на сетчатке глаза пациента создаются два точечных источника, разнесенных на некоторое расстояние. После рассеяния на поверхности сетчатки пучки излучения от этих источников распространяются в обратном направлении, приобретая фазовые набеги, определяемые аберрациями элементов внутриглазной оптики (рис.1). В плоскости, оптически сопряженной с роговицей, с помощью датчика волнового фронта Шака – Гартмана [12], состоящего из ПЗС-камеры и микролинзового растра, одновременно проводятся измерения локальных наклонов волновых фронтов пучков. Микролинзовый растр дискретизирует измеряемый волновой фронт, определяя его локальные наклоны как средний градиент фазы по каждой из микролинз. Далее рассчитывается пространственная корреляционная функция наклонов волновых фронтов первого и второго пучков, которая усредняется по времени. Корреляционная функция описывается формулой

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

Поступила в редакцию 2 октября 2008 г., после доработки – 24 ноября 2008 г.

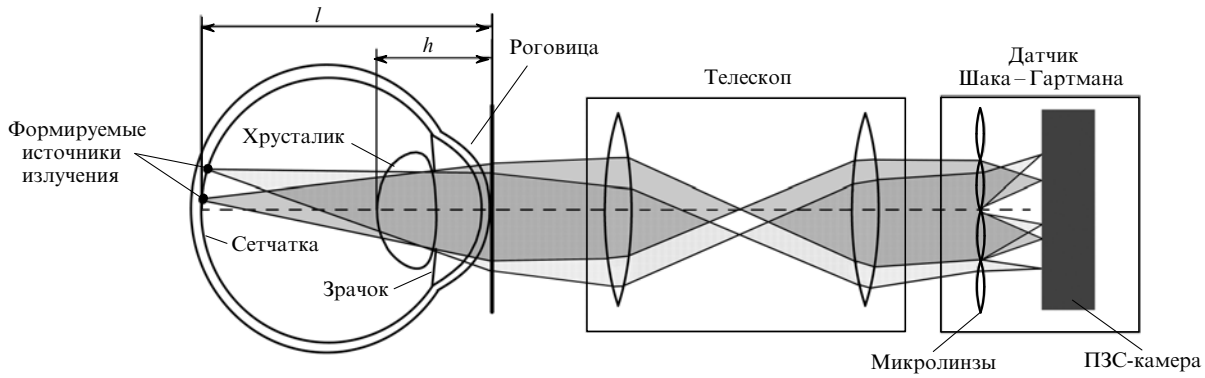


Рис. 1. Определение положений оптических элементов человеческого глаза ( $h$  – расстояние от вершины роговицы до поверхности измеряемого оптического элемента,  $l$  – глубина глаза).

$$C(\delta) = \left\langle \sum_{i,j} s_{ij}(t) s'_{i+\delta,j}(t) \right\rangle,$$

$$h(\Delta_s, \varphi, l) = \frac{\Delta_s}{\varphi/d + \Delta_s/l}. \tag{1}$$

где  $s_{ij}(t)$  и  $s'_{ij}(t)$  – локальные наклоны волновых фронтов на микролинзе ( $i, j$ ) датчика Шака – Гартмана для первого и второго пучков соответственно;  $i, j$  – номера микролинз растра по осям  $x$  и  $y$  соответственно;  $i, j = 0, 1, 2, \dots, N$ ;  $N^2$  – число микролинз;  $\delta$  – приращение номера  $i$  микролинзы по оси  $x$  ( $\delta = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ ). Поскольку при распространении световые пучки проходят через одни и те же оптические элементы, то корреляционная функция имеет пики, отвечающие этим оптическим элементам: нескольким поверхностям хрусталика, двум поверхностям роговицы и т. д. Смещения корреляционных пиков относительно «центра» ( $\delta = 0$ ) зависят от расположения оптических элементов, которым эти пики соответствуют. Зависимость расстояния  $h$  от вершины роговицы до оптического элемента от смещения корреляционного пика  $\Delta_s$  получена нами из геометрических соображений и имеет вид

Здесь  $\varphi$  – угол между пучками;  $d$  – размер микролинзы;  $l$  – глубина глаза. Погрешность  $\delta_h$  измерения  $h$  выражается следующим образом:

$$\begin{aligned} \delta_h &= \sqrt{(dh_\delta)^2 + (dh_l)^2} \\ &= \sqrt{\left[ \frac{d}{\varphi l^2} (l-h)^2 \delta_\Delta \right]^2 + \left[ \left( \frac{h}{l} \right)^2 \delta_l \right]^2}, \end{aligned} \tag{2}$$

где  $\delta_\Delta$  – погрешность определения положения корреляционного пика, а  $\delta_l$  – погрешность определения глубины глаза. Погрешность  $\delta_h$  нелинейно зависит от расстояния до оптического элемента. Ее можно минимизировать путем изменения угла  $\varphi$ .

Максимальное измеряемое данным методом расстояние  $h_{\max}$  определяется углом между пучками  $\varphi$  и диаметром  $D$  пучков на датчике:

Табл. 1. Параметры математической модели глаза Гульстранда.

| Номер поверхности | Поверхность                            | Радиус кривизны (мм) | Толщина (мм) | Показатель преломления |
|-------------------|--|----------------------|--------------|------------------------|
| 1                 | Внешняя поверхность роговицы           | -7.7                 | 0.5          | 1.376                  |
| 2                 | Внутренняя поверхность роговицы        | -6.8                 | 3.1          | 1.336                  |
| 3                 | Внешняя поверхность хрусталика         | -10.0                | 0.546        | 1.386                  |
| 4                 | Внешняя поверхность ядра хрусталика    | -7.911               | 2.419        | 1.406                  |
| 5                 | Внутренняя поверхность ядра хрусталика | 5.76                 | 0.635        | 1.386                  |
| 6                 | Внутренняя поверхность хрусталика      | 6.0                  | 16.8         | 1.336                  |

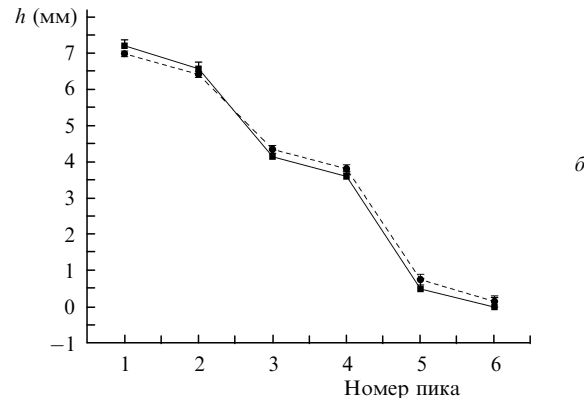
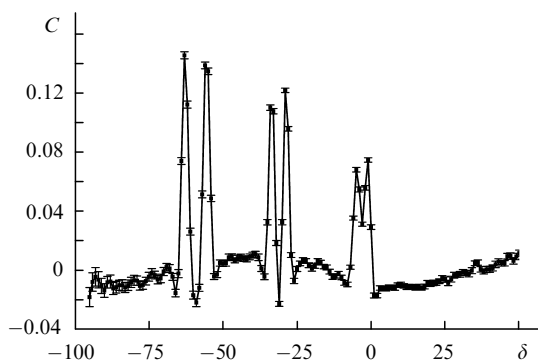


Рис. 2. Корреляционная функция  $C(\delta)$ , полученная для модели Гульстранда при  $d = 39$  мкм (а), а также определенные (●) и заданные (■) расстояния  $h$  от элементов глаза до роговицы (б).

Табл.2. Параметры персонализированной математической модели правого глаза пациента АД.

| Номер поверхности | Поверхность                       | Радиус кривизны (мм) | Коническая константа | Толщина (мм) | Показатель преломления |
|-------------------|-----------------------------------|----------------------|----------------------|--------------|------------------------|
| 1                 | Внешняя поверхность роговицы      | -7.72                | -0.26                | 0.55         | 1.373                  |
| 2                 | Внутренняя поверхность роговицы   | -6.5                 | 0                    | 3.05         | 1.334                  |
| 3                 | Внешняя поверхность хрусталика    | -10.2                | -3.0                 | 4.0          | 1.416                  |
| 6                 | Внутренняя поверхность хрусталика | 6.0                  | -1.0                 | 16.55        | 1.333                  |

$$h_{\max} = \frac{Dl}{2l \tan(\varphi/2) + D} \quad (3)$$

Возможность применения предлагаемой методики для определения положения оптических элементов глаза проверена на классической математической модели Гульстранда [13, 14] (табл.1). Следует отметить, что для эффективной работы предлагаемой методики необходимо усреднение корреляционной функции по достаточному числу измерений аберраций глаза пациента. Поскольку модель Гульстранда не описывает флуктуации аберраций, присущие человеческому глазу [15, 16], то на оптических поверхностях модели задавались случайные фазовые возмущения. Кроме того, для описания в рамках модели Гульстранда поведения аберраций высших порядков, были введены в рассмотрение дополнительные мелко-масштабные аберрации оптических поверхностей. Полученные результаты приведены на рис.2. Видно, что корреляционная функция имеет шесть пиков, соответствующих (слева направо) внутренней поверхности хрусталика, внутренней поверхности ядра хрусталика, внешней поверхности ядра хрусталика, внешней поверхности хрусталика, внутренней поверхности роговицы и внешней поверхности роговицы. Предлагаемая методика определяет положения всех шести оптических поверхностей с погрешностью менее 0.25 мм. Для персонализированной модели\* (табл.2), мы получили аналогичные результаты.

### 3. Заключение

В настоящей работе впервые предложена оригинальная методика измерения положений элементов внутриглазной оптики. Методика основана на измерениях волнового фронта двух опорных источников с помощью датчика волнового фронта, что позволяет одновременно измерять и аберрации глаза пациента. Возможность точно измерять положения оптических элементов глаза

человека – существенный шаг вперед для правильного построения персонализированных моделей человеческого глаза.

Данное исследование проведено в рамках проекта МНТЦ № 3497 «Аберрометрическая система нового поколения на основе адаптивной оптики для диагностики аберраций человеческого глаза и проведения операций по рефрактивной хирургии».

1. Azar D.T. *LASIK. Fundamentals, Surgical Techniques and Complications* (New York: Marcel Dekker, Inc., 2003).
2. Schwiegerling J. *Opt. Photon. News*, **13** (1), 30 (2002).
3. Гонзалес Ж.М. *EyeWorld*, № 7-8, 10 (2003).
4. Семчишен В., Мрохен М., Сайлер Т. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **3** (1), 5 (2003).
5. Seiler T., Kaemmerer M., Vierdel P., Krinke H.-E. *Arch. Ophthalmol.*, **118**, 17 (2000).
6. Куренков В.В., Полунин Г.С., Смирненная Е.В. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **2** (3), 40 (2002).
7. Корниловский И.М., Годжаева А.М. *Рефракционная хирургия и офтальмология*, **6** (1), 4 (2006).
8. <http://www.cvz.ru/index.php?id=38> (на 18.11.2008).
9. Дубинин А.В., Черезова Т.Ю., Кудряшов А.В. *Квантовая электроника*, **38** (11), 1048 (2008).
10. Goncharov A.V., Nowakowski M., Sheehan M.T., Dainty C. *Opt. Express*, **16**, 1692 (2008).
11. Navarro R., Palos F., Gonzalez L.M. *J. Opt. Soc. Am. A*, **24**, 2911 (2007).
12. Galetskiy S., Letfullin R., Dubinin A., Cherezova T., Belyakov A., Kudryashov A. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **6018**, 601806 (2005).
13. Черкасова Д.Н. *Офтальмологическая оптика (курс лекций)* (СПб: изд-во СПб ГИТМО (ТУ), 2001).
14. Gullstrand A. *Nobel Lectures, Physiology or Medicine 1901–1921* (Amsterdam: Elsevier Publ. Comp., 1967).
15. Hofer H., Artal P., Singer B., Aragón J.L., Williams D.R. *J. Opt. Soc. Am. A*, **18**, 497 (2001).
16. Hampson K.M., Paterson C., Dainty C., Mallen E.A.H. *J. Opt. Soc. Am. A*, **23**, 1082 (2006).
17. Navarro R., Gonzales L., Hernandez-Matamoros J.L. *Optometry and Vision Science*, **83** (6), 371 (2006).

\* Персонализированная модель глаза [9] разрабатывалась на основе математической модели человеческого глаза Navarro [17] и состоит из четырех конических поверхностей. При ее разработке оптимизировались такие параметры, как конические константы поверхностей, глубина глаза, смещение зрачка и др., для того чтобы модель описывала экспериментально измеренные осевые и внеосевые аберрации глаза.