

ВЛИЯНИЕ ИЗМЕНЕНИЯ КРИВИЗНЫ ПРЕЛОМЛЯЮЩИХ ПОВЕРХНОСТЕЙ ГЛАЗА НА КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ НА СЕТЧАТКЕ В МОДЕЛИ ЛИОУ–БРЕННАНАС.А. Дегтярев^{1,2}, А.В. Карсаков^{1,2}, Е.С. Бранчевская³, С.Н. Хонина^{1,2}, В.В. Котляр^{1,2}¹ Институт систем обработки изображений РАН, Самара, Россия,² Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва (национальный исследовательский университет) (СГАУ), Самара, Россия,³ Глазная клиника Бранчевского, Самара, Россия**Аннотация**

В работе с помощью пакета Zemax исследовались аберрации волнового фронта, возникающие в изображении при изменении кривизны поверхности роговицы человеческого глаза. Использовалась модель глаза Лиоу–Бреннана. Кривизна поверхностей и аберрации волнового фронта в данной работе описывались полиномами Цернике. Показана возможность компенсации аберраций дефокусировки и астигматизма путём внесения в кривизну передней поверхности роговицы соответствующих полиномов.

Ключевые слова: оптическая модель человеческого глаза, модель Лиоу–Бреннана, аберрации глаза, полиномы Цернике.

Цитирование: Дегтярев, С.А. Влияние изменения кривизны преломляющих поверхностей глаза на качество изображения на сетчатке в модели Лиоу–Бреннана / С.А. Дегтярев, А.В. Карсаков, Е.С. Бранчевская, С.Н. Хонина, В.В. Котляр // Компьютерная оптика. – 2015. – Т. 39, № 5. – С. 702-708. – DOI: 10.18287/0134-2452-2015-39-5-702-708.

Введение

Известно, что около 80 % информации человек получает с помощью глаз. Глаз имеет сложное строение. Сетчатка содержит фоточувствительные клетки: палочки и колбочки. Они имеют вытянутую форму и в длину составляют около 50 мкм, а радиус примерно равен 2 мкм. Колбочки в основном обеспечивают цветное зрение при хорошем освещении, а палочки более чувствительны и играют важную роль для ориентирования в темноте. Для цветного и сумеречного зрения различные факторы, ухудшающие изображение, на удивление удачно сбалансированы и практически полностью нивелируются у здорового глаза. Размеры чувствительных клеток и расстояние между ними позволяют избавиться от хроматических аберраций, а диафрагмирование радужной оболочкой почти полностью убирает непараксиальные лучи. Однако нарушения геометрии, прозрачности и показателя преломления приводят к значительному ухудшению изображения.

Качество жизни катастрофически снижается с падением уровня зрения. Наука набрала огромный опыт в борьбе с глазными болезнями, который показал, что основной проблемой являются возрастные изменения в оптической системе глаза, которые можно оценить через волновые аберрации. Заметим, что эти искажения индивидуальны не только для отдельных людей, но и для каждого глаза даже в различное время суток.

Волновые аберрации глаза могут быть измерены с помощью различных субъективных и объективных методов. Субъективные методы основаны на сборе визуальных ответов пациента, в то время как объективные методы не требуют сотрудничества пациента и основываются на записи изображений после двойного прохода через окуляр. Среди методов, разрабатываемых в течение многих лет, метод выравнивания [1], аберроскопия [2], метод ножа Фуко [3], восстановление фазы по изображению сетчатки [4].

Существующие клинические аберрометры обеспечивают достаточно точные измерения отклонения волнового фронта глаза [5–7]. При этом измеряются аберрации высокого порядка, позволяющие оценить индивидуальные отклонения волнового фронта, в том числе связанные с профессиональной деятельностью или возрастными изменениями, с целью оптимизации оптической (контактными или внутриглазными линзами) или хирургической коррекции человеческого глаза.

Наиболее широко используемым сегодня методом измерения аберраций глаза является датчик волнового фронта Хартмана–Шака (Hartmann–Shack) [8].

Заметим, однако, что общепринятым представлением волнового фронта является ряд полиномов Цернике, которые соответствуют различным аберрациям волнового фронта [9, 10]. Коэффициенты разложения волнового фронта по ортогональным полиномам Цернике позволяют определить среднеквадратическую ошибку отклонения от идеального фронта. Коэффициенты с высоким абсолютным значением автоматически указывают на те аберрации, которые наибольшим образом искажают волновой фронт в индивидуальной системе зрения и, таким образом, позволяют существенно ускорить и упростить анализ зрения пациента [11, 12].

Большие возможности по исправлению оптических характеристик глаза даёт лазерная коррекция зрения [13]. Данная операция заключается в лазерной абляции тканей роговицы с целью улучшения оптических характеристик. Наиболее щадящим является метод LASIK, при котором сохраняется оптически гладкий передний слой роговой оболочки. При этом значительно сокращается послеоперационный период и риск осложнений, как если бы абляция производилась вместе с передним слоем роговицы.

Важной задачей является расчёт индивидуального профиля абляции. Некоторые факторы, которые необходимо учитывать: толщина роговицы, минимизация

высоты абляционного профиля [15], заболевания и помутнения роговицы (кератоконус), возможные изменения формы роговицы в силу изменения механических свойств. Корректирующий профиль рассчитывается по данным диагностического оборудования.

В качестве примера приведём следующие диагностические приборы.

1. Окулайзер [16], строящий топографию передней глазной камеры (роговицы, водянистой влаги, радужки, передней поверхности хрусталика). При применении мидриатиков возможно получение топографии задней поверхности хрусталика. Для вычисления оптической силы роговицы используется модель Гульстранда.

2. Тополайзер [17]. Измеряет топограмму передней поверхности роговицы.

3. Двухпроходный абберметр на основе датчика Шака–Хартмана.

При этом необходимо продолжать совершенствовать как способы проектирования и производства внешней оптики, так и методологию интраокулярной имплантации и хирургической коррекции различных глазных заболеваний и травм.

Для решения данных задач предложено несколько оптических моделей глаза [18–20], включающих в себя несколько десятков параметров преломляющих поверхностей и тканей глаза. Наиболее часто встречающейся в литературе является модель, разработанная Лиоу и Бреннаном в 1997 году [18]. Главным нововведением учёных является учёт градиентного показателя преломления хрусталика. Однако продолжает использоваться и простая модель Гульстранда [19], в которой все поверхности считаются сферическими, а показатели преломления сред – постоянными. В настоящее время время оптики ведут исследования с целью улучшения существующих моделей глаза путём введения особых асферик на различные поверхности [20, 21], учёта современных биометрических измерений.

Одной из основных задач является выбор параметров модели глаза по данным офтальмологического исследования пациента [20]. Полученные диагностические данные позволяют оценить качество изображения, получаемого глазом, поставить диагноз и рекомендовать метод лечения.

Цель данной работы заключается в исследовании с помощью пакета Zemax влияния искажения различных преломляющих поверхностей на качество изображающей системы глаза, точнее только роговицы. В качестве модели глаза выбрана модель с градиентным хрусталиком Лиоу–Бреннана.

Описание модели

На рис. 1 показана условная схема глаза, поясняющая ход лучей при формировании изображения.

В данной работе использовалась одна из наиболее часто применяемых современных моделей – модель Лиоу–Бреннана [18]. Она учитывает смещение зрачка относительно оптической оси, кривизну поверхности сетчатки, медиально-направленное положение глаза. Хрусталик полагается дублетом двух градиентных

линз с градиентным профилем показателя преломления. Для каждой из двух линз – частей хрусталика – выбираются свои параметры профиля показателя преломления и кривизны преломляющих поверхностей.

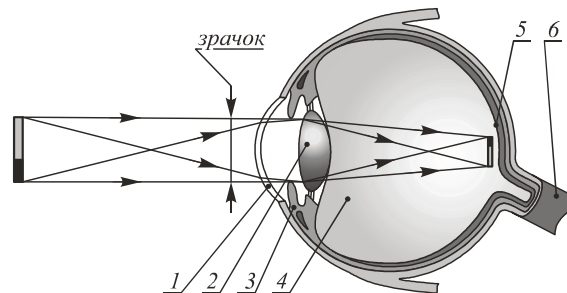


Рис. 1. Схема формирования изображения в глазу: 1 – роговица, 2 – хрусталик, 3 – радужная оболочка, 4 – стекловидное тело, 5 – сетчатка, 6 – зрительный нерв

Для моделирования использовался программный пакет Zemax. Частичное описание модели можно найти в [22]. Согласно модели Лиоу–Бреннана (рис. 2) глаз имеет 6 преломляющих поверхностей и сферическую поверхность сетчатки, на которой формируется изображение.

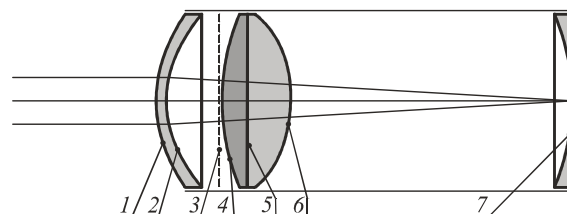


Рис. 2. Схема расположения преломляющих поверхностей глаза в рассматриваемой модели: 1 – передняя поверхность роговицы, 2 – задняя поверхность роговицы, 3 – радужная оболочка со зрачком, 4 – передняя поверхность хрусталика, 5 – граница раздела составных поверхностей хрусталика, 6 – задняя поверхность хрусталика, 7 – сетчатка

В табл. 1 приведено описание каждой поверхности, отмеченной на рис. 2. В рассматриваемой модели предлагается описывать профиль показателя преломления хрусталика с помощью следующего полинома.

$$n = n_0 + n_{r2}r^2 + n_{z1}z + n_{z2}z^2, \quad (1)$$

где (r, z) – цилиндрические координаты, z – оптическая ось, $n_0, n_{r2}, n_{z1}, n_{z2}$ – коэффициенты полинома.

Моделирование искривления поверхности роговицы

В данной работе исследовалось влияние внесения полинома Цернике в кривизну передней эллиптической поверхности роговицы. Для расчётов использовался программный пакет Zemax.

Полиномы Цернике выражаются следующей формулой. Чётный полином: $Z_n^m(\rho, \varphi) = R_n^m(\rho) \cos(m\varphi)$, нечётный полином: $Z_n^m(\rho, \varphi) = R_n^m(\rho) \sin(m\varphi)$, где

$$R_n^m(\rho) = \sum_{k=0}^{\frac{n-m}{2}} \frac{(-1)^k (n-k)!}{k! \left(\frac{n+m-k}{2}\right)! \left(\frac{n-m-k}{2}\right)!} \rho^{n-2k}. \quad (2)$$

Табл. 1. Параметры оптической схемы глаза в модели Лиоу-Бреннана

№ поверхности	Описание	Радиус кривизны (мм)	Параметр кривизны $Q = -e^2$, e – эксцентриситет	Расстояние до следующей поверхности (мм)	Показатель преломления	Коэффициент дисперсии $\frac{n_D - 1}{n_F - n_C}$	Радиус апертуры (мм)
1	Передняя поверхность роговицы	7,77	-0,18	0,55	1,376	50,23	5
2	Задняя поверхность роговицы/Передняя поверхность водянистой влаги	6,4	-0,6	3,16	1,336	50,23	5
3	Радужная оболочка со зрачком (находится в водянистой влаге)	∞	0,0	0,0	1,336	50,23	1,25
4	Задняя поверхность водянистой влаги / Передняя поверхность хрусталика	12,4	0	1,59	Коэффициенты полинома $n_0 = 1,368, n_{r2} = -0,001978, n_{z1} = 0,04957, n_{z2} = -0,015427$		5
5	Граница раздела составных частей хрусталика	∞	0	2,43	Коэффициенты полинома $n_0 = 1,407, n_{r2} = -0,001978, n_{z2} = -0,006605,$		5
6	Задняя поверхность хрусталика / Передняя поверхность стекловидного тела	-8,1	0,96	16,23883	1,336	50,23	5
7	Задняя поверхность стекловидного тела / Сетчатка	-12	0				5

Аберрации волнового фронта могут быть представлены с помощью полиномов Цернике. Так:

дефокусировка: $Z_2^0(\rho, \varphi) = (2\rho^2 - 1)$,

сферическая аберрация 3-го порядка:

$$Z_4^0(\rho, \varphi) = (6\rho^4 - 6\rho^2 + 1),$$

дисторсия: $Z_1^1(\rho, \varphi) = \rho \cos \varphi$,

кома: $Z_3^1(\rho, \varphi) = (3\rho^3 - 2\rho) \cos \varphi$,

астигматизм $Z_2^2(\rho, \varphi) = \rho^2 \cos 2\varphi$.

Форма передней поверхности роговицы моделировалась многочленом из полиномов Цернике:

$$z(r, \varphi) = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - (1+k)c^2r^2}} + \sum_{i=1}^N A_i Z_i(\rho, \varphi), \quad (3)$$

где c – кривизна поверхности (обратная величина радиуса), k – коническая постоянная ($k = -\epsilon^2$, где ϵ – эксцентриситет, гиперолоид вращения будет при $k < -1$, параболоид – при $k = -1$, эллипс – для $-1 < k < 0$, сфера для $k = 0$), N – количество полиномов Цернике, $Z_i(\rho, \varphi)$ – i -й полином Цернике (2), A_i – вес i -го полинома Цернике, r – радиальная координата, φ – угловая координата, $\rho = r/R$ – нормированная координата луча, R – радиус нормировки. Подробнее в руководстве пользователя Zemax [23].

Ряд в формуле (3) $\sum_{i=1}^N A_i Z_i(\rho, \varphi)$ – так называемый ряд Аризонского университета [24]. Члены с наименьшими индексами соответствуют аберрациям волнового фронта низких порядков, которые мы и рассматриваем. Выбор индексов соответствует следующим выражениям

$$Z_1 = Z_0^0(\rho, \varphi), Z_2 = Z_1^1(\rho, \varphi), Z_3 = Z_1^{-1}(\rho, \varphi),$$

$$Z_4 = Z_2^0(\rho, \varphi), Z_5 = Z_2^2(\rho, \varphi), Z_6 = Z_2^{-2}(\rho, \varphi),$$

$$Z_7 = Z_3^1(\rho, \varphi), Z_8 = Z_3^{-1}(\rho, \varphi), Z_9 = Z_4^0(\rho, \varphi).$$

Итак, моделируем искривление передней поверхности роговицы (номер 1 на рис. 1) с помощью (3) и находим коэффициенты аберраций волнового фронта в изображении, также выраженные в полиномах Цернике. Заметим, что коэффициенты аберраций Зайделя не вычисляются в пакете Zemax. Но, например, в [25] можно найти соответствие полиномов Цернике различным типам аберраций Зайделя.

В табл. 2 представлены аберрации, которыми обладает глаз в рассматриваемой модели для различных изменений параметров преломляющих поверхностей и сред глаза. В первой строке приведены аберрации модели, взятой без изменений из статьи [22]. Нетрудно видеть, что данная модель обладает существенными аберрациями, диаграмма рассеяния точки представлена на рис. 3.

Табл. 2. Зависимость aberrаций Зайделя оптической системы глаза от искривления передней поверхности роговицы

Изменение в модели глаза	Дефокусировка	Сферическая aberrация	Дисторсия	Кома	Астигматизм
Исходная модель из [22] без изменений	0,074349	0,019130	-0,074324	-0,035601	0,075212
Уменьшение толщины роговицы на 50 мкм	0,001940	0,018831	-0,072308	-0,034599	0,076402
К кривизне поверхности 1 (рис. 2) добавлен многочлен $0,0015(2y^2-1)$	0,075532	0,019136	-0,076079	-0,036485	0,000604
Комбинация изменений из двух предыдущих строк	0,003110	0,018832	-0,074055	-0,035457	0,002082
Радиус кривизны поверхности 1 (рис. 2) увеличился на 0,4 мм с 7,77 мм до 8,17 мм	-1,938216	0,012932	-0,077931	-0,037565	0,099983
Радиус кривизны передней поверхности роговицы равен 8,17, как в предыдущей строке, а радиус задней поверхности роговицы (строка 2 из табл. 1) увеличен с 6,4 до 6,8	-1,647906	0,012724	-0,066153	-0,031674	0,091476
Хрусталик сделан с постоянным показателем преломления $n_s = 1,368$, $n_c = 1,407$ (первые коэффициенты в полиноме 1)	-6,431658	0,076361	-0,278492	-0,139330	0,098098
Хрусталик выполнен из стекла ВК7. Параметры поверхностей подобраны автоматически таким образом, чтобы минимизировать aberrации	0,614030	0,043502	-0,097557	-0,048239	0,069149

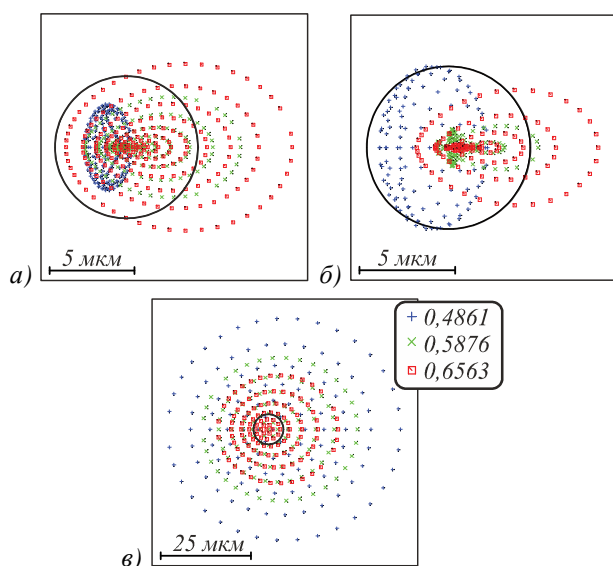


Рис. 3. Диаграмма рассеяния точки при изменении модели глаза, взятой из [22]. Для различных длин (показаны цветами) волн точки пересечения лучей с поверхностью изображения точки показаны разными цветами; (а) неизменной модели (первая строка табл. 2); (б) модели с тонкой роговицей (вторая строка табл. 2); (в) со стеклянным хрусталиком (последняя строка табл. 2). Чёрным показан кружок Эйри при $\lambda = 587,6$ нм

Из рис. 3в и табл. 2 (последняя строка) видно, что замена градиентного хрусталика однородным стеклянным телом приводит к увеличению дефокусировки на порядок. Дефокусировка исходного глаза составляет 0,07434936 (строка первая табл. 2). Уменьшение толщины роговицы всего на 50 мкм (вторая строка табл. 2) приводит к уменьшению дефокусировки на 74 %. Аналогично можно скомпенсировать астигматизм на 99 % путём внесения цилиндрического параболоида в переднюю поверхность роговицы (строка 3 табл. 2).

Ничто не мешает комбинировать компенсирующие полиномы с целью одновременного уменьшения астигматизма, а также дефокусировки. Этой цели удалось достигнуть, внося в кривизну передней поверхности роговицы полинома $0,05 * Z_0^0(\rho, \varphi) - 0,0015 * Z_2^2(\rho, \varphi)$. Уменьшение дефокусировки при этом составило 58 %, а уменьшение астигматизма – 97 % (строка 4 табл. 2).

Необходимо отметить, что aberrации волнового фронта измеряются в миллиметрах. В офтальмологии определения величины aberrаций используются как диоптрии, так и линейные единицы (миллиметры или микроны). В диоптриях обычно измеряется продольная aberrация Δ с уточнением типа и ориентации aberrации. В миллиметрах или микронах задаётся вес полинома Цернике, определяющего aberrацию волнового фронта $W(\rho, \varphi) = \sum_i Z_i(\rho, \varphi)$, ($Z_i(\rho, \varphi)$ – i -й полином Цернике). Соответствие между продольной aberrацией и aberrацией волнового фронта можно установить с помощью следующего приближённого соотношения (из [25]):

$$\Delta \approx \frac{1}{A^2 \rho} \frac{\partial W(\rho, \varphi)}{\partial \rho}, \quad (4)$$

где (ρ, φ) – зрачковые координаты, A – задняя апертура пучка. Формула (4) является весьма приближённой, так как учитывает только первый член разложения. Поэтому использование весов полиномов Цернике является предпочтительным для измерения aberrаций, порядком выше первого.

Заключение

В работе проведено моделирование пакетом Zemax aberrаций глаза в модели Лиоу–Бреннана и получены следующие результаты. Утоньшение или утолщение роговицы может приводить к уменьшению aberrации дефокусировки.

При введении параболической зависимости вдоль одной оси (введение астигматизма роговицы) можно уменьшать или увеличивать астигматизм глаза. Изменение кривизны поверхности роговицы может скомпенсировать комбинации аберраций, соответствующие введённым в кривизну полиномам. Причём остальные аберрации остаются неизменными. Изменение радиуса кривизны роговицы существенно влияет на качество изображения. Так, при увеличении радиуса на 400 мкм дефокусировка увеличивается в 200 раз. При замене биологического хрусталика на стеклянный резко возрастают почти все виды аберраций. Заметим, что описание аберраций глаза в полиномах Цернике позволит рассчитать дифракционный оптический элемент для компенсации аберраций глаза, согласно методике, изложенной в [12]. Авторы планируют посвятить этому следующую статью.

Благодарности

Работа выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ и гранта РФФИ 15-29-03823.

Литература

1. **Smirnov, M.S.** Measurement of the wave aberration of the human eye / M.S. Smirnov // *Biofizika*. – 1997. – Vol. 6. – P. 776-795.
2. **Howland, H.C.** A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye / H.C. Howland, B. Howland // *Journal of the Optical Society of America*. – 1997. – Vol. 67. – P. 1508-1518.
3. **Berny, F.** Wavefront determination resulting from Foucault test as applied to the human eye and visual instruments / F. Berny, S. Slansky. – in: *Optical Instruments and Techniques*; ed. by J. Home. – Newcastle-upon-Tyne: Oriel, 1969. – P. 375-386.
4. **Artal, P.** Retrieval of the wave aberration of human eyes from actual point-spread function data / P. Artal, J. Santamaría, and J. Bescós // *Journal of the Optical Society of America A*. – 1988. – Vol. 5. – P. 1201-1206.
5. **Artal, P.** Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial / P. Artal // *Advances in Optics and Photonics*. – 2014. – Vol. 6. – P. 340-367.
6. **Atchison, D.A.** Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes / D.A. Atchison // *Clinical and Experimental Optometry*. – 2005. – Vol. 88. – P. 5-27.
7. **Lombardo, M.** Innovative methods and techniques for sensing the wave aberrations in human eyes / M. Lombardo, G. Lombardo // *Clinical and Experimental Optometry*. – 2009. – Vol. 92. – P. 176-186.
8. **Liang, J.** Objective measurement of the WA's aberration of the human eye with the use of a Hartmann-Shack sensor / J. Liang, B. Grimm, S. Goelz, J.F. Bille // *Journal of the Optical Society of America A*. – 1994. – Vol. 11. – P. 1949-1957.
9. ANSI Z80.28. Methods for Reporting Optical Aberrations of Eyes. – American National Standards Institute, Inc., American National Standards for Ophthalmics, 2004.
10. ISO 24157:2008. Reporting Aberrations of the Human Eye. – Geneva, Switzerland: ISO, Ophthalmic Optics and Instruments, 2008.
11. **Applegate, R.A.** Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error / R.A. Applegate, C. Ballentine, H. Gross, E.J. Sarver, C.A. Sarver // *Optometry & Vision Science*. – 2003. – Vol. 80. – P. 97-105.
12. **Khonina, S.N.** Zernike phase spatial filter for measuring the aberrations of the optical structures of the eye / S.N. Khonina, V.V. Kotlyar, D.V. Kirsh // *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*. – 2015. – Vol. 1, Issue 2. – P. 146-153.
13. **Дога, А.В.** Эксимерлазерная рефракционная микрохирургия роговицы на базе сканирующей установки «Микроскан»: Дис. ... д-ра мед. наук / А.В. Дога. – М., 2004. – 198 с.
14. **Бранчевская, Е.С.** Топографически ориентированная ФПК на эксимерлазерной установке «Микроскан Визум» в коррекции неправильного астигматизма: Дис. ... к-та мед. наук / Е.С. Бранчевская. – М., 2015. – 134 с.
15. **Arba-Mosquera, S.** Tissue-saving Zernike terms selection in customized treatments for refractive surgery / S. Arba-Mosquera, D. Ortueta, J. Merayo-Llodes // *Journal of Optometry*. – 2009. – Vol. 2. – P. 182-196.
16. WaveLight Oculyzer II. Ophthalmologist system with equipments. User's Guide. – Wave Light Corporation, 2001.
17. ALLEGRO Topolyser VARIO. User's Guide. – Wave Light Corporation, 2001.
18. **Liou, H.-L.** Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling / H.-L. Liou, N.A. Brennan // *JOSA A*. – 1997. – Vol. 14(8). – P. 1881-1891.
19. **Gullstrand, A.** Appendix II in *Handbuch der Physiologischen Optik* / A. Gullstrand; ed. by H. von Helmholtz. – 3rd ed. – Hamburg: Voss, 1909. – Bd. 1. – P. 299.
20. **Бахолдин, А.В.** Компьютерное моделирование оптической системы глаза индивидуума / А.В. Бахолдин, Н.Ф. Коршикова, Д.Н. Черкасова // *Известия ВУЗов. Приборостроение*. – 2012. – Т. 55, № 4. – С. 68-73.
21. **Курюшина, С.Е.** Математическая модель хрусталика, адекватно воспроизводящая его анатомическую структуру и оптические свойства системы глаза / С.Е. Курюшина, Ю.Л. Ратис // *Компьютерная оптика*. – 2001. – Т. 21. – С. 81-87.
22. **Tocci, M.** How to Model the Human Eye in Zemax [Электронный ресурс] / M. Tocci. – Zemax knowledgebase, 2007. – URL: <http://www.zemax.com/support/resource-center/knowledgebase/how-to-model-the-human-eye-in-zemax> (дата обращения 01.11.2015).
23. Zemax® User's Guide. – Zemax Development Corporation, 2005.
24. The Fringe Zernike polynomial was developed by John Loomis at the University of Arizona, Optical Sciences Center in the 1970s, and is described on page C-8 of the CODE V® Version 10.4 Reference Manual. – Synopsys, Inc., 2012.
25. **Родионов, С.А.** Основы оптики. Конспект лекций / С.А. Родионов – СПб.: СПб ГИТМО (ТУ), 2000. – 197 с.

References

- [1] Smirnov MS. Measurement of the wave aberration of the human eye. *Biofizika* 1961; 6: 776-95.
- [2] Howland HC, Howland B. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am* 1977; 67: 1508-18.
- [3] Berny F, Slansky S, Home J (ed). Wavefront determination resulting from Foucault test as applied to the human eye and visual instruments. In *Optical Instruments and Techniques*. Oriel; 1969: 375-86.
- [4] Artal P, Santamaría J, Bescós J. Retrieval of the wave aberration of human eyes from actual point-spread function data. *J Opt Soc Am A* 1988; 5: 1201-6.
- [5] Artal P. Optics of the eye and its impact in vision: a tutorial. *Advances in Optics and Photonics* 2014; 6: 340-67.
- [6] Atchison DA. Recent advances in measurement of monochromatic aberrations of human eyes. *Clin Exp Optom* 2005; 88: 5-27.

- [7] Lombardo M, Lombardo G. Innovative methods and techniques for sensing the wave aberrations in human eyes. *Clin Exp Optom* 2009; 92: 176-86.
- [8] Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille JF. Objective measurement of the WA's aberration of the human eye with the use of a Hartmann-Shack sensor. *J Opt Soc Am A* 1994; 11: 1949-57.
- [9] ANSI Z80.28. Methods for Reporting Optical Aberrations of Eyes. American National Standards Institute, Inc. American National Standards for Ophthalmics 2004.
- [10] ISO 24157:2008. Reporting Aberrations of the Human Eye. – Geneva, Switzerland: ISO, Ophthalmic Optics and Instruments; 2008.
- [11] Applegate RA, Ballentine C, Gross H, Sarver EJ, Sarver CA. Visual acuity as a function of Zernike mode and level of root mean square error. *Optom Vis Sci* 2003; 80: 97-105.
- [12] Khonina SN, Kotlyar VV, Kirsh DV. Zernike phase spatial filter for measuring the aberrations of the optical structures of the eye. *Journal of Biomedical Photonics & Engineering* 2015; 1(2): 146-53.
- [13] Doga AV. Excimerlaser cornea microsurgery based on scanning device "Microscan". Ph.D. Thesis. Moscow; 2004.
- [14] Branchevskaya ES. Topographically oriented PRK with excimerlaser device "Microscan Visum" for irregular astigmatism correction. Ph.D. Thesis. Moscow; 2015.
- [15] Arba-Mosquera S, Ortueta D, Merayo-Lloves J. Tissue-saving Zernike terms selection in customized treatments for refractive surgery etc. *J Optom* 2009; 2: 182-96.
- [16] WaveLight Oculyzer II. Ophthalmologist system with equipments. User's Guide. Wave Light Corporation; 2001.
- [17] ALLEGRO Topolyser VARIO. User's Guide. Wave Light Corporation; 2001.
- [18] Liou H-L, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *JOSA A* 1997; 14(8): 1881-91.
- [19] Gullstrand A, von Helmholtz H (ed.). Appendix II in *Handbuch der Physiologischen Optic*. 3rd ed. Hamburg: Voss; 1909; Bd 1: 299.
- [20] Bakholdin AV, Korshikova NF, Cherkasova DN. Computer simulation of individual eye optical system [In Russian]. *Izvestiya vysshikh uchebnykh zavedeniy. Priborostroenie* 2012; 55(4): 68-73.
- [21] Kurushina SE, Ratis YuL. Mathematical crystalline lens model, which is properly corresponding its anatomy structure and optical properties of eye system [In Russian]. *Computer Optics* 2001; 21: 81-7.
- [22] Tocci M. How to Model the Human Eye in Zemax. Zemax knowledgebase 2007. Source: <http://www.zemax.com/support/resource-center/knowledgebase/how-to-model-the-human-eye-in-zemax>.
- [23] Zemax® User's Guide. Zemax Development Corporation; 2005.
- [24] The Fringe Zernike polynomial was developed by John Loomis at the University of Arizona, Optical Sciences Center in the 1970s, and is described on page C-8 of the CODE V® Version 10.4 Reference Manual. Synopsys, Inc.; 2012.
- [25] Rodionov SA. Base of Optics. Lecture Notes [In Russian]. Saint-Petersburg: NRU ITMO Publisher; 2000.

INFLUENCE OF EYE REFRACTIVE SURFACE CURVATURE MODIFICATION ON THE RETINAL IMAGE QUALITY IN THE LIOU-BRENNAN EYE MODEL

S.A. Degtyarev^{1,2}, A.V. Karsakov^{1,2}, E.S. Branchevskaya³, S.N. Khonina^{1,2}, V.V. Kotlyar^{1,2}

¹Image Processing Systems Institute,

Russian Academy of Sciences, Samara, Russia,

²Samara State Aerospace University, Samara, Russia,

³Branchevsky Eye Clinic, Samara, Russia

Abstract

In this work, we use the Zemax software package to study wave front aberrations resulting from modifications of the human eye cornea curvature. The simulation is based on the Liou-Brennan human eye model. The surface curvature and wave front aberrations are described by a Zernike polynomial. We show that defocusing and astigmatism aberrations can be corrected for by means of modification of the cornea curvature using polynomials.

Keywords: optical model of the human eye, Liou-Brennan eye model, eye aberration, Zernike polynomials.

Citation: Degtyarev SA, Karsakov AV, Branchevskaya ES, Khonina SN, Kotlyar VV. Influence of eye refractive surface curvature modification on the retinal image quality in the Liou-Brennan eye model. *Computer Optics* 2015; 39(5): 702-8. DOI: 10.18287/0134-2452-2015-39-5-702-708.

Acknowledgements: The work was funded by the RF Ministry of Education and Science and Russian Foundation of Basic Research grant No. 15-29-03823.

Сведения об авторах

Дегтярев Сергей Александрович, аспирант Самарского государственного аэрокосмического университета имени академика С.П. Королёва (национального исследовательского университета), стажёр-исследователь Федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт систем обработки изображений РАН. Область научных интересов: дифракционная и сингулярная оптика.

E-mail: sealek@gmail.com.

Sergei Alexandrovich Degtyarev, a post-graduate student of S. P. Korolyov Samara State Aerospace University, trainee-researcher of the Image Processing Systems Institute of the Russian Academy of Sciences (IPSI RAS). Research interests: diffractive and singular optics.

Карсаков Алексей Владиславович, аспирант Самарского государственного аэрокосмического университета имени академика С. П. Королёва (национального исследовательского университета). Область научных интересов: дифракционная оптика.

E-mail: karsakv.aleksejj@rambler.ru.

Alexey Vladislavovich Karsakov, a postgraduate student of S.P. Korolyov Samara State Aerospace University (National Research University). Area of research: diffractive optics, optical systems modeling.

Бранчевская Екатерина Сергеевна, кандидат медицинских наук, врач-офтальмолог Глазной клиники Бранчевского, хирург. Область научных интересов: эксимер-лазерная рефракционная хирургия, персонализированная коррекция зрения, лечение и диагностика кератоконуса, премиум-коррекция зрения.

E-mail: katrinn.86@mail.ru.

Ekaterina Sergeevna Branchevskaya, she holds a Doctor of Sciences degree in Medicine, works as an ophthalmologist and a surgeon at Branchevsky Eye Clinic. Areas of research interests: excimer laser refractive surgery, keratoconus diagnostics and treatment.

Сведения об авторе Хонина Светлана Николаевна см. стр. 662 этого номера.

Сведения об авторе Котляр Виктор Викторович см. стр. 692 этого номера.

*Поступила в редакцию 6 ноября 2015 г.
Окончательный вариант – 26 ноября 2015 г.*