

ОЦЕНИВАНИЕ АБЕРРАЦИЙ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ГЛАЗА НА ОСНОВЕ ПРОСТРАНСТВЕННОГО СПЕКТРА ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

Н.Ю. Ильясова^{1,2}, Д.А. Абулханов², А.В. Куприянов^{1,2}, А.В. Корсаков²

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 Самарский государственный медицинский университет, кафедра офтальмологии

Исследование посвящено анализу аберрации волнового фронта, возникающих в изображении при изменении кривизны поверхности роговицы человеческого глаза. Применялась модель глаза Лиоу-Бреннана. Кривизна поверхностей и аберрации волнового фронта в данной работе описывались полиномами Цернике. Было предложено произвести оценивание параметров передаточной функции искажающей системы и применить методы распознавания образов для измерения коэффициентов.

Ключевые слова: аберрации глаза, полиномы Цернике, спектральный анализ изображений.

Введение

Исследования направлены на решение задачи дифференцированной диагностики оптических структур глаза на основе анализа аберраций высокого порядка фокусирующей системы. Известно, что большую часть информации человек получает с помощью глаз. Качество жизни снижается с падением уровня зрения. Наука набрала огромный опыт в борьбе с глазными болезнями, который показал, что основной проблемой является возрастные изменения в оптической системе глаза, которые можно оценить через волновые аберрации. Аберрации высокого порядка (выше астигматизма) не корректируются и не выявляются стандартными оптическими средствами, и пациенты могут жаловаться на недостаточно качественное зрение. При этом в глазу могут иметься заболевания не связанные с оптикой глаза, которые также потенциально влияют на зрение. При одновременном наличии аберраций высокого порядка и неоптических отклонений от нормы на практике невозможно правильно определить причину жалоб и нарушений зрения в каждом конкретном случае. Измерение аберраций оптических структур глаза имеет важное значение и для хирургии. Возможность диагностирования аберраций оптических структур во время рутинного приёма позволит проводить правильную интерпретацию клинических данных и снизит количество ошибок в выборе тактики лечения [1].

Для решения данных задач было предложено несколько оптических моделей глаза [2-4], 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 [2]. Главным нововведением учёных является учёт градиентного показателя преломления хрусталика. В настоящее время оптики ведут исследования с целью улучшения существующих моделей глаза путём введения особых асферик на различные поверхности, учёта современных

биометрических измерений. Одной из основных задач является выбор параметров модели глаза по данным офтальмологического исследования пациента [4]. Полученные диагностические изображения позволяют оценить качество изображения, получаемого глазом, поставить диагноз и рекомендовать метод лечения.

1. Модель формирования изображения

В рамках работы [4] было проведено исследование с помощью пакета Zemax влияния искажения различных преломляющих поверхностей на качество изображающей системы глаза. В качестве модели глаза выбрана модель с градиентным хрусталиком Лиоу-Бренанна (рис1) [2].

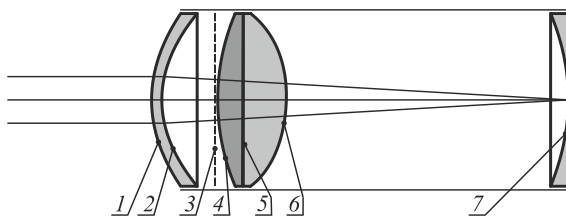


Рис. 1. Схема расположения преломляющих поверхностей глаза в рассматриваемой модели: 1 – передняя поверхность роговицы, 2 – задняя поверхность роговицы, 3 – радужная оболочка со зрачком, 4 – передняя поверхность хрусталика, 5 – граница раздела составных поверхностей хрусталика, 6 – задняя поверхность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

Форма передней поверхности роговицы моделировалась многочленом из полиномов Цернике [5]:

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

где c – кривизна поверхности (обратная величина радиуса), k – коническая постоянная ($k = -\varepsilon^2$, где ε – эксцентриситет, гиперболоид вращения будет при $k < -1$, параболоид – при $k = -1$, эллипс – для $-1 < k < 0$ или $k < 0$, 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 [6].

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

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

Аберрации волнового фронта могут быть представлены с помощью полиномов Цернике [3]. Так:

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

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

Изображение на выходе дифракционного анализатора аббераций представляет собой набор корреляционных пиков, интенсивность которых пропорциональна вкладу соответствующего полинома Цернике (и связанной с ним абберацией) в исследуемый волновой фронт. Угловая зависимость полиномов Цернике может быть представлена либо через косинусно-синусные, либо экспоненциальные функции. В последнем случае обеспечивается не зависящее от углового поворота детектирование волновых аббераций.

2. Оценивание аббераций

Для получения диагностически значимой информации о параметрах абберации оптической системы глаза необходимо определить коэффициенты разложения по базису Цернике с использованием технологий цифровой обработки изображений.

Коэффициенты Цернике характеризуют среднеквадратичное значение ошибок отклонения реального волнового фронта от идеального, и используются для количественной характеристики оптического качества изображения. Коэффициенты низших порядков, описывают оптические абберации: дефокусировку (аметропию) и астигматизм. Коэффициенты высших порядков определяют сферическую абберацию косых пучков света, падающих под углом к оптической оси глаза, являются следствием асимметрии оптических элементов, в результате которой центр роговицы не совпадает с центром хрусталика и фовеолы, а также тем, что периферия хрусталика преломляет падающие на него параллельные лучи сильнее центра. При известных абберациях можно рассчитать коэффициент Штреля (соотношение между пиком интенсивности функции светорассеяния изображения точки анализируемого глаза и глаза без аббераций), который в определённых условиях хорошо коррелирует с остротой зрения. Исходя из данных этого коэффициента можно прогнозировать остроту зрения, моделируя изображение любых опто типов на сетчатке. Цель работы - исследование влияния аббераций фокусирующей системы глаза на формируемое на сетчатке фокальное пятно и выявление зависимости диагностируемого состояния пациента от измеренных коэффициентов абберации на основе технологий цифровой обработки изображений. При этом будем использовать методы машинного обучения на базе сформированных в пакете Zemax модельных изображений (рис.2), отражающих искажения различных преломляющих поверхностей роговицы для модели Лиоу-Бреннана с градиентным хрусталиком, характеризующихся конкретным полиномом Цернике. При моделировании изображений кривизна передней эллиптической поверхности роговицы варьировалась

внесением различных полиномов Цернике с разными весами в её составляющие, что соответствует суперпозиции aberrаций с весовыми коэффициентами, соответствующих возрастным изменениям и патологиям глаза. Предлагается произвести оценивание параметров передаточной функции искажающей системы и применить методы распознавания образов для измерения коэффициентов. Для этого необходимо сформировать признаковое описание искажающих преобразований на модельных данных, а также сформировать классификатор, позволяющий в дальнейшем идентифицировать aberrации для проведения диагностики заболеваний.

Модельные данные представляют собой 8-ми битные графические изображения в градациях серого, полученные дискретизацией интенсивности выходного волнового фронта в модели глаза (рис.2).

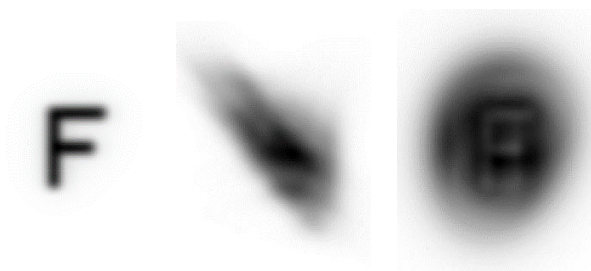


Рис 2. Оригинальное изображение и два искаженных различными преобразованиями

Для формирования дискретного спектра исходного и искажённого изображения предварительно дополним нулями изображений (1024x1024 пикселя) до размера 4096x4096 пикселей (рис.3). Для характеристики типа искажающего преобразования будем использовать пространство признаков, полученных при анализе частотной характеристики системы преобразования. В матричном виде она определяется как, $H_{i,j} = Y_{i,j} / X_{i,j}$ где Y – матрица Фурье-образа искажённого изображения, X – исходного, при этом обращение и умножение производится поэлементно. Во избежание деления на близкие к нулю элементы, используется интерполяция по рядом лежащим элементам в матрице X , реализованная в пакете Wolfram Mathematica.

Из рис 4. видно, что в качестве признакового пространства можно использовать развёртку изображения амплитуды центральной части частотной характеристики рассматриваемых искажений под разными углами, в силу хорошей различимости для рассматриваемых классов преобразований.

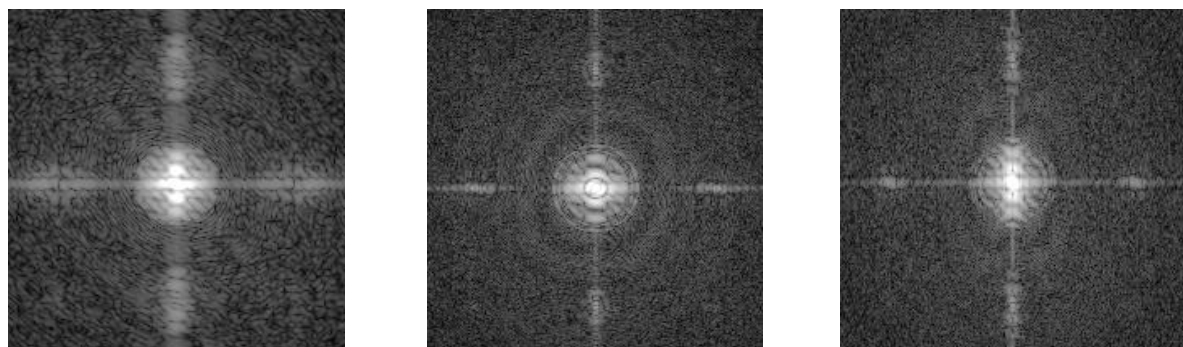


Рис 3. Амплитуда центральной части Фурье-образа изображений из рисунка 2.

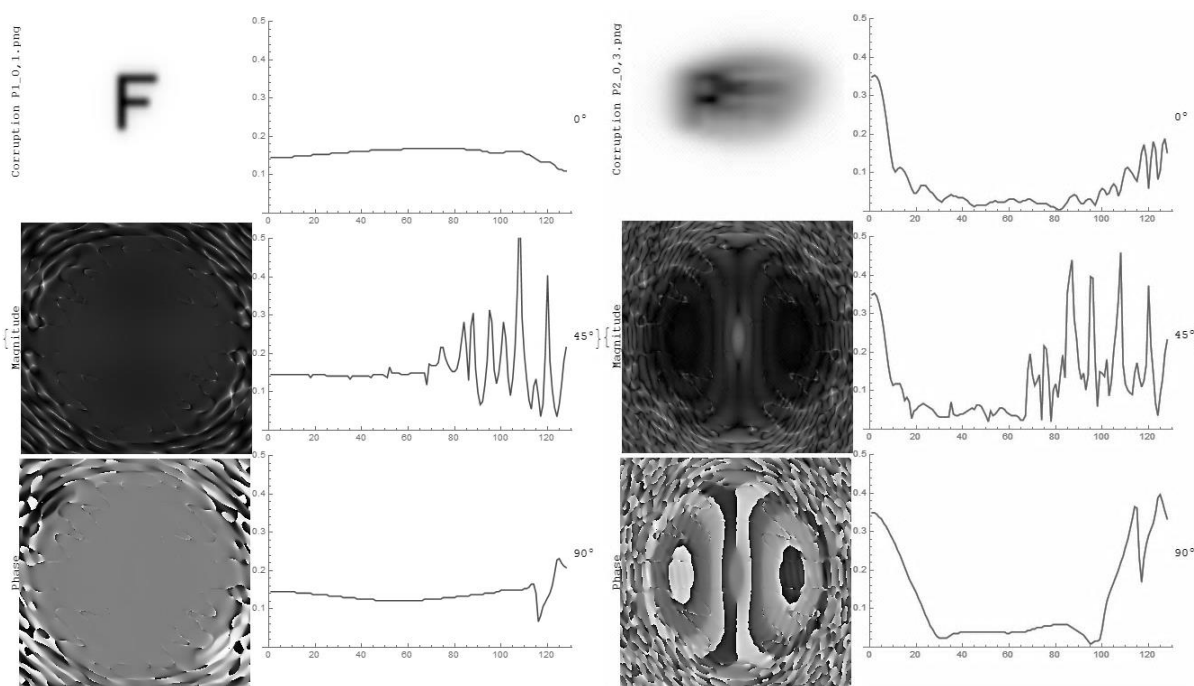


Рис 4. Искажённые изображения для разных преобразований, характеризуемые меньшим и большим вкладом полинома Цернике в кривизну роговицы, и соответствующие им амплитуда и фаза центральной части частотной характеристики искажающего преобразования и срезы амплитуды частотной характеристики под различными углами

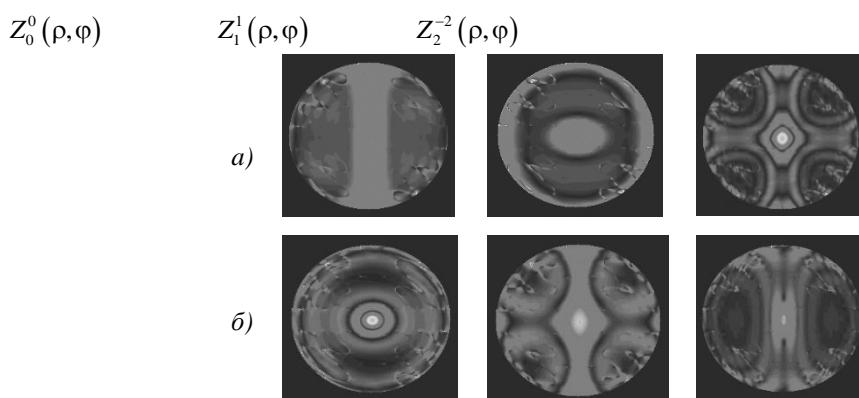


Рис 5. Примеры изображений анализируемых фрагментов амплитуды частотной характеристики, а) при малом параметре веса, б) при большом параметре веса.

На рис.5 представлены примеры изображений фрагментов амплитуды частотной характеристики, демонстрирующих хорошую различимость при различных значениях весов, соответствующих полиномам Цернике. Было предложено использовать метод главных компонент [7], позволяющий сформировать признаковое пространство на основе опорных векторов.

На рисунке 6а приведены примеры собственных векторов (“лиц”), назовём их собственными абберациями, которые были определены с помощью метода главных компонент, соответствующих наибольшим значениям коэффициентов разложения. На рисунке 6б представлено разложение тестовых изображений по приведённым на рис 6а собственным абберациям.

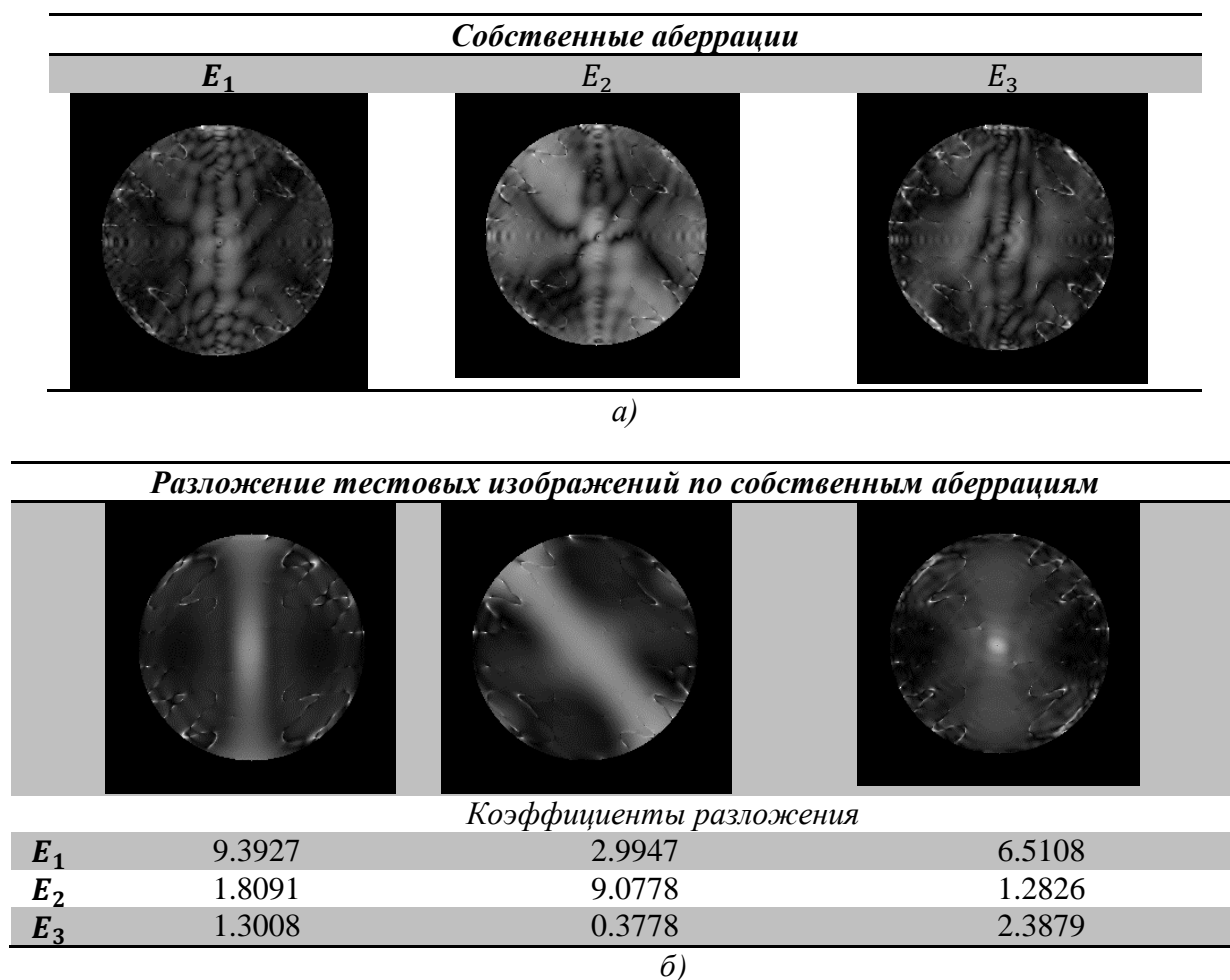


Рис 6. а) Примеры собственных aberrаций, б) разложение по приведённым собственным aberrациям

Таким образом, в качестве признакового пространства можно использовать коэффициенты разложения по собственным aberrациям. Цель дальнейших исследований является построение и исследование классификатора с использованием полученного пространства признаков.

Благодарности

Работа выполнена при частичной поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках реализации мероприятий Программы повышения конкурентоспособности СГАУ среди ведущих мировых научно-образовательных центров на 2013–2020 годы; грантов РФФИ 14-07- 97040-р_поволжье_a, 15-29- 03823, 15-29- 07077; программы № 6 фундаментальных исследований ОНИТ РАН «Математические методы и информационные технологии интеллектуального анализа биомедицинских изображений в задачах медицинской диагностики» 2016 г.

Литература

1. Pyasova, N. Computer Systems for Geometrical Analysis of Blood Vessels Diagnostic Images // Optical Memory and Neural Networks (Information Optics). – 2014. – Vol.23, Issue 4. – P. 278-286.
2. Liou H-L, Brennan NA. Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. JOSA A 1997; 14(8): 1881-91.

3. 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.
4. Дегтярев С.А. , А.В. Карсаков, Е.С. Бранчевская, С.Н. Хонина, В.В. Котляр Влияние изменения кривизны преломляющих поверхностей глаза на качество изображения на сетчатке в модели Лиоу–Бреннана // *Компьютерная оптика.* – 2015. – Т. 39, № 5. – С. 702-708. – DOI: 10.18287/0134-2452-2015-39-5-702-708.
5. Oliveira CM, Ferreira A, Franco S. Wavefront analysis and Zernike polynomial decomposition for evaluation of corneal optical quality. *J Cataract Refract Surg.* 2012 Feb;38(2):343-56. doi:10.1016/j.jcrs.2011.11.016. Epub 2011 Dec 15. Review.PubMed PMID: 22176886.
6. Zemax® User's Guide. Zemax Development Corporation; 2005.
7. Turk, M., and Pentland, A. "Eigenfaces for recognition", *Journal of Cognitive Neuroscience* 3 (1991), 71–86.