



нию разрешения способности изображений, таких как Enlarge, Smilla Enlarger, PhotoZoom Pro.

В таблице 1 приведена сравнительная характеристика данных программ.

Таблица 1

Программа	Вид коммерции	Метод обработки	Графический интерфейс
Enlarge	бесплатная	Бикубическая интерполяция с применением фильтрации	Отсутствует
PhotoZoom Pro	платная	Различные вариации метода бикубического сплайна с применением фильтрации	Ориентирован на продвинутого пользователя
Smilla Enlarger	бесплатная	Бикубическая интерполяция с применением фильтрации	Простой и удобный

Однозначно выделить лучшее среди представленных коммерческих решений довольно сложно, поскольку многое зависит от типа исходных изображений, однако, в целом более качественную обработку обеспечивает PhotoZoom Pro по сравнению с другими решениями представленными в таблице 1. Среди бесплатных же программ по качеству получаемых изображений заметно выделяется Enlarge, однако, по удобству применения Enlarge проигрывает утилите SmillaEnlarge.

Литература

1. Интерполяция цифрового изображения: Учебник цифровой фотографии. - 2015. (<http://www.cambridgeincolour.com/ru/tutorials/image-interpolation.htm>)
2. Гонсалес, Р. Обработка цифровых изображений [Текст]: монография / Р. Гонсалес, Р. Вудс. – М: Техносфера. – 2005. – 114 с.
3. Keys, R. Cubic convolution interpolation for digital image processing.
4. Acoustics, Speech and Signal Processing [Текст]: монография / R. Keys, - IEEE Transactions on, 29(6): 1981. – 1153-1160 с.
5. Боровиков, В.П. STATISTICA. Искусство анализа данных на компьютере: для профессионалов (2-е издание) [Текст]: монография / В.П. Боровиков. – СПб: Питер. – 2003. – 688 с.
6. Волков, Е.А. Численные методы [Текст]: монография / Е.А. Волков. – М: «Наука». – 1987.



ИНФОРМАЦИОННЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В МЕДИЦИНЕ

Д.А. Абулханов, Н.Ю. Ильясова, А.В. Корсаков, А.В. Куприянов

ОЦЕНИВАНИЕ АБЕРРАЦИЙ ОПТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ ГЛАЗА НА ОСНОВЕ ПРОСТРАНСТВЕННОГО СПЕКТРА ДИАГНОСТИЧЕСКОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ

(Самарский национальный исследовательский университет
имени академика С.П. Королёва)

Проблема искажения в оптической системе глаза актуальна, так как он является основным источником получения информации о внешнем мире [1]. Ухудшение уровня зрения критически сказывается на уровне жизни. Важной задачей в сфере офтальмологии является удешевление уже имеющихся методов диагностики заболеваний, связанные с изменениями в оптической системе глаза, которые можно оценить через волновые aberrации, а также разработка новых методов. В качестве нового подхода оценки волновых aberrаций глаза предлагаем описание пространственного спектра преобразования изображений, сформированных на сетчатке глаза. При этом будем использовать методы машинного обучения, а именно алгоритмы классификации по признакам.

В качестве объекта классификации выступает волновой фронт, получаемый прохождением плоской монохроматической волны через оптическую систему глаза. На этом, к примеру, строится работа датчика Хартмана–Шака [2]. В качестве класса выступает определенное искажающее преобразование, которое описывается через модель глаза (рис.1), разработанную Лиоу и Бреннаном [3] и характеризуется конкретным полиномом Цернике.

Полиномы Цернике выражаются следующей формулой:

- чётный полином: $Z_n^m(\rho, \varphi) = R_n^m(\rho) \cos(m\varphi)$,
- нечётный полином: $Z_n^m(\rho, \varphi) = R_n^m(\rho) \sin(m\varphi)$,

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

Для обучения используются результаты работы [1], где с помощью пакета Zemax, смоделированы искажения различных преломляющих поверхностей роговицы для модели Лиоу–Бреннана с градиентным хрусталиком. В указанной работе кривизна передней эллиптической поверхности роговицы варьировалась внесением различных полиномов Цернике с разными весами в ее составляющие.



Целью данной работы является признаковое описание искажающих преобразований в модельных данных, полученных в работе [1], на основе дискретного спектрального анализа.

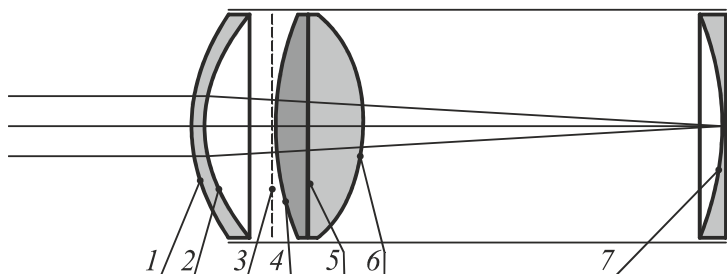


Рис. 1. Схема расположения преломляющих поверхностей глаза в рассматриваемой модели: 1 – передняя поверхность роговицы, 2 – задняя поверхность роговицы, 3 – радужная оболочка со зрачком, 4 – передняя поверхность хрусталика, 5 – граница раздела составных поверхностей хрусталика, 6 – задняя поверхность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

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

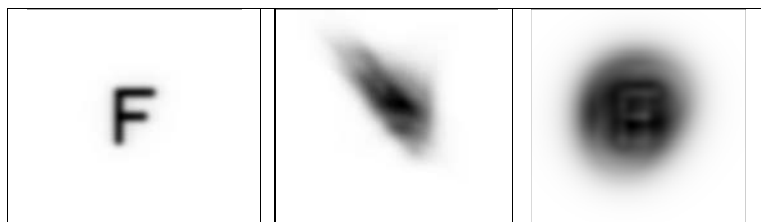


Рис 2. Оригинальное изображение и два искаженных различными преобразованиями

В данной работе к исходному и искаженным изображениям было применено дискретное преобразование Фурье (рис.3), при этом дополняем исходное изображение (1024x1024 пикселя) нулями до размера 4096x4096 пикселей.

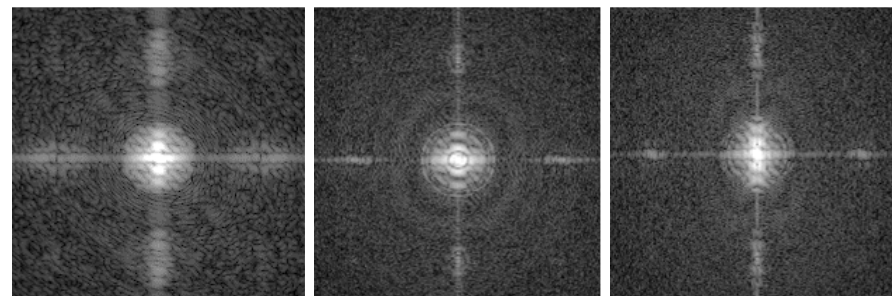


Рис 3. Амплитуда центральной части Фурье-образа изображений из Рис 2.

Для характеристики типа искажающего преобразования будем использовать пространство признаков, полученных при анализе частотной характеристики системы преобразования. В матричном виде она определяется как $H_{i,j} = \frac{Y_{i,j}}{X_{i,j}}$, где Y – матрица Фурье-образа искаженного 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 ©.

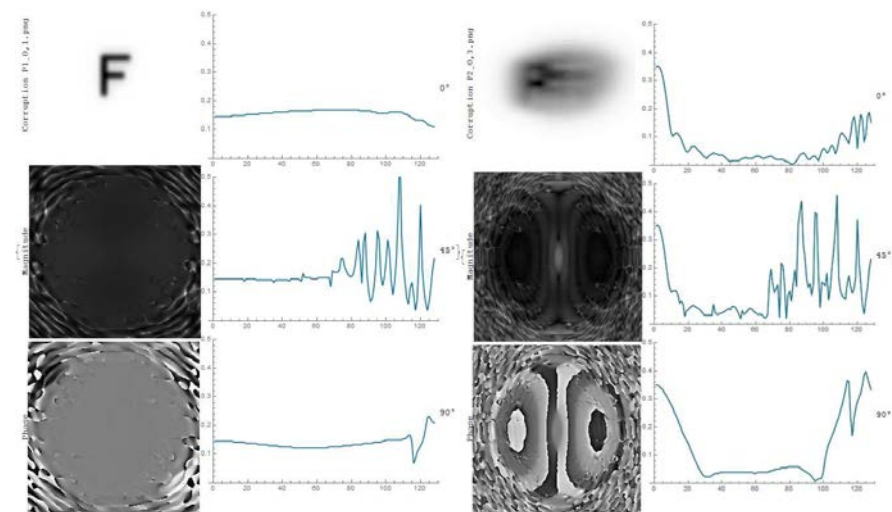


Рис 4. Искаженные изображения для разных преобразований, характеризуемые меньшим и большим вкладом полинома Цернике в кривизну роговицы, и соответствующие им амплитуда и фаза центральной части частотной характеристики искажающего преобразования и срезы амплитуды частотной характеристики под различными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

