

ОЦЕНИВАНИЕ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ОБЛАСТИ ДИСКА ЗРИТЕЛЬНОГО НЕРВА НА ИЗОБРАЖЕНИЯХ ГЛАЗНОГО ДНА

*А.В. Куприянов, Н.Ю. Ильясова, М.А. Ананьин, А.М. Малафеев, А.В. Устинов
Институт систем обработки изображений РАН*

Самарский государственный аэрокосмический университет имени академика С.П. Королёва

Аннотация

В работе рассматриваются методы оценивания геометрических параметров сосудов на крае диска зрительного нерва. Предлагается использовать метод локального веерного преобразования для оценивания параметров толщины. На основе анализа полярной развертки профиля функции яркости вдоль контура описывающего край диска производится поиск направлений сосудов. Проведенные экспериментальные исследования показали, что для оценивания направлений сосудов на краю диска зрительного нерва при сравнении с использованием метода локального веерного преобразования новый метод дает меньшую ошибку оценивания.

Введение

Способы автоматизации диагностики заболеваний в современной медицине часто основываются на анализе изображений и оценивании по ним различных характеристик и параметров, позволяющих сделать на основе статистических данных предположение о возможном диагнозе. Такой анализ можно проводить, исследуя кровеносные сосуды, так как они подвержены наибольшим изменениям при различных заболеваниях.

Глазное дно – единственное место в человеческом организме, где сосудистая система доступна прямому неинвазивному наблюдению. Анализ изображений глазного дна позволяет провести раннее обнаружение таких заболеваний как диабетическая ретинопатия, глаукома, дистрофия зрительного нерва, отслоение сетчатки и др. В настоящее время, развитие этого направления связано с совершенствованием систем получения высококачественных изображений глазного дна и разработкой методов количественной оценки состояния кровотока [1, 2].

Нарушение кровообращения в сосудах, питающих диск зрительного нерва (ДЗН), является одним из симптомов предшествующих ряду заболеваний глаза. Многочисленными литературными данными [3] подтверждается факт повреждения ДЗН под воздействием повышенного внутриглазного давления. Фактом, подтверждающим роль сосудистых нарушений в развитии оптической нейропатии при глаукоме, может служить уменьшение васкуляризации ДЗН у больных глаукомой, а также атрофические изменения перипапиллярных сосудов.

В связи с этим врачами офтальмологами Московского государственного медико-стоматологического университета, на базе которого проводились научно-экспериментальные исследования, перед нами была поставлена задача оценивания диагностических параметров ДЗН. Основными характеристиками сосудистой патологии являются отношение суммарного диаметра тонких сосудов на уровне края ДЗН к его периметру, а также общая площадь данных сосудов в области ДЗН [4].

В настоящей работе предлагается метод оценивания диаметра тонких сосудов на уровне края ДЗН, основанный на локальном веерном преобразовании

[5] и метод оценивания направлений сосудов, основанный на анализе развертки функции яркости вдоль контура, описывающего область ДЗН.

1. Локальное веерное преобразование

Локальное веерное преобразование (ЛВП) основано на анализе распределения функции яркости по секторам в зависимости от радиуса окружности, размера и угла поворота сектора (рис. 1).

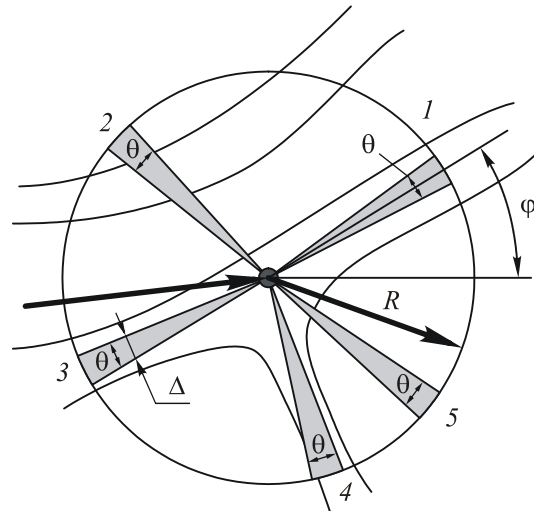


Рис. 1. Круглая область с поворотом сектора

Для оценивания параметров толщины мы предлагаем использовать модифицированное ЛВП по следующим формулам:

$$F(x_0, y_0, \alpha, \theta, r) = \int_{\alpha-\theta/2}^{\alpha+\theta/2} \int_0^r f(x_0 + t \cos \varphi, y_0 + t \sin \varphi) dt d\varphi \quad (1)$$

$$D(x_0, y_0, \alpha, \theta, r) = \int_{\alpha-\theta/2}^{\alpha+\theta/2} \int_0^r [f(x_0 + t \cos \varphi, y_0 + t \sin \varphi) - F(x_0, y_0, \alpha, \theta, r)]^2 dt d\varphi \quad (2)$$

где (x_0, y_0) – базовая точка, α – полярный угол, определяющий поворот сектора, θ – угловой размер сектора, r – радиус сектора. Эти формулы фактически представляют собой среднее и дисперсию от-

счетов изображения, вычисленные внутри сектора (рис. 2).

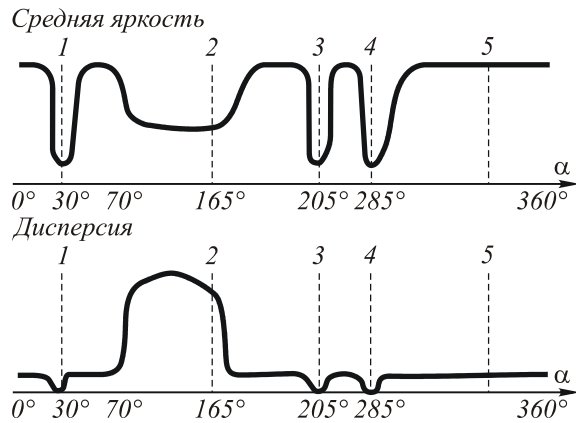


Рис. 2. Идеальные графики функций секторальных параметров (среднее, дисперсия)

Для оценивания толщины сосуда будем использовать ЛВП, предположив, что сосуд расположен параллельно оси ОХ. Выразим результат ЛВП (1) аналитически при $\alpha = 0$, получим (3), где f_0 – яркость фона, f_1 – яркость сосуда. На практике сосуд имеет произвольное направление, поэтому алгоритм определения толщины получает на входе направление сосуда – угол α , найденный в результате работы алгоритма определения направления. В этом случае вся подставляем угол α в выражение (3), и получаем окончательный вид формулы для оценивания толщины (4).

$$F(\theta, r) = \begin{cases} 2rf_1, & \theta = 0 \\ (2r - d)f_0 + df_1, & \theta = \pi/2 \\ (2r - d/\sin \theta)f_0 + \\ \quad + f_1 d/\sin \theta, & \theta \in (0, \pi/2), \end{cases} \quad (3)$$

$$d = 2r \frac{F(\alpha, r) - F(\pi/2 + \alpha, r)}{F(\alpha, r) - F(\pi/2 + \alpha, r) - 2F(\alpha, r)} \sin \alpha \quad (4)$$

2 Оценивание направления сосудов на уровне края ДЗН

Оценивание направления для всех сосудов происходит независимым образом на основе анализа полутонового профиля $f(x, y)$, представляющего собой развертку функции яркости в окрестности точки пересечения центральной линии сосуда с краем ДЗН. Положения пересечений центральных линий сосудов с краем ДЗН предполагается известными, и оценивается с помощью ЛВП [2, 3].

Для оценивания направлений сосудов на первом этапе проведем формирование и предварительную обработку круглой области радиуса R с центром в точке пересечения центральной линии сосуда с краем ДЗН. В ходе предварительных экспериментальных исследований было установлено, что большую часть информации о фоне и сосудах несут красная и зеленая компоненты, поэтому для приведения области цветного изображения (рис. 3а) к полуто-

вому профилю в качестве результирующего значения яркости текущей точки профиля используется линейная комбинация красной и зелёной компонент (рис. 3б). Для подавления шума на полутоновом профиле предлагается использовать алгоритм медианной фильтрации (рис. 3в).

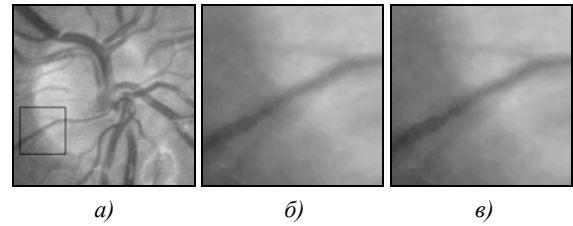


Рис. 3. Обработка изображения ДЗН;

а – область интереса выделена прямоугольником; б – увеличенное изображение области интереса; в – обработка медианным фильтром (маска 5×5)



Рис. 4. Полярная развертка полутонового профиля области интереса

Далее осуществим преобразование полутонового профиля $f(x, y)$ области в полярную систему координат $f_n(r, \varphi) = f(x_0 + r \cos(\varphi), y_0 + r \sin(\varphi))$, таким образом, получим полярную развертку полутонового профиля, где $r \in [0, R]$ – полярный радиус, $\varphi \in [0, 2\pi]$ – полярный угол, (x_0, y_0) – положение точки пересечения центральной линии сосуда с краем ДЗН в старой системе координат (рис. 4).

Центральные линии протяженных минимумов на полярной развертке будут соответствовать направлениям сосудов. Поиск минимумов на полярной развертке будем осуществлять независимо для каждого значения радиуса $r = \overline{0, R}$ путем аппроксимации многочленом в скользящем окне по методу МНК. Для каждого положения скользящего окна размером $N \times N$ оцениваются параметры аппроксимирующего многочлена вида $y = a\varphi^2 + b\varphi + c$, формируя набор коэффициентов $\{a_\varphi(r), b_\varphi(r), c_\varphi(r)\}$.

Последовательность областей минимумов $M(r, \varphi)$, определяющая положение сосуда, формируется следующим образом:

$$M(r, \varphi) = \begin{cases} 1, & 2a_\varphi(r) \geq a \wedge |\varphi_{\min} - \varphi| \leq N/3; \\ 0, & \text{иначе.} \end{cases}$$

$$\varphi_{\min} = \frac{-b_\varphi(r)}{2a_\varphi(r)},$$

где a – значение порога параметра кривизны параболы в точке (r, φ) , φ_{\min} – абсцисса точки минимума аппроксимирующей параболы. Правило $2a_\varphi(r) \geq a$ отсеивает минимумы, для которых кривизна аппроксимирующей параболы меньше задан-

ного порога. Правило $|\varphi_{\min} - \varphi| \leq N/3$ отсеивает минимумы, находящиеся вдали от центра маски аппроксимации.

Непрерывные серии минимумов заменяются их центрами. Для каждого участка минимумов, где $M(r, \varphi) \neq 0$, ищем левую и правую границы. Пусть $k_L(r, \varphi)$ – номер отсчета профиля, соответствующий левой границе, а $k_R(r, \varphi)$ – правой. Элементы последовательности минимумов будут заменены по правилу:

$$M(r, \varphi) = \begin{cases} 0, & \varphi \in [k_L(r, \varphi), k_R(r, \varphi)] \wedge \varphi \neq k(r, \varphi), \\ 1, & \varphi = k(r, \varphi); \end{cases}$$

где $k(r, \varphi)$ – центр отрезка $[k_L(r, \varphi), k_R(r, \varphi)]$.

Выделение направления сосудов осуществляется методом кластеризации множества найденных минимумов полярной развертки $M_K(r) = \{\varphi: M(r, \varphi) = 1\}$. Тогда по формуле (5) можно определить полярный угол ψ_K :

$$\psi_K = \arg \min_{\psi_i} \sum_{r=0}^R \min_{\varphi \in M_K(r)} |\psi_i - \varphi|, \quad \psi_i \in [0, 2\pi], i \in \{1, 2\} \quad (5)$$

Значение угла ψ_K , приведенное по модулю π , примем за направление сосуда. На рис. 5 представлен результат поиска углов ψ_K , белыми линиями выделены их положения на полярной развертке обрабатываемой области.



Рис. 5. Результат поиска направлений сосудов

3. Экспериментальные исследования разработанных методов

Качество работы алгоритма оценивания локальных параметров сосудов проверялось на тестовых и натуральных изображениях ДЗН. В ходе исследований анализировалось влияние параметров алгоритма на точность обнаружения сосудов и точность нахождения их диаметра на уровне края ДЗН.

Проведенные исследования показали, что разработанный метод обладает повышенной точностью оценивания направлений сосудов. Из всех проведенных экспериментов ниже приводится только исследование влияния аддитивного шума на точность оценивания направлений на тестовых изображениях (рис. 6). Для сравнения описанного алгоритма (Method 1) был взят алгоритм, в котором поиск направления сосуда осуществляется на основе использования ЛВП [6] (Method 2). Тестирование проводилось на изображениях двух типов (Image 1 и Image 2). Результат работы метода на натуральных изображениях представлен на рис. 7.

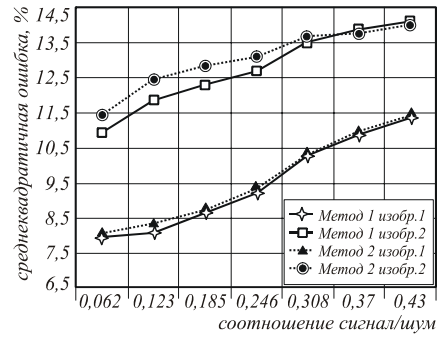


Рис. 6. Графики зависимости среднеквадратичной ошибки от отношения сигнал/шум на синтезированных изображениях

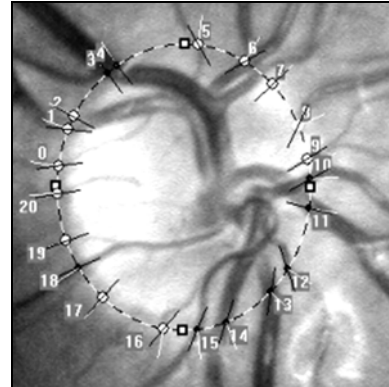


Рис. 7. Оценивание направлений сосудов на уровне края ДЗН

На рис. 8 представлено выделение области ДЗН, построение контура и оценивание локальных параметров ДЗН на натурном изображении. Интерфейс системы анализа ДЗН позволяет одновременно просматривать все необходимые данные и результаты исследований.

Заключение

Разработанные методы оценивания геометрических параметров области ДЗН легли в основу компьютерной системы оценивания биомеханических характеристик для цифрового анализа изображений глазного дна [4]. Использование этой системы позволяет получать объективные количественные результаты и расширяет возможности существующих медицинских методик.

В данной работе представлены методы, позволяющие повысить точность и информативность диагностического анализа биомедицинских изображений. Был предложен подход к определению геометрических характеристик сосудистой системы глазного дна, основанный на использовании локального вейв-преобразования. Был предложен алгоритм поиска направлений сосудов на основе анализа полярной развертки профиля функции яркости вдоль контура, описывающего край ДЗН.

Разработанные алгоритмы являются устойчивыми к шумам и искажениям, работают полностью в автоматическом режиме. Они позволяют внести существенный вклад в построение экспертной оценки наличия патологии, начиная с самых минимальных изменений, степени ее выраженности и вероятности развития.

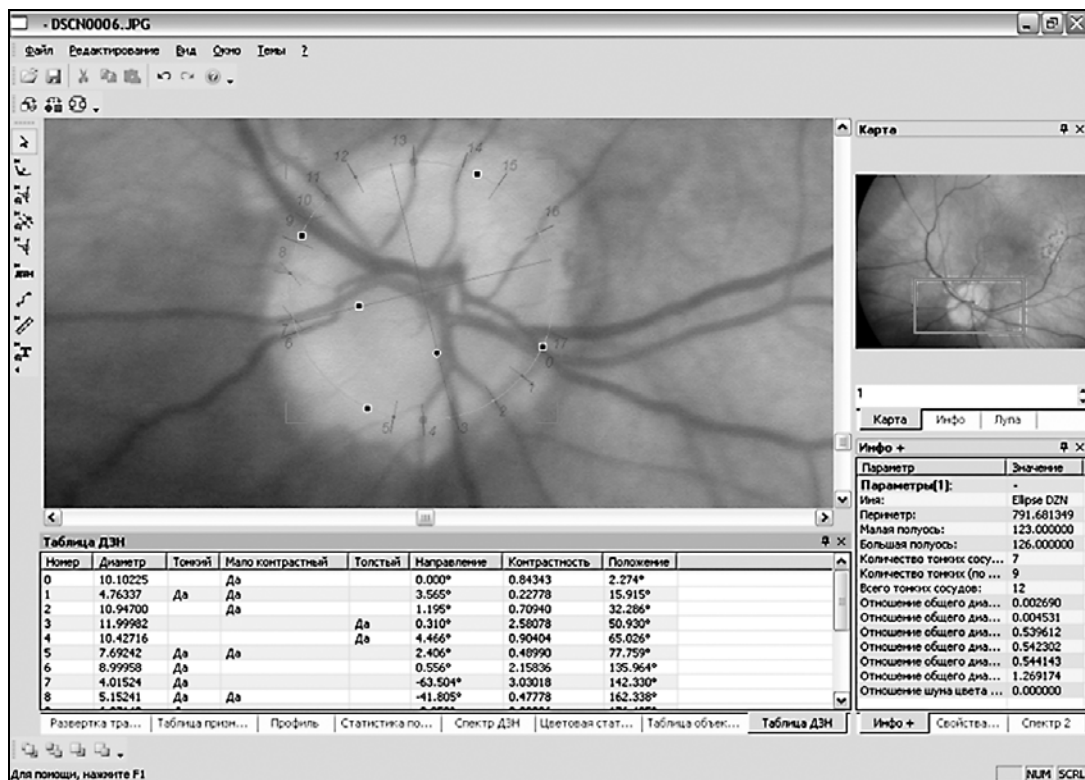


Рис. 8. Интерфейс системы анализа ДЗН (результат работы алгоритмов выделения области ДЗН, построения контура и оценивания локальных признаков сосудов на натурном изображении)

Благодарность

Работа выполнена при поддержке Министерства образования РФ, Администрации Самарской области и Американского фонда гражданских исследований и развития (CRDF Project SA-014-02) в рамках российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» (BRHE), также при поддержке программы Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине», а также при поддержке гранта Президента РФ № НШ-1007.2003.01 и грантов РФФИ № 05-01-08044 и № 05-01-08020.

Литература

1. Jomier J., Wallace D.K., Aylward, S.R. Quantification of Retinopathy of Prematurity via Vessel Segmentation // Proceedings of MICCAI 2003, LNCS 2879 620-626.
2. Chanwimaluang T., Fan, G. An Efficient Algorithm for Extraction of Anatomical Structures in Retinal Images //

Proc. IEEE International Conference on Image Processing, Barcelona, Spain, September 2003.

3. Osareh A., Mirmehdi M., Thomas B., Markham R.: Classification and Localisation of Diabetic-Related Eye // Disease. ECCV 2002, LNCS 2353. P. 502-516.
4. Ilyasova, N.Yu., Ustinov A.V., Baranov V.G.: An Expert Computer System for Diagnosing Eye Diseases from Retina Images. Optical Memory and Neural Networks, 2000. Vol. 9. No. 2. P. 133-145.
5. Baranov V.G., Khramov A.G. Discrete fan-shaped Radon transform for net-like structures' centerlines detection // Journal Computer Optics, 2002. Vol. 23. P. 44-47.
6. Ilyasova N.Yu., Kupriyanov A.V., Ananin M.A., Gavrilova N. A. Measuring Biomechanical Characteristics of Blood Vessels for Early Diagnostics of Vascular Retinal Pathologies // Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2004 7th International Conference Saint-Malo, France, Proceedings, Part II, September 26-29, 2004. P. 251-259.