

## РАЗРАБОТКА ИНФОРМАЦИОННОЙ ТЕХНОЛОГИИ ОЦЕНИВАНИЯ ГЕОМЕТРИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ИЗОБРАЖЕНИЙ ГЛАЗНОГО ДНА

© 2008 А.В. Куприянов, Н.Ю. Ильясова

Институт систем обработки изображений РАН, Самара

Работа посвящена анализу класса изображений, содержащих ветви древовидных структур. Представлена технология оценивания параметров подобных структур на примере кровеносных сосудов глазного дна. Предложены модели изображений древовидного объекта, модель ветви и модели профиля яркости изображения ветви древовидного объекта, позволяющие сформировать набор диагностических признаков. Проведён анализ методов оценивания параметров толщины сосудов. Описаны подробно аппроксимационные методы оценивания параметров, в основе которых лежит идея параметрической аппроксимации яркостного профиля выделенного на изображении фрагмента исследуемого сосуда. Для определения параметра толщины сосуда предлагается три различных модели яркостного профиля. Описан метод локального вверного преобразования, позволяющий детектировать направления ветвей в произвольных точках на изображениях глазного дна. Представлены экспериментальные исследования на тестовых и натуральных изображениях.

*Глазное дно, толщина сосуда, аппроксимация, профиль яркости, ступенчато-параболическая модель*

Глазное дно является единственным в организме участком, где сосудистая система в полном объеме доступна прямому неинвазивному наблюдению. Сейчас исследования сосудистых форм патологии сетчатки занимают лидирующее место в современной офтальмологии. Анализ изображений глазного дна позволяет провести раннее обнаружение таких заболеваний, как дистрофия зрительного нерва, отслоение сетчатки и т.д. Одним из наиболее известных методов клинических исследований глазного дна является получение его изображения при помощи специального инструмента – фундус-камеры (рис. 2). С помощью полноцветного изображения высокого разрешения можно изучать большой диапазон глазных болезней *in vivo*. К примеру, при диабете, таком микрокапиллярном заболевании, которое ведет к ретинопатии (ДР), цифровые изображения обеспечивают возможность изучения детальных изменений отдельных капиллярных русел при пространственном разрешении, позволяющем получать беспрецедентные детали капиллярных русел (5-10 микрон).

Развитие диабетической ретинопатии начинает формироваться с сосудистых изменений (изменений абсолютных и относительных соотношений диаметров артериальных и венозных сосудов, рост новых сосудов, их повышенная извитость и т.д.), и раз-

работка диагностических методов исследования сосудов глазного дна с использованием цифровых и компьютерных технологий является одним из перспективных направлений в диагностике ранних стадий ДР [1,2]. В настоящее время для диагностики ранних стадий ДР используются методы, основанные на проведении ангиографических, электро-физиологических исследований и исследований слезной жидкости [3,4,5].



Рис.1. Модель глаза

Одним из наиболее информативных является метод флюоресцентной ангиогра-

фии (ФАГ), особенно при использовании сканирующих лазерных офтальмоскопов и цифровых методов обработки изображений. Но в силу ряда обстоятельств (почечная патология и др.), проведение ФАГ у больных с СД и ранними стадиями ДР бывает не всегда возможно и целесообразно.

Методы диагностики, основанные на исследовании слезной жидкости, несмотря на эффективность, не нашли в настоящее время широкого клинического применения в связи с недоступностью диагностических реактивов и сложностью их проведения. В связи с этим проблема поиска новых, особенно скрининговых методов диагностики ранних стадий ДР является актуальной. Одним из перспективных в этой области может быть направление, связанное с повышением информативности и максимальной объективизации результатов исследования сосудов глазного дна.

Визуальное оценивание сосудистых изменений носит субъективный характер и позволяет дать только качественные оценки.

Представленный нами метод цифрового компьютерного анализа изображений глазного дна является объективным и даёт возможность количественного анализа различных сосудистых изменений. Изменение диаметра сосудов является важной составной частью ранней диагностики и контроля за эффективностью лечения заболеваний сетчатки [6,7,8]. Однако на практике количественная оценка состояния сосудов сетчатки встречает ряд трудностей: необходимость получения цифровых изображений высокого разрешения и ошибки в измерении диаметров сосудов. Вопрос о точности расчета диаметра в силу проблемы влияния дискретизации изображения на процесс измерения является очень актуальным, т.к. оцениванию подвергаются элементы изображения достаточно малого размера [17]. В работе [9] нами представлено решение проблемы повышения точности измерения диаметра сосудов на основе построения различных параметрических моделей аппроксимации сосуда.

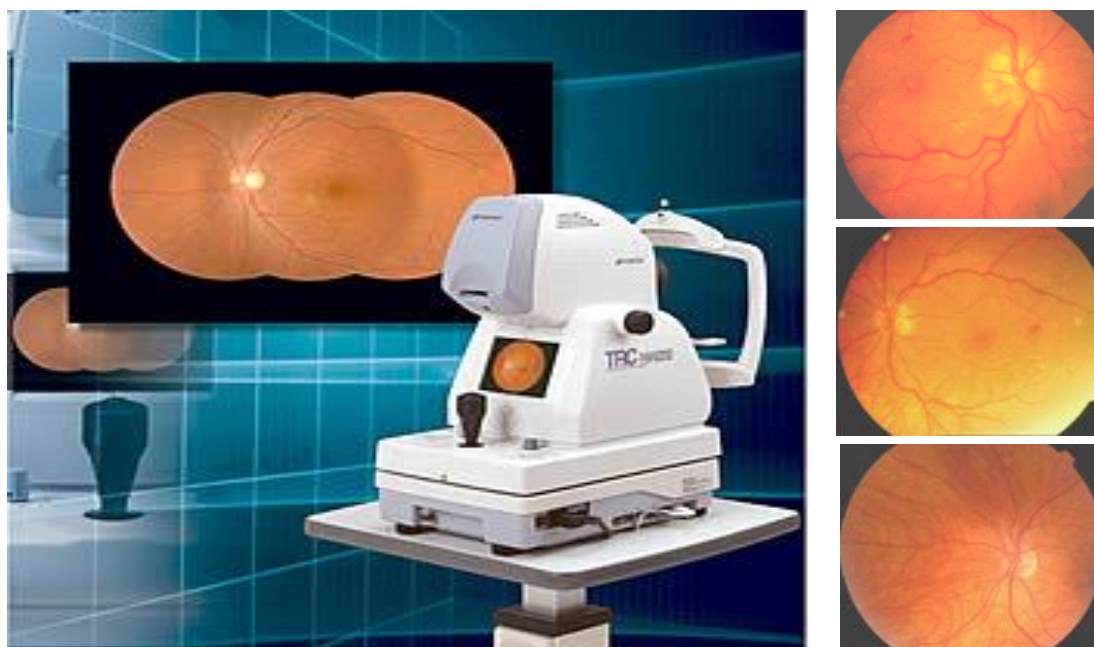


Рис. 2. Фундус-камера

## 1. Математические модели кровеносного русла глазного дна

Изображения глазного дна характеризуются наличием древовидных структур – системы кровеносных сосудов, определяе-

мых такими понятиями, как узлы и ветви. Ветвью называется элемент древовидной структуры, который характеризуется геометрическим местом срединных точек, распределением диаметра и угла вдоль нее. Узел

структуры - это точка разветвления или пересечения ветвей. При анализе изображений древовидных структур основной является задача выделения центров ветвей [10] и определение направлений в каждой точке ветви [9]. Геометрические характеристики толщины и направления являются диагностическими параметрами трассы, поскольку на их основе производится формирование диагностических признаков сосудов. Данные параметры являются локальными характеристи-

ками, рассчитываемыми непосредственно по изображению древовидной структуры в процессе трассировки ветви. Опишем модель изображения древовидного объекта в несколько этапов.

*Модель скелета древовидного объекта.*

Линии центров сосудов образуют скелет, который можно представить в виде направленного графа (рис. 3а). Вершинам графа поставлены в соответствие начальная точка (а), точки ветвления (b) и конечные точки (с).

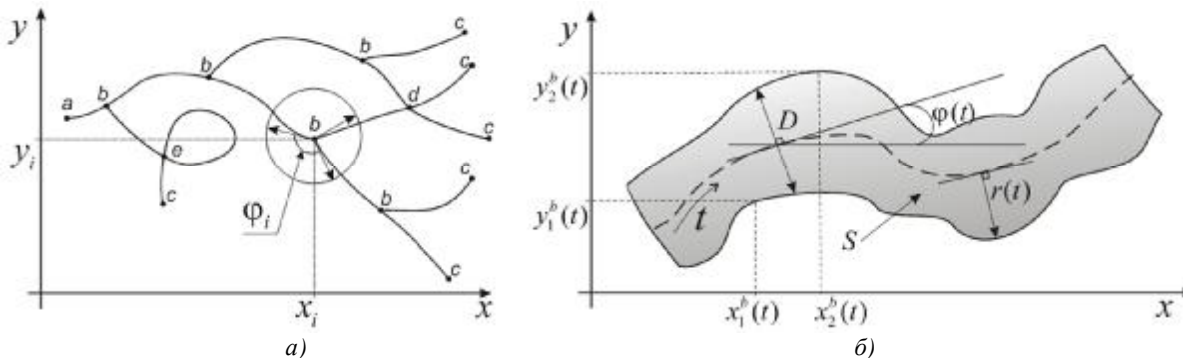


Рис. 3. Модель изображения древовидного объекта: а) модель скелета древовидного объекта; б) модель ветви древовидного объекта

Ребрам поставлены в соответствие ветви – участки сосудов, которые соединяют вершины. Каждая вершина на плоскости характеризуется координатами  $(x_i, y_i)$ . Каждая ветвь от точки  $(x_i, y_i)$  до точки  $(x_j, y_j)$  описывается параметрическим уравнением кривой:  $x = x(t)$ ,  $y = y(t)$ ,  $0 \leq t \leq L_v$ ,  $x(t)$ ,  $y(t)$  – функции с достаточной степенью гладкости, описывающие линию центров, которую называем трассой;  $t$  – расстояние от начала трассы, измеренное по трассе;  $L_v$  – длина трассы. Будем называть узлом часть сосуда, в которой происходит ветвление. Узел (b) характеризуется углами ветвления  $\varphi_i$  – направления ветвления трассы ( $i = 1, 2, \dots$  номер направления). Начальную точку (а) будем называть корнем сосуда. В общем случае сегменты могут пересекаться на проекциях, образуя точки виртуального пересечения (d) или виртуального самопересечения (e).

*Модель ветви древовидного объекта.* Ветвь характеризуется в каждой точке толщиной и направлением. Для учета толщины сосуда введем понятие *радиуса сосуда*. Радиус сосуда задается функцией  $r(t)$ , которая

определена для каждой ветви (рис. 2б). Границы сосуда в пределах ветви можно описать уравнениями:

$$\begin{cases} x_{1,2}^b(t) = x(t) \pm r(t) \sin \varphi(t), \\ y_{1,2}^b(t) = y(t) \pm r(t) \cos \varphi(t), \end{cases}$$

$$\tan \varphi(t) = \frac{y'(t)}{x'(t)}, \quad 0 \leq t \leq L_v.$$

Данные уравнения задают границы сосуда и формируют область  $S$  – множество точек плоскости, принадлежащих сосуду. Непосредственно по изображению сосудов в процессе трассировки ветви рассчитываются основные характеристики:  $D(t) = 2r(t)$  – значение толщины сосуда в данной точке и  $\varphi(t)$  – угол наклона касательной к центральной линии трассы в текущей точке,  $(x(t), y(t))$  будем называть *направлением трассы* сосуда в точке. Для предотвращения эффекта самопересечения границ сосуда необходимо ввести дополнительное условие на радиус кривизны центральной линии  $R_k(t)$  в точке

$$r(t) < R_k(t),$$

$$R_k(t) = \frac{\left[ (x'(t))^2 + (y'(t))^2 \right]^{3/2}}{|x'(t)y''(t) - y'(t)x''(t)|}.$$

В случае, когда для параметра  $t$  существует несколько направлений  $\phi_i$ , то в данной точке трассы  $(x(t), y(t))$  фиксируется ветвление. На основе толщины и направления производится формирование глобальных характеристик – диагностических признаков, поэтому эти характеристики называются локальными *диагностическими параметрами*.

*Модель профиля яркости изображения ветви древовидного объекта.* Экспериментальные исследования показали, что функция яркости сосудов обладает определенными свойствами, которые необходимо учесть в разрабатываемой модели (рис. 3). Рассмотрим более подробно модели представления профиля изображения древовидного объекта, которые в дальнейшем используются в методах оценивания диагностических признаков ветвей древовидных объектов.

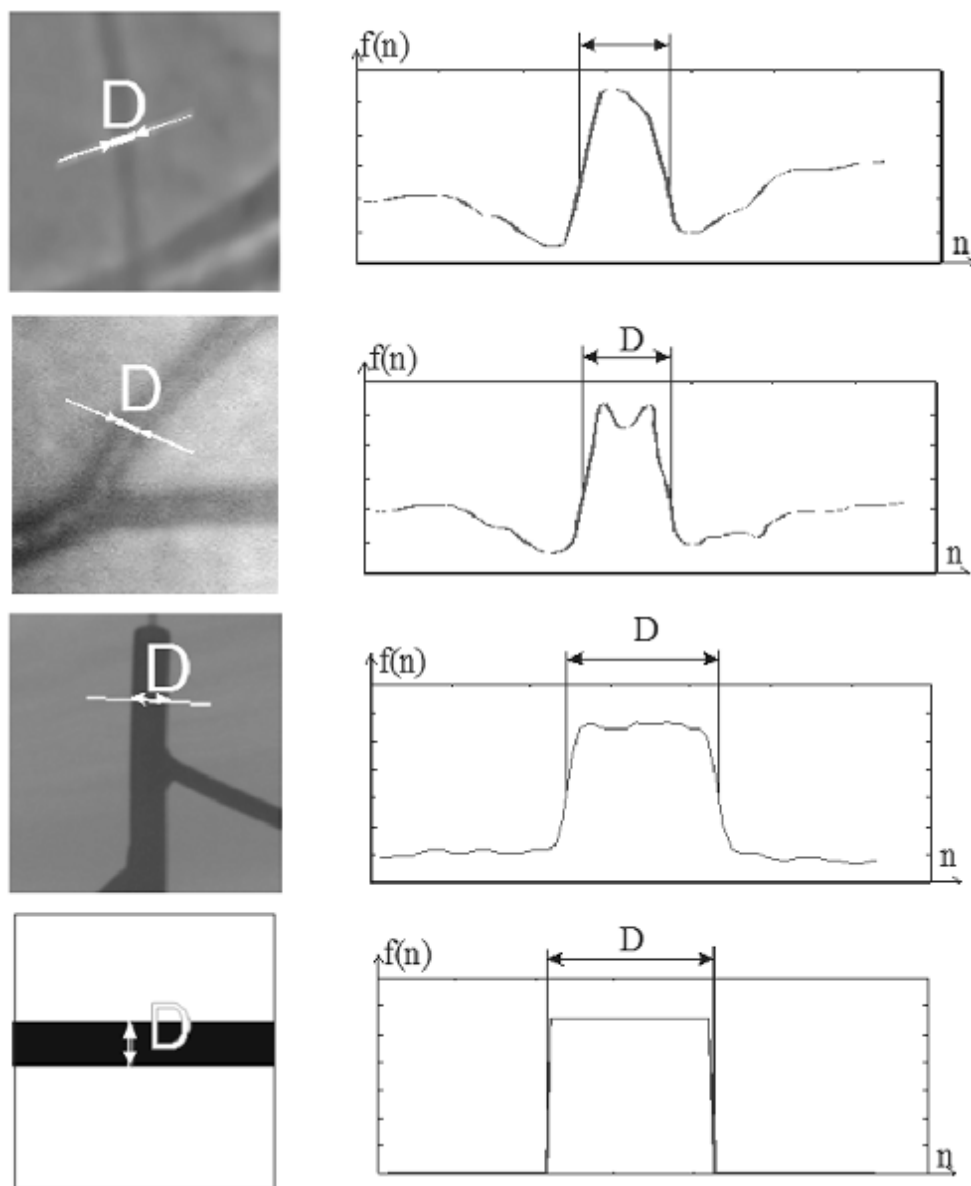


Рис. 4. Яркостные профили изображений древовидных объектов

Модель 1. Функция Rect:

$$f(n) = A \operatorname{Rect}\left(\frac{t-t_c}{D}\right) = \begin{cases} A, & |t-t_c| \leq D/2; \\ 0, & |t-t_c| > D/2. \end{cases}$$

Модель 2. Функция Гаусса:

$$f(t) = A \exp\left(-\frac{(t-t_c)^2}{D^2}\right).$$

Модель 3. Дробно-рациональная функция (ДРФ):

$$f(t) = \begin{cases} \frac{A}{(t-t_c)^2 + D^2}, & \frac{A}{(t-t_c)^2 + D^2} \geq 0, \\ 0, & \frac{A}{(t-t_c)^2 + D^2} < 0. \end{cases}$$

Параметрами моделей являются значение толщины  $D$ ,  $t_c$  – координата центра скачка яркости;  $A$  – яркость точек, принадлежащих сосуду. На рис. 4 показаны графики функций различных моделей профилей, приведенные к одному значению параметра толщины.

Предложенная модель изображения сосудов позволяет сформировать набор диагностических признаков, включающий в себя такие признаки, как: средний диаметр ветви, прямолинейность трассы, амплитуда колебаний толщины ветви, чёткообразность ветви, частота колебаний толщины ветви, извилистость толщины ветви, частота колебаний трассы, амплитуда колебаний трассы, извилистость трассы [9, 11, 12, 13].

## 2. Методы оценивания толщины сосудов

Разработано несколько методов оценивания параметров толщины сосудов по их изображениям. К ним относятся: методы непосредственного и косвенного измерения параметров [9, 13, 14]; методы, основанные на моделировании; методы, основанные на применении искусственного интеллекта и нейронных сетей [14]; комбинированные методы [12]. Здесь представлены аппроксимационные методы оценивания параметров. В основе аппроксимационных методов оценивания лежит идея параметрической аппроксимации яркостного профиля, выделенного на изображении фрагмента исследуемого со-

суда. Для определения параметра толщины  $D$  объекта предлагается три различных модели яркостного профиля, описанных выше.

### Непосредственная аппроксимация по методу наименьших квадратов

В качестве целевой используем функцию

$$J(D) = \int_0^T (f(t, D) - f(t))^2 \rightarrow \min_D,$$

где  $f(t, D)$  – модельная функция профиля яркости;  $f(t)$  – исходный профиль яркости,  $T$  – длина отрезка анализа функции яркости. Аппроксимации подвергается срез функции яркости изображения, взятый перпендикулярно направлению сосуда. Недостаток этого подхода состоит в значительной вычислительной сложности и необходимости предварительного определения точного направления сосуда. Достоинство – в высокой помехоустойчивости и хорошей точности при правильном подборе модели аппроксимации.

### Прямоугольная аппроксимация

Представим срез функции яркости в виде прямоугольного сигнала:

$$f(t, t_c, I_{\min}, I_{\max}, D) = \begin{cases} I_{\max}, & |t-t_c| \leq D/2; \\ I_{\min}, & \text{иначе,} \end{cases}$$

где  $t_c$  – координата центра сосуда;  $I_{\max}$  – яркость сосуда;  $I_{\min}$  – яркость фона,  $D$  – толщина сосуда. Для оценивания параметров модели  $t_c$ ,  $I_{\min}$ ,  $I_{\max}$ ,  $D$  воспользуемся методом моментов, приравняв теоретические обобщенные моменты модельной функции к эмпирическим:

$$\int_0^T t^k f(t) dt = \int_0^T t^k f(t, t_c, I_{\min}, I_{\max}, D) dt,$$

$$k = 0, 1, 2, 3.$$

### Аппроксимация дробно-рациональной функцией

Для оценивания параметров модели 2 также применяем метод моментов:

$$\int_{-T/2}^{T/2} f(t) dt = \frac{1}{T} \int_{-T/2}^{T/2} \frac{D^2}{t^2 + D^2} dt = \frac{2D}{T} \operatorname{arctg} \frac{T}{2D}.$$

Для решения данного уравнения относительно  $D$  использовался метод последовательного приближения Ньютона. Особенностью ступенчато-многочленной модели является то, что многочлен аппроксимирует область самого сосуда, а константы – фоновую область.

Аппроксимация ступенчато-многочленной моделью. Парабола четвёртой степени

Аппроксимирующая функция и условие непрерывности:

$$y = \begin{cases} P, & |x| \geq A; \\ ax^4 + bx^2 + c, & |x| \leq A, \end{cases}$$

$$ax^4 + bx^2 + c \Big|_{x=\pm A} = P.$$

В силу симметрии функция чётная, вершина кривой лежит в точке  $(0, c)$ . Точка минимума лежит в точке  $(x_0, y_0)$ , координаты которой зависят от числа экстремумов кривой (наличия ямки). А именно, если нет ямки ( $-b/2a \leq 0$ ), то  $x_0 = 0, y_0 = c$ ; если наоборот ( $-b/2a > 0$ ), то  $x_0 = \pm\sqrt{-b/2a}, y_0 = c - b^2/4a$ . Здесь мы предположили, что  $a > 0$  – ветви направлены вверх. Оценка параметра толщины равна величине  $\hat{D} = 2\hat{x}$ , где  $\hat{x}$  – наибольший (по модулю) корень уравнения

$$ax^4 + bx^2 + c = y_0 + \frac{2}{3}(P - y_0).$$

Спектральные методы

В основе этой группы методов лежит дискретное преобразование Фурье. Задача параметрической аппроксимации спектра профиля заключается в минимизации целевой функции:

$$S(D) = \sum_{m=0}^{N-1} \left( F^2(m, D) - |\hat{F}(m)|^2 \right)^2 \rightarrow \min_D,$$

где  $\hat{F}(m) = \sum_{n=-N/2}^{N/2} f(n) \exp(-i \frac{2\pi}{N} nm)$  – дискретный спектр исходного профиля яркости.

Модель функции отсчётов

Эта модель представляет собой спектральный аналог модели прямоугольной

функции яркости. Дискретный спектр прямоугольной последовательности:

$$\begin{aligned} \text{Sync}(m, D) &= F(m, D) = \\ &= \sum_{n=-N/2}^{N/2} \text{Rect}\left(\frac{n}{D}\right) \exp\left(i \frac{2\pi}{N} nm\right) = \\ &= \frac{\sin\left(\frac{\pi m}{N}(1+D)\right)}{\sin \frac{\pi m}{N}}. \end{aligned}$$

Высокочастотные компоненты спектра отвечают за шумовые составляющие сигналы, поэтому будем проводить аппроксимацию только главного лепестка спектра, ширина которого обратно пропорциональна ширине сосуда. Этот факт позволяет нам упростить процедуру оценивания толщины до поиска первого локального минимума спектра исходного профиля. Для ускорения работы метода вычисления проводятся в два этапа. На первом этапе оценка принимается равной оценке, полученной применением модели прямоугольного профиля яркости, затем уточняем результат, проводя поиск локального минимума спектра исходного профиля. Для найденного таким образом значения частоты  $\Omega$  вычисляем оценку толщины:  $D = 2\pi/\Omega$ . Такой подход позволяет сократить время выполнения метода в среднем на 30%.

На рис. 5 приведены результаты аппроксимации одного и того же профиля или его спектра рассмотренными выше моделями (рис. 6а-в). Данные методы оценивания толщины были исследованы с использованием имитационного моделирования тестовых изображений, для которых параметры были априорно известны. При этом вид тестовых изображений максимально соответствовал реальным изображениям. В качестве тестового объекта использовались прямолинейные и криволинейные участки ветвей древоподобных объектов. Результаты оценивания толщины различными методами приведены на рис. 5. Достоинством описанных методов является их высокая точность и помехоустойчивость. Недостатком является необходимость указания профиля сечения, а также большая вычислительная сложность.







	Истинное значение толщины	Аппроксимация спектра ф-цией Гаусса	Аппроксимация спектра ф-цией квадрата Гаусса	Аппроксимация спектра ф-цией Sinc	Аппроксимация спектра ф-цией Sinc <sup>2</sup>	Аппроксимация профиля дробно-рациональной функцией
	6	6,59	6,60	5,84	6,14	5,19
	14	13,99	14,67	13,16	13,60	13,05
	5	5,79	5,91	5,13	5,48	5,53
	5	5,19	5,35	4,32	4,96	4,03
	20	19,91	20,02	18,05	18,61	18,26
	10	9,59	9,92	8,67	9,23	8,52

Рис. 5. Экспериментальные результаты по оцениванию толщины сосудов

### 3. Метод локального веерного преобразования

Предлагаемый метод позволяет детектировать направления ветвей в произвольных точках на изображениях сетчатых структур и является устойчивым к помехам в виде пятен и близко расположенных ветвей. В основу метода положено лучевое преобразование [15, 16], которое модифицируется так, чтобы хорошо работать в местах разветвлений и при наличии помех. Преобразование Радона и лучевое преобразование являются стандартным инструментом анализа изображений, который позволяет распознавать глобальные прямые линии на изображениях. Он является частным случаем преобразования Хоу, которое позволяет выделять на изображениях различные кривые, которые можно параметризовать.

Изображения сетчатых структур характеризуются тем, что их ветви, как правило, могут изгибаться. При этом на изображении

нет глобальных прямых линий или иных параметрических кривых, но для каждой точки ветви существует окрестность, в которой эта ветвь может быть аппроксимирована прямой. Кроме этого, важными элементами сетчатых структур являются точки разветвления, пересечения и окончания ветвей. В связи с этим предлагается модифицировать классическое лучевое преобразование, чтобы учитывать указанные особенности.

Локальное веерное преобразование, которое представляет собой интеграл функции  $f$  по отрезку длиной  $r$  с началом в точке  $x \in R^2$  и направлением  $\theta$ :

$$F(x, y, \theta, r) = \int_0^r f(x + t \cos \theta, y + t \sin \theta) dt.$$

Если зафиксировать точку  $x, y$  и радиус локальной области  $r$ , то в результате преобразования получится функция от одной переменной  $\theta$ :  $F(x', y', \theta, r')$  – радиальная развертка изображения. Радиальная развертка имеет локальные минимумы для

тех направлений, которые соответствуют ветвям (рис. 6).

*Алгоритм определения направлений ветвей.* Для того, чтобы определить направление сосуда или направление ветвления, выполняется верное преобразование в за-

фиксированной точке во всех направлениях и для различных значений радиуса ограничивающей окрестности. Изображение графиков представляет собой развертку ЛВП, на которой линиями отмечены найденные направления ветвления (рис. 7).

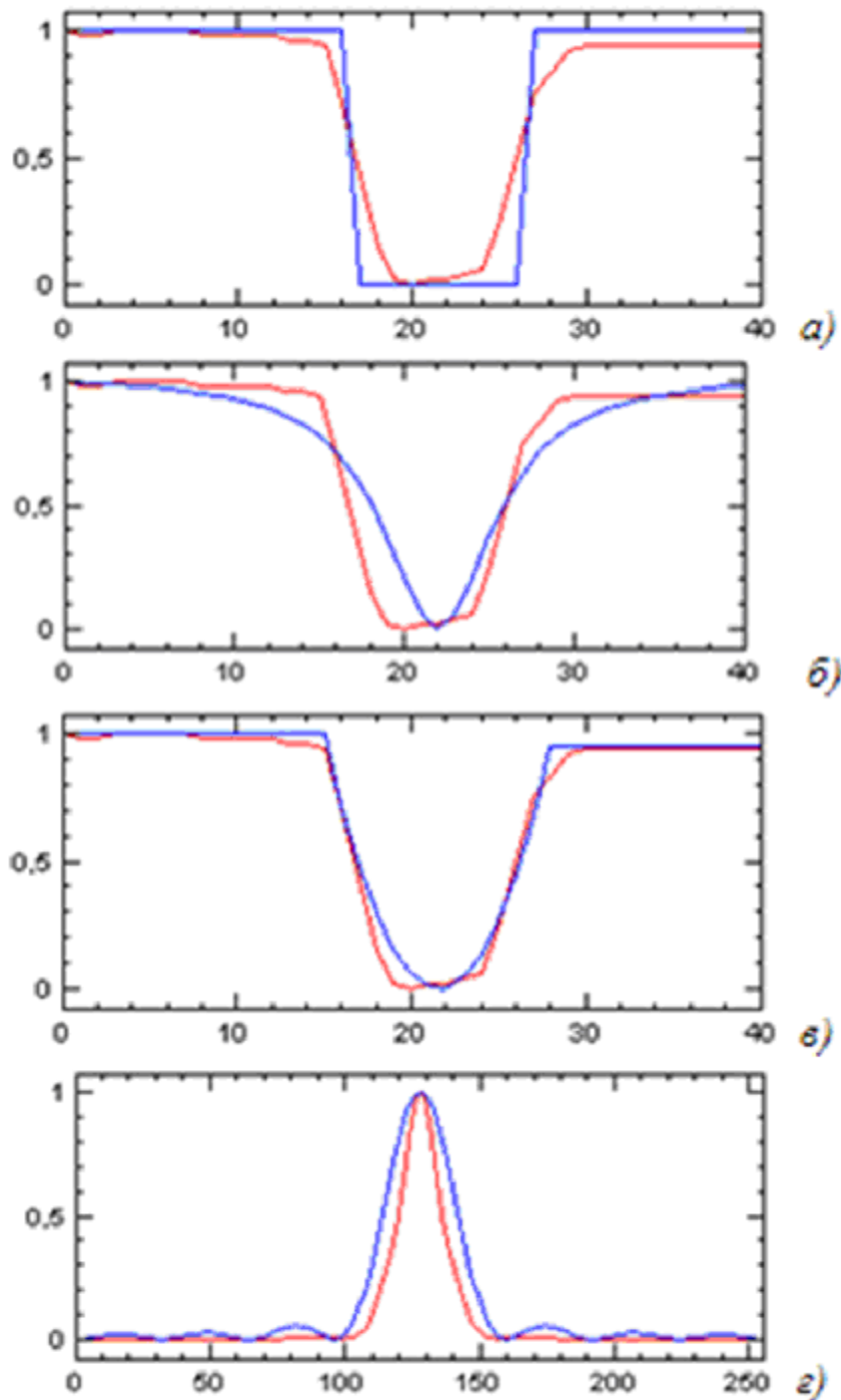


Рис. 6. Оценивание толщины сосудов:  
а) модель прямоугольного профиля; б) модель дробно-рациональной функции;  
в) модель параболы; г) модель функции отсчётов



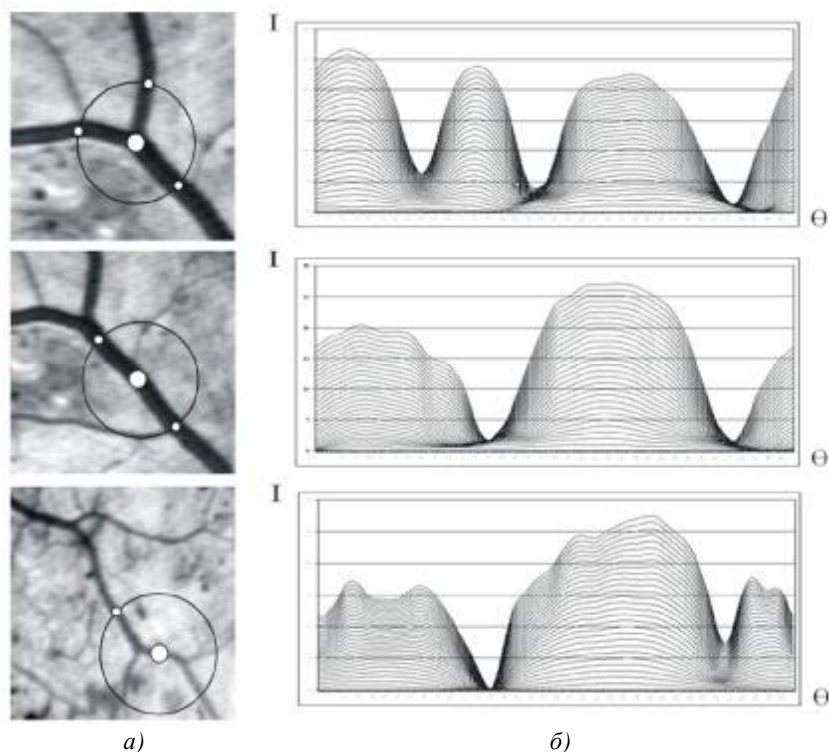


Рис. 7. Идентификация точек сосудов с использованием ЛВП:  
 а) фрагменты изображения глазного дна, б) радиальная развёртка

Известно, что на изображениях глазного дна точки сосуда имеют меньшую яркость, чем точки фона. Поэтому в тех направлениях, где сосуд продолжается, значение преобразования меньше, чем в тех точках, где присутствует фон.

Для того, чтобы выделить направление ветвления на наборе разверток ЛВП с максимальным значением радиуса ограничивающей окрестности, выделяются четыре явно выраженных минимума. Для исключения ложных направлений прослеживаются минимумы на наборах ЛВП с меньшим радиусом. Если минимумы при этом исчезают, значит направление ложное и его можно отбросить.

Локальное веерное преобразование позволяет повысить точность построения трассы кровеносных сосудов и более надёжно определяет их узлы разветвления.

### Заключение

Нами рассмотрены методы оценивания диагностических параметров кровеносного русла глазного дна на основе цифрового анализа изображений, позволяющие повысить точность и информативность диагностики

сосудистой патологии. Внедрение разработанных методов в медицинскую практику позволяет автоматизировать диагностику ряда заболеваний, осуществить мониторинг патологических изменений на основе объективных количественных данных.

Разработанная информационная технология предназначена для количественной оценки прижизненных изменений глазного дна и области диска зрительного нерва (ДЗН) в общетерапевтической и офтальмологической практике для ранней диагностики и оценки эффективности лечения сосудистых заболеваний. Технология включает в себя оригинальные методы оценки: геометрических и морфологических параметров микрососудов сетчатки (рис. 8), геометрических параметров сосудов на краю ДЗН, цветоярких и цветотекстурных параметров области ДЗН. Информационная технология положена в основу программного комплекса (рис. 9, 10) и включает в себя: программные модули расчета геометрических и диагностических признаков сосудов; программы для исследования динамики патологических участков на последовательных изображениях глазного дна.

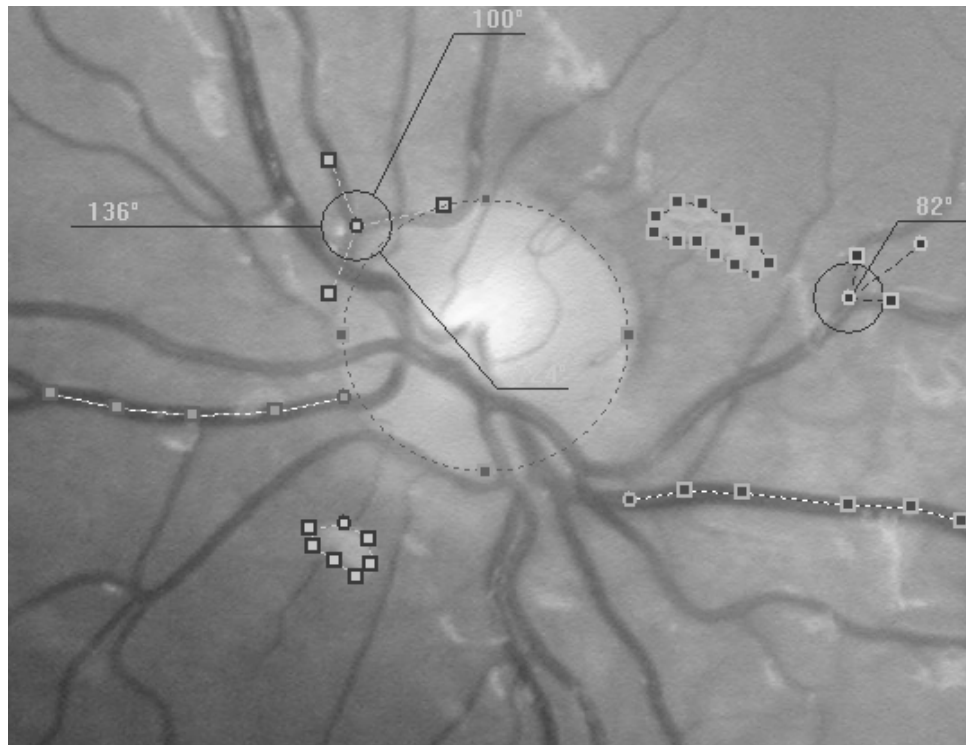


Рис. 8. Объекты глазного дна



Рис. 9. Внешний вид системы измерения геометрических параметров сосудов и ДЭН

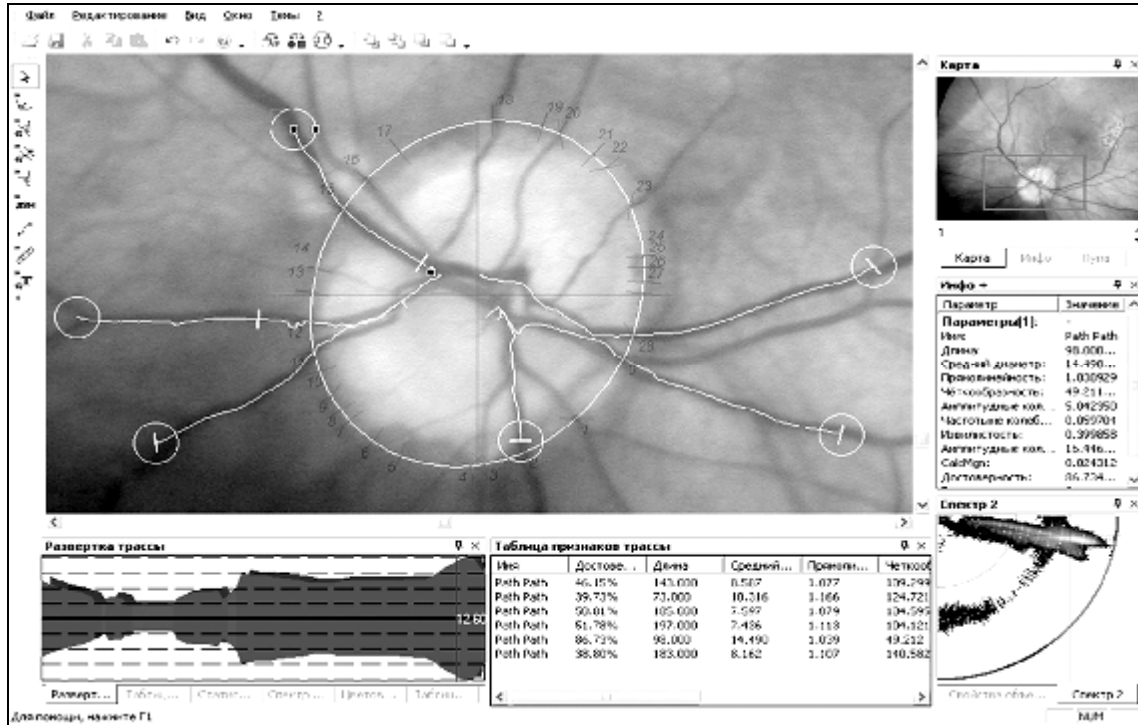


Рис. 10. Внешний вид системы измерения геометрических параметров сосудов и ДЗН

### Благодарность

Работа выполнена при поддержке российско-американской программы «Фундаментальные исследования и высшее образование» (BRNE) и программы Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине», гранта РФФИ № 06-07-08006-офи, гранта РФФИ № 07-08-96611.

### Библиографический список

1. **Jomier, J.** Quantification of Retinopathy of Prematurity via Vessel Segmentation [текст] / J. Jomier, D.K. Wallace, S.R. Aylward // Proceedings of MICCAI, 2003. – LNCS 2879 – P. 620-626.
2. **Osareh, A.** Classification and Localisation of Diabetic-Related Eye Disease [текст] / A. Osareh [and other] // ECCV, 2002. – LNCS 2353 – P.502-516.
3. **Архипова, М.М.** Изучение роли оксида азота в патогенезе сосудистых заболеваний глаз [текст] / М.М. Архипова: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2000. – С. 24.
4. **Лебедева, Е.Н.** Определение гликолизированного гемоглобина – тест для диа-

гностики диабетической ретинопатии [текст] / Е.Н. Лебедева, Л.М. Колоколова, С.К. Павлова // Диабет глаза (клиника, профилактика, витреоретинальная и лазерная хирургия). Материалы научно-практич. конференции офтальмологов, посвященной 10-летию Оренбургского филиала, Оренбург: 1999. – С.16-17.

5. **Очирова, Э.А.** Микроциркуляторное русло глазного яблока в ранней диагностике и прогнозе диабетического поражения органа зрения у детей и подростков [текст] / Э.А. Очирова: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 2000. – 27с.

6. **Huemer, K.H.** Effects of dopamine on human retinal vessels diameter and its modulation during flicker stimulation [текст] / K.H. Huemer [and other] // Am J. Physiol Heart Circ. Physiol., 2003. – Vol. 284. – P. 358-363.

7. **Pache, M.** Reproducibility of measurements with the retinal vessel analyzer under optimal conditions [текст] / M. Pache, E. Nagel, J. Flammer // Klin. Monatsbl. Augenheilkd. – 2002. – Vol. 219. – P. 523-527.

8. **Vilser, W.** Retinal Analysis – new possibilities [текст] / W. Vilser, E. Nagel, I. Lanzl

// Biomed. Techn. – 2002. – Vol.47. – P. 682-685.

9. **Branchevsky, S.L.** Methods for estimating geometric parameters of retinal vessels using diagnostic images of fundus [текст] / S.L. Branchevsky [and other] // Proceedings SPIE. – Vol.3348. – P. 316-325.

10. **Корепанов, А.О.** Метод выделения центральных линий кровеносных сосудов на диагностических изображениях [текст] / А.О. Корепанов, П.М. Чикулаев, Н.Ю. Ильясова // Компьютерная оптика. – 2006. – №29. – С. 146-151.

11. **Pyasova, N.Yu.** Measuring Biomechanical Characteristics of Blood Vessels for Early Diagnostics of Vascular Retinal Pathologies, Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention [текст] / N.Yu. Pyasova [and other] // MICCAI 2004, Proceedings of 7th International, Conference Saint-Malo, France, September, 2004. – Part II. – P. 251-258.

12. **Ильясова, Н.Ю.** Измерение биомеханических характеристик сосудов для ранней диагностики сосудистой патологии глазного дна [текст] / Н.Ю. Ильясова, А.В. Куприянов, М.А. Ананьин // Компьютерная оптика. – 2005. – №27. – С. 165-170.

13. **Бранчевский, С.Л.** Система цифрового анализа для диагностики сосудистой патологии глазного дна [текст] / С.Л. Бранчевский [и др.] // Вестник офтальмологии. – 2003. – №5. – С.37-40.

14. **Ильясова, Н.Ю.** Применение искусственных нейронных сетей для оценивания диагностических параметров на биомедицинских изображениях [текст] / Н.Ю. Ильясова, Д.Е. Липка, А.В. Куприянов // Компьютерная оптика. – 2003. – N 25. – С. 151-154.

15. **Хермен, Г.** Восстановление изображений по проекциям: Основы реконструктивной томографии [текст] / Г.Хермен, пер. с англ. – М.: Мир, 1983. – 352 с.

16. **Наттерер Ф.** Математические аспекты компьютерной томографии [текст] / Ф. Наттерер, пер. с англ. – М.: Мир, 1990. – 288 с.

17. **Makita, Shuichi** Quantitative retinal blood flow measurement with three-dimensional vessel geometry determination using ultrahigh-resolution Doppler optical coherence angiography [текст] / Shuichi Makita, Tapio Fabritius, and Yoshiaki Yasuno // Optics letters. – 2008. – Vol.33. – № 8.

### Сведения об авторах

**Куприянов Александр Викторович**, Учреждение Российской академии наук Институт систем обработки изображений РАН (ИСОИ РАН), Самара, Россия. Кандидат технических наук. Старший научный сотрудник лаборатории лазерных измерений ИСОИ РАН. Опубликовано свыше 50 работ в отечественных и зарубежных изданиях. E-mail: [Akupr@smr.ru](mailto:Akupr@smr.ru). Область научных интересов: обработка биомедицинских изображений, текстурный анализ, локальные и спектральные преобразования, биометрическая идентификация.

**Ильясова Наталья Юрьевна**, Учреждение Российской академии наук Институт систем обработки изображений РАН (ИСОИ РАН), Самара, Россия. Кандидат технических наук, доцент. Старший научный сотрудник лаборатории лазерных измерений ИСОИ РАН. Опубликовано свыше 70 работ в отечественных и зарубежных изданиях, в том числе одна монография (в соавторстве). E-mail: [Pyasova@smr.ru](mailto:Pyasova@smr.ru). Область научных интересов: обработка изображений, распознавание образов, обнаружение объектов, разработка программно-аппаратных комплексов биомедицинского назначения.