

# ЭКСПЕРТНАЯ КОМПЬЮТЕРНАЯ СИСТЕМА ДИАГНОСТИКИ ГЛАЗНЫХ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПО ИЗОБРАЖЕНИЯМ ГЛАЗНОГО ДНА

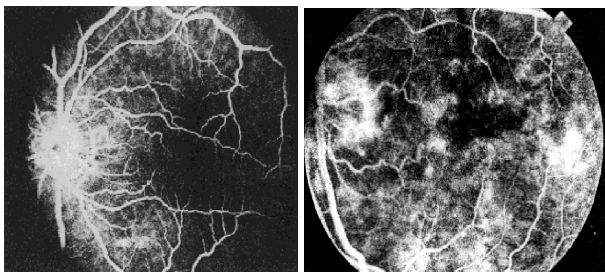
*Н.Ю.Ильясова, А.В.Устинов, В.Г.Баранов*  
*Институт систем обработки изображений РАН, г. Самара*

## **Аннотация**

В статье представлен подход к анализу сосудистой системы сетчатки на основе построения количественных оценок элементов патоморфологической картины глазного дна, используемых в формировании экспертной оценки патологии сетчатки; решается вопрос повышения точности измерения относительных величин, которые привычны для большинства врачей и могут быть соотнесены с личным врачебным опытом и результатами известных клинических исследований. В статье предлагается принципиально новая интерактивная система, построенная на взаимодействии врача-пользователя и программно-технического комплекса количественной оценки диагностических изображений глазного дна. В данной работе представлены следующие технические и методологические решения: новый подход в формировании группы диагностических признаков, подвергаемых количественной оценке; формализованные методы определения степени патологических изменений сетчатки (количественные соотношения характеристик сосудов, степень их извитости, неравномерности и др.); принципиально новый подход к анализу сосудистой системы путем трассирующего выделения сосудов; методы и алгоритмы количественной оценки элементов патологии микроциркуляторного русла; структуры таблиц базы данных, обеспечивающей хранение и быстрый доступ к графическим изображениям глазного дна и результатам обработки; алгоритмы прогнозирования диагностического решения о степени патологии глазного дна с использованием сформированных ранее количественных оценок диагностических признаков; программные средства клинической интерпретации полученных количественных показателей. В статье представлены отдельные интерфейсные формы системы оценивания диагностических параметров и получения экспертных оценок патологии.

## **1. Введение**

Глазное дно является единственным в организме участком, где сосудистая система в полном объеме доступна прямому неинвазивному наблюдению. Поэтому разработка автоматизированной системы анализа изображений глазного дна, основанной на методах и алгоритмах количественной оценки патологических изменений сосудов сетчатки является актуальной задачей ангиологии. Состояние сосудистой системы сетчатки является также важнейшим показателем и прогностическим фактором при диабетической ретинопатии. Видимые офтальмоскопические изменения сосудов сетчатки дают интегральную характеристику гемодинамики сетчатки. Система автоматизированной диагностики диабетической ретинопатии позволит в дальнейшем перейти к автоматизации диагностики и других заболеваний сетчатки.



*Рис. 1. Изображения глазного дна: нормальное состояние (слева), патологические изменения (справа)*

В настоящее время проводятся многочисленные исследования по применению компьютерных средств обработки изображений в диагностике и мониторинге глазных заболеваний. На международном рынке офтальмологической техники имеется

много систем получения цифровых изображений глазного дна очень высокого качества (Carl Zeiss Jena GmbH, Topcon Imagenet, Ophthalmic Imaging Systems Inc.; "САРИ" Эком, С.-Петербург), однако программное обеспечение большинства таких систем содержит лишь наиболее общеупотребительные средства предобработки, повышения качества и маркировки изображений. Одновременно бурно развиваются программно-технические комплексы полной компьютеризации офтальмологических клиник и практик, что несомненно приведет в ближайшем будущем к росту спроса на программы мониторинга и экспертные системы оперирующие цифровыми диагностическими изображениями. Представленная в данной работе автоматизированная система анализа изображений глазного дна позволяет автоматизировать отдельные этапы диагностики, обладает более широким и универсальным набором программных средств и позволяет осуществить количественный мониторинг патологических изменений глазного дна.

## **2. Диагностические параметры патологической картины глазного дна**

Наиболее ранними признаками поражения сосудов сетчатки при таких заболеваниях как диабет, артериальная гипертензия, атеросклероз являются изменение соотношения диаметра артерий и вен, локальные изменения диаметров сосудов, повышенная извилистость сосудов и другие. Изменение диаметра сосудов является важной составной частью ранней диагностики и контроля за эффективностью лечения заболеваний сетчатки. Однако на практике количественная оценка состояния сосудов сетчатки встречает ряд трудностей: необходимость получения цифровых изображений высокого разрешения и

ошибки в измерении диаметров сосудов сетчатки. 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. В силу этого многие методы оценивания диаметра с использованием процедур формирования профиля поперечного сечения [1,2] вносят большую погрешность вычислений. Кроме того, известный метод исследования поперечного сечения (cross-section) не позволяет отследить все колебания диаметра сосуда на протяжении глазного русла сетчатки, а неравномерное сужение диаметра сосудов (uneven narrowing of vessel's diameters) является очень важной характеристикой кровотока. В работе [3] нами представлено решение проблемы повышения точности измерения диаметра сосудов на основе построения различных параметрических моделей аппроксимации сосуда. Клинически важные показатели, которые вносят существенный вклад в построение экспертной оценки степени патологии, вероятности развития глазных заболеваний являются также и другие статистические характеристики сосудов: соотношение диаметров артерий и вен, неравномерность диаметра (локальный спазм артерий, четкообразные изменения вен), извилистость сосудов, углы разветвления сосудов. В медицине обоснована возможность анализа состояния локальной гемодинамики сетчатки по результатам измерения диаметра артерий и вен и их соотношения в соответствующем сегменте. В описываемой нами системе для количественного выражения медико-диагностических признаков патологии формируется вектор первоначальных геометрических характеристик сосуда. Он содержит его длину и набор параметров, характеризующих отдельную точку сосуда: координаты текущей точки сканирования; локальная ширина вены; направление входа сосуда в рамку сканирования; направление выхода; углы разветвления. На основе указанных параметров производится оценка следующих медико-диагностических признаков патологических изменений сосудистой системы: 1) параметр линейной гемодинамики (локальный диаметр сосуда); 2) средний диаметр сосуда на выделенном сегменте; 3) параметр неравномерности калибра сосуда или его четкообразность; 4) извилистость сосуда; 5) кривизна стенки; 6) извитость стенки; 7) кривизна трассы; 8) извитость трассы.

### 3. Математическая модель фрагмента сосуда

Математическая модель фрагмента сосуда определяется следующими функциями:  $x = x(t)$ ,  $y = y(t)$ ,  $r = r(t)$   $0 \leq t \leq L_v$ , где  $x(t)$ ,  $y(t)$  - дифференцируемые функции, описывающие линию центров, которую будем называть трассой;  $r(t)$  - функция толщины сосуда (расстояние от трассы до границы сосуда, отсчитываемое по перпендикуляру к

трассе);  $t$  - расстояние от начала трассы, измеренное по трассе;  $L_v$  - длина трассы (рис.2).

Данные характеристики однозначно определяют функцию направления трассы в каждой точке:  $\varphi(t)$ ; функцию локальной высоты  $f(t)$ , определяемую расстоянием от текущей точки трассы до ее проекции на отрезок  $L$ , соединяющий начальную и конечные точки трассы (рис.2); конфигурацию границ сосуда, которую будем называть стенками  $x_1^g = x_1^g(t)$ ,  $y_1^g = y_1^g(t)$ ,  $x_2^g = x_2^g(t)$ ,  $y_2^g = y_2^g(t)$ ,  $0 \leq t \leq L_v$ . В частности:

$$\operatorname{tg} \varphi(t) = -(dx(t)/dt)/(dy(t)/dt),$$

$$x_1^g(t) = x(t) - r(t) \sin \varphi,$$

$$y_1^g(t) = y(t) + r(t) \cos \varphi.$$

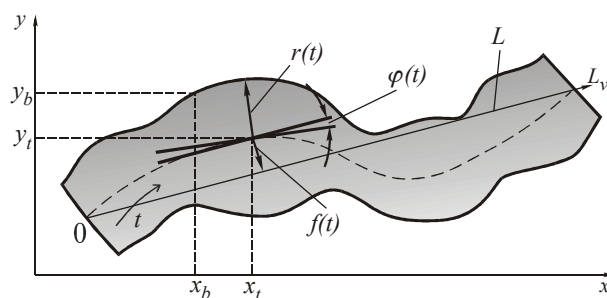


Рис.2. Математическая модель фрагмента сосуда глазного дна

Данные признаки являются локальными характеристиками, рассчитываемыми непосредственно по изображению сосудистой системы в процессе трассировки сосуда, алгоритм которого представлен ниже. Глобальные характеристики сосуда, формируемые на основе локальных и используемые в дальнейшем в качестве диагностических признаков являются: угол ветвления, определяемый в узлах; параметр динамики изменения ширины сечения:

$$K_d = \sqrt{r^2 - \bar{r}^2} / \bar{r}; \quad \text{параметр прямолинейности:}$$

$$K_p = L_v / L; \quad \text{параметр кривизны: } K_r = \frac{1}{L_v} \int_0^{L_v} K_r(t) dt,$$

где  $K_k(t) = |d^2 y_t / dx_t^2| / \sqrt{[1 + (dy_t / dx_t)^2]^3}$ . Эксперименты показали неустойчивость результатов оценивания данного параметра вследствие сильного влияния шумов и отсутствия нормировки. Был разработан другой подход к оцениванию параметра кривизны, который базируется на анализе колебательного характера трассы сосуда и конфигурации её границы (стенки сосуда).

### 4. Оценивание параметров извитости и кривизны сосудов

В медицинской диагностике используются следующие параметры сосудистой системы: параметры кривизны и извитости трассы (на основе частотных и амплитудных свойств её движения). Определим параметр извитости как характеристику количества

изменений направлений за единицу длины сосуда, а параметр кривизны как степень отклонения хода трассы от прямолинейного. Для иллюстрации предложенного подхода на рис.3 приведены образцы элементов трасс и их параметры, оцененные в относительных единицах. Аналогично введем характеристику четкообразности, используя частотные и амплитудные характеристики функции диаметра трассы

вдоль трассы. Параметр четкообразности объединяет в себе параметр извитости и кривизны, но по отношению не к форме трассы, а к форме контура границы сосуда (стенки). Поэтому оценивать ее необходимо и по отношению к диаметру сосуда - параметр кривизны ("амплитуда"), и по отношению к длине участка ("частота") (рис.3)










Трасса	Извитость	Кривизна	Элемент сосуда	Извитость	Кривизна
	0	0		↓ 1	↑ 3
	↓ 1	↑ 3		↓ 1	↓ 2
	↓ 2	↓ 2		↑ 4	↓ 1
	↑ 4	↓ 1		↑ 3	↑ 4
	↑ 3	↑ 4			

Рис.3. Изменение параметров извитости и кривизны для различных элементов сосуда (для наглядности изменения отображаются баллами) Параметр извитости трассы можно описать количеством перегибов трассы на единицу длины сосуда (рис.4).

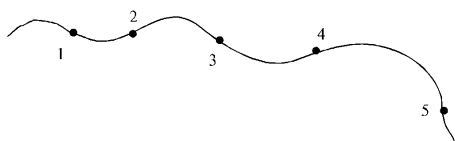


Рис.4. Иллюстрация ветви одного порядка, характеризуемая наличием множества перегибов.

Если проанализировать график изменения функции направления в зависимости от шага трассы, то данный параметр соответствует количеству экстремумов функции направления (рис.5).

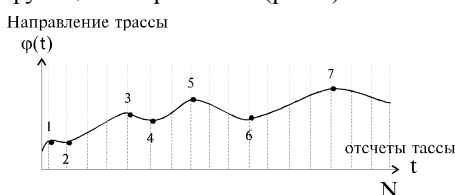


Рис.5. Иллюстрация изменения направления ветви по ходу её движения.

Также можно заметить, что данный параметр пропорционален частоте функции направления. Поэтому можно определить его следующим образом:

$$K_{izv}^{tr} = \frac{2\pi}{N} (\arg \max_{1 < m < N} \Phi(m)),$$

где  $\Phi(m) = \left| \sum_{t=0}^{N-1} \varphi(t) e^{-i2\pi mt / N} \right|$  - модуль спектральной дискретной последовательности локаль-

ных направлений трассы,  $N$ - количество отсчетов исходной последовательности.

Такой подход поиска параметра извитости позволит нам избежать накопления ложных экстремумов функции направления, т.к. дискретное преобразование Фурье обладает сглаживающим свойством и позволяет выделять частоту, соответствующую максимальной гармонике. Т.к. спектр дискретный, то при подаче на вход синусоидальной последовательности с нецелой частотой происходит расплывание дельта-импульса. Поэтому для более точного определения частоты анализируемой последовательности необходимо провести её коррекцию. Если найдена частота максимальной гармоники

$$m_{\max} = \frac{2\pi}{N} \arg \max_{1 < m < N} \Phi(m)$$

и наибольшая из двух соседних гармоник -  $m'$ , искомый параметр корректируется следующим образом:

$$K_{izv}^{tr} = \frac{2\pi}{N} \left( m' + \frac{2}{\pi} \arctg \Phi(m_{\max}) / \Phi(m') \right).$$

Рассмотрим параметр кривизны трассы.

Чтобы охарактеризовать его степень отклонения движения трассы от прямолинейного, определим его как среднеквадратичное расстояние от отсчетов трассы до их проекции на прямую соединяющую, начальную и конечную точки сосуда:

$$K_{kr}^{tr} = \pi \bar{f} / 2, \quad \bar{f} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N |f(t)|,$$

где  $f(t)$  - функция локальной высоты, равная расстоянию от текущей точки трассы до её проекции на отрезок трассы (рис.6).

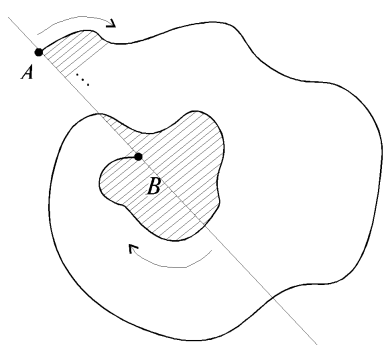


Рис.6. Измерение параметра кривизны трассы.

Параметр **четкообразности** характеризуется двумя признаками: кривизной и извитостью стенок сосуда. Извитость стенки можно аналогично определить количеством экстремумов, которые достигает траектория движения стенки за единицу длины или частотой функции локального радиуса сосуда.

Так же как и в случае извитости трассы воспользуемся дискретным преобразованием Фурье и определим параметр извитости стенки следующим образом:

$$K_{izv}^{st} = \frac{2\pi}{N} (\arg \max_{1 < m < N} R(m)),$$

где  $R(m) = \left| \sum_{t=0}^{N-1} r(t) e^{-i2\pi mt / N} \right|$  - модули спек-

тральных компонент дискретной последовательности локальных диаметров сосуда, N- количество отсчетов исходной последовательности. Для определения кривизны стенок воспользуемся функцией

диаметра вдоль трассы:  $K_{kr}^{st} = 2(\bar{r}^2 - \bar{r}^2)^{1/2}$ , где

$\bar{r}^2, \bar{r}^2$  - соответственно дисперсия и квадрат математического ожидания локального диаметра сосуда. Параметр средней толщины сосуда можно получить усреднением локальных диаметров:

$$\bar{D} = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N r(t).$$

### 5. Экспериментальные исследования

Экспериментальные исследования проводились на тестовых изображениях трасс с заданными значениями частот и амплитуд. При исследовании параметра **четкообразности** генерировались трассы, у которых ход стенки соответствовал синусоидальной функции с различными значениями частоты и амплитуды (рис.8). Погрешность возникающая при построении оценок параметров возникает из-за влияния эффекта дискретизации изображения трассы. При исследовании **параметра кривизны и извитости трассы** генерировались трассы, ход которых соответствовал синусоидальной функции с различными значениями частоты и амплитуды (рис.7). По-

грешность определения извитости трассы (рис.7) возникает из-за погрешности вносимой алгоритмом трассировки ветви, который будет описан ниже. При определении же параметра кривизны (“амплитуды”) трассы на результат оценки сказывается неравномерность шага аргумента анализируемой функции, т.к. в отличие от параметра четкообразности при сканировании трассы используется равномерный шаг по дуге (по ходу анализируемого сосуда). Вследствие этого происходит искажение синусоидальной функции, что отражается в погрешности получаемой оценки. Чтобы избежать данного эффекта произведем усреднение по дуге трассы, заменяя усреднение типа:  $\bar{f} = \frac{1}{L} \int_0^L f(x) dx$  усреднением

следующего вида:  $\bar{f}_{L_v} = \frac{1}{L_v} \int_0^L f(x) \sqrt{1 + f'^2(x)} dt$ , где

$L_v$  - длина трассы,  $f(x)$ - функция локальных высот (рис.2). Если в качестве  $f(x)$  рассмотреть синусоидальную функцию  $f(x) = A \sin \omega x$ , то при вычислении параметра  $\bar{f}$  с использованием нового усреднения вместо выражения  $\bar{f} = 2A / \pi$ , где A- искомая амплитуда (см. выше), получим выражение:

$$\bar{g} = \left( 1/2 + \ln \left( A\omega + \sqrt{1 + A^2 \omega^2} \right) / 2A\omega \sqrt{1 + A^2 \omega^2} \right) A / E(k)$$

Трасса	Кривизна			Извитость	
	$K_{kr\ uo}^{tr}$	$K_{kr}^{tr}$	$K_{kr}^{tr}$ корр.	$K_{izv\ uo}^{tr}$	$K_{izv}^{tr}$
	10	8.76	10.45	1	1.026
	10	8.705	10.13	1.5	1.5
	10	8.839	10.256	2	1.789
	10	8.353	10.34	3	2.766
	20	16.865	21.1	2.5	2.049
	20	15.586	21.3	3.5	3.195
	20	14.027	20.16	4.5	4.127
	20	13.778	20.216	5.5	5.176

Рис.7. Результаты экспериментальных исследований методов оценивания параметров трассы на тестовых изображениях

Элемент ветви	Кривизна		Извитость	
	$K_{kr\ uo}^{st}$	$K_{kr}^{st}$	$K_{izv\ uo}^{st}$	$K_{izv}^{st}$
	2.5	2.43	3	3.002
	8	7.918	2.5	2.441
	2	2.102	12.5	12.478
	7	7.041	9.5	9.482

Рис.8. Результаты оценивания параметров стенки сосуда на тестовых изображениях.

где  $k = A\omega/\sqrt{1+A^2\omega^2}$ ,  $E(\cdot)$  - полный эллиптический интеграл второго рода. Для нахождения оценки параметра кривизны трассы необходимо решить данное уравнение относительно неизвестной амплитуды  $A$ , считая частоту  $\omega$  равной его оценке  $K_{izv}^{tr}$ . Скорректированные оценки параметров, полученные в результате применения данного алгоритма представлены на рисунке 7.

### 6. Трассировка микроциркуляторного русла

Расчет вектора первоначальных характеристик сосуда производится с использованием алгоритма отслеживания движения русла (трассировки сосуда).

Автоматическая трассировка осуществляется с помощью задания начальной и конечной точки сканирования с учетом найденного направления сосуда в текущей точке. Поиск направлений основан на анализе выборки отсчетов поля изображения, попавших на сканирующую полярную рамку. После фильтрации выборки, которая необходима для уменьшения шумов на исходном изображении, исследуется функция распределения яркости по направлениям (рис.9).

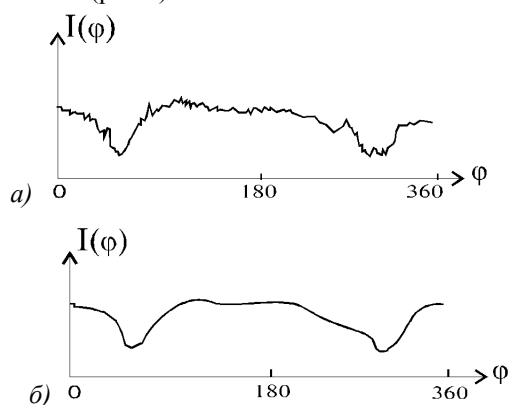


Рис.9. Распределение функции яркости вдоль рамки: а) развертка в зависимости от угла направления, б) сглаженная функция яркости.

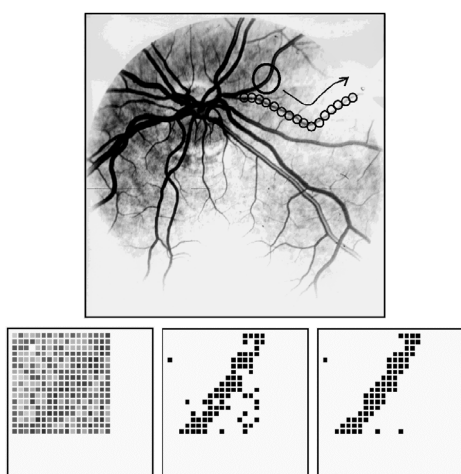


Рис.10. Трассировка сосуда с локальной предобработкой изображения в окне сканирования (фильтрация, пороговая обработка).

Для нахождения углов, соответствующим направлениям входа сосуда в полярную рамку и выхода из нее, накапливаются глобальные минимумы функции распределения яркости. В процессе трассировки текущая точка смещается в направлении выхода сосуда из рамки, а в случае разветвления - в направлении, которое выбирается из вычисленных ранее как наиболее близкое к прямому направлению к конечной точке. Процесс завершается когда текущая точка приблизится к конечной на расстояние меньше шага трассировки.

На основе дальнейшего анализа полученной последовательности локальных параметров, накапливаемых на каждом шаге трассировки, производится оценка основных диагностических параметров сосудистой системы.

### 7. Подход к прогнозированию диагностического решения о степени патологии

Разработанный программный комплекс позволяет врачу-офтальмологу не только анализировать количественные характеристики диагностических элементов патоморфологической картины глазного дна, но и получать прогнозируемое значение общей оценки степени патологии глаза. Прогноз осуществляется с использованием ряда регрессионных формул (для каждого вида патологии), коэффициенты которых предварительно оцениваются с использованием обучающей выборки. На этапе обучения (составления обучающей выборки) необходимо иметь набор изображений глазного дна пациентов, диагноз которых врач уже установил другими методами диагностики. При работе с обучающей выборкой врач вводит вид патологии и ее количественную априорную (экспертную) оценку в баллах. Желательный объем выборки – порядка 50-100 измерений. Процедура построения регрессионной функции вычисляет коэффициенты наилучшей аппроксимации экспертной оценки степени патологии в баллах линейной комбинацией из семи диагностических параметров патоморфологической картины глазного дна (средний диаметр кровеносных сосудов, прямолинейность, четкообразность, кривизна стенки, извитость стенки, кривизна трассы, извитость трассы). Данные параметры являются ранними признаками поражения сосудов сетчатки при таких заболеваниях как диабет, артериальная гипертензия, атеросклероз.

### 8. Описание системы автоматизированного анализа изображений глазного дна

Автоматизированная система ранней диагностики представляет собой экспертную систему для прогноза развития и оценки эффективности лечения сосудистых заболеваний. Она включает в себя: 1) программы расчета диагностических признаков на основе цифрового анализа изображений глазного дна; 2) программы для исследования динамики патологических участков на последовательных изображениях глаза; 3) база данных рассчитанных диагностических признаков, изображений глазного дна

и клинической информации о пациентах; 4) программа автоматического расчета степени патологии на основе экспертных оценок.

Модули обработки изображений основаны на алгоритмах, описанных выше. Оболочка пользователя работает в операционной среде MS Windows 95. При ее разработке были использованы инструментальные средства программной системы Borland Delphi 3.

В базе данных системы хранится обучающая выборка и информация о пациентах. Информация о

пациентах (рис. 11) включает список пациентов; список визитов каждого пациента к врачу; изображения глазного дна, снятые при каждом визите; результаты обработки изображений при каждом визите. При обработке на изображении выделяются участки сосудов и результаты обработки этих участков заносятся в таблицу. При этом имеется возможность отнести эти результаты к одной из нескольких групп сосудов, которые задаются пользователем.

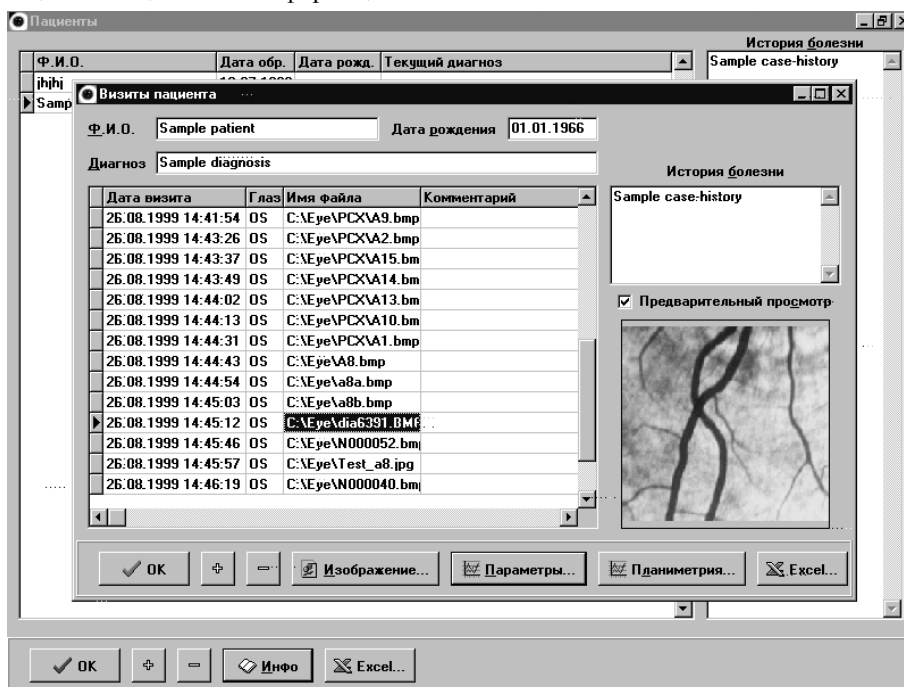


Рис. 11. Интерфейсные формы системы, отображающие данные о пациентах и их визитах

Группы сосудов введены для уточнения диагностики, т.к. при вычислении прогноза из обучающей выборки используется информация только о выбранной группе сосудов. Результаты обработки участков содержат трассу участка и значения параметров этого участка. Структура таблиц, в которых хранится информация о пациенте имеет вид дерева. Это позволяет пользователю быстро находить необходимые данные о конкретном пациенте, визите и изображении.

Обучающая выборка включает таблицу характерных изображений, используемых для обучения системы, для которых врач уже установил диагноз другими методами диагностики. Для каждого изображения запоминаются результаты обработки участка сосуда также как при диагностировании. Имеется таблица патологий, задаваемая пользователем, и для каждого изображения и группы сосудов можно указать экспертную оценку этого изображения по каждому виду патологии. После изменения обучающей выборки запускается процедура построения регрессионной функции и полученные коэффициенты наилучшей аппроксимации экспертной оценки степени патологии записываются в отдельную таб-

лицу. Это позволяет ускорить выдачу прогноза при диагностике.

Графический интерфейс пользователя позволяет одновременно просматривать на экране: анализируемое изображение (с возможностью увеличения фрагментов) (рис. 12), данные о пациенте и значения рассчитываемых диагностических признаков, диаграмму изменения калибра сосуда на отмеченном участке (рис. 13).

Система планиметрических исследований (рис. 14) позволяет производить отслеживание динамики состояния патологических участков на изображениях глазного дна одного пациента.

По серии изображений пациента, введенных в различное время приема производится анализ динамики формы и оценка отношения площадей пораженных участков. При вычислении площадей и наложении контуров используется совмещение изображений с помощью аффинного преобразования координат. Параметры этого преобразования определяются при помощи задания трех опорных точек на сравниваемых изображениях глазного дна. Опорные точки и границы областей патологии пользователь отмечает на экране.

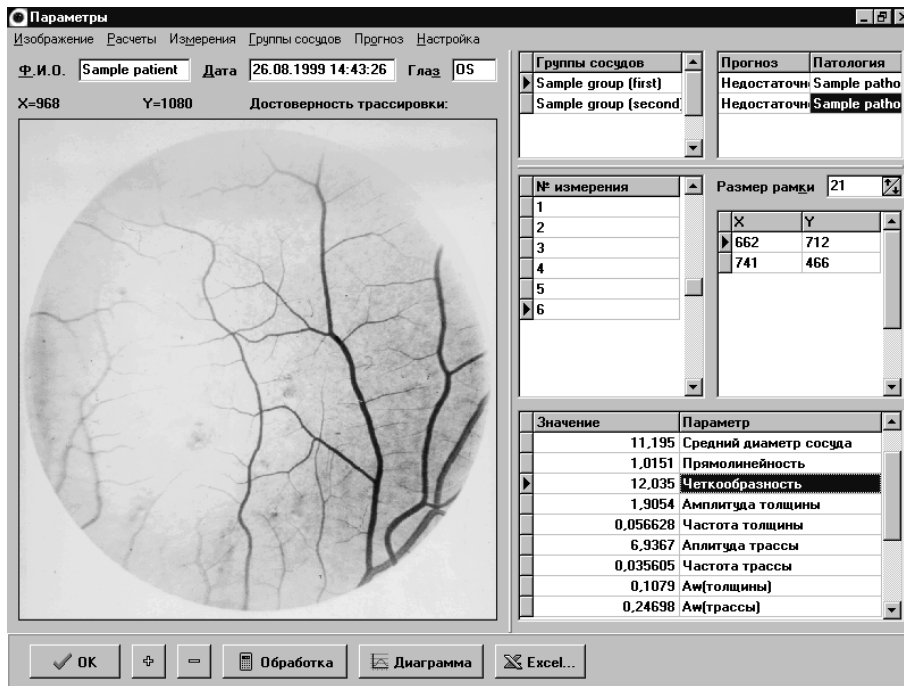


Рис.12. Графический интерфейс режима диагностирования

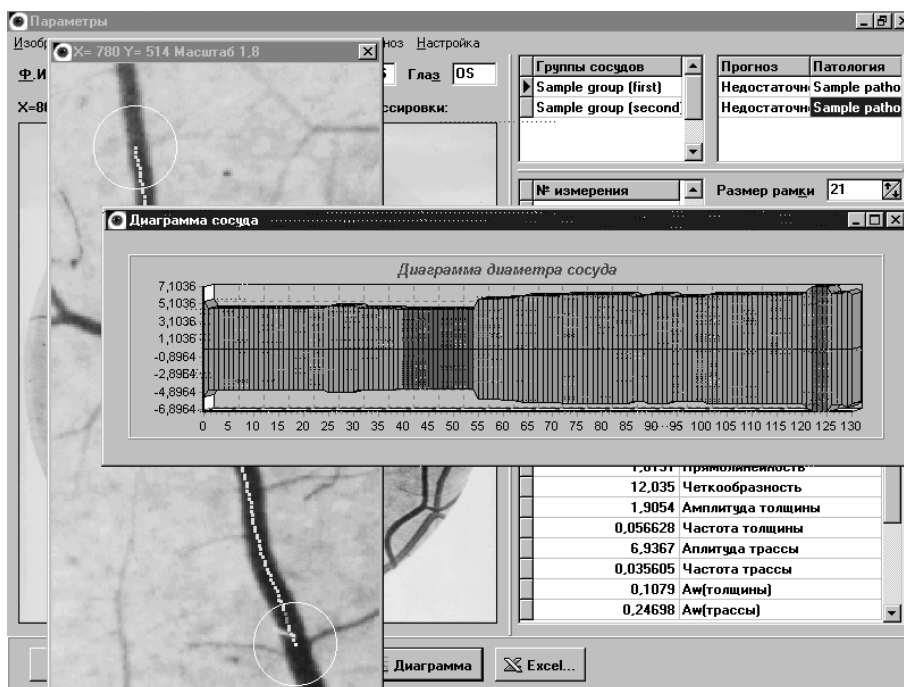


Рис.13. Диаграмма диаметра сосуда в режиме диагностирования

### Заключение

В статье представлена экспертная компьютерная система для оценки вероятности глазных заболеваний, эффективности лечения динамического наблюдения. Цель разработки - научные исследования и применение программного комплекса в клинической практике для проведения ранней диагностики глазных заболеваний. Система предназначена для количественной оценки прижизненных изменений микроциркуляторного русла (конъюнктивы и глазного дна). Она включает в себя оригинальные методы

оценки морфологических параметров микрососудов и программный комплекс для анализа биомикроскопических изображений. Функциональные возможности:

- ввод и предварительная обработка изображений глазного дна;
- количественная оценка параметров патологии микроциркуляторного русла и состояния макулярной области сетчатки:

1) автоматическая трассировка сегментов сосудов на изображении глазного дна;

2) оценивание основных типов изменений микрососудов при заболеваниях: среднего диаметра, артериовенозного индекса, неравномерности диаметра, извитости сосудов и т.д.;

3) построение функции изменения диаметра сосуда вдоль выделенного участка;

4) объективный контроль динамики изменения размеров характерных областей на изображении; -

количественная оценка степени патологии на основе экспертных заключений;

- автоматическое ведение базы данных по пациентам, изображениям и измерениям;

- формирование медицинских заключений и рекомендаций;

- статистический анализ контингента больных.

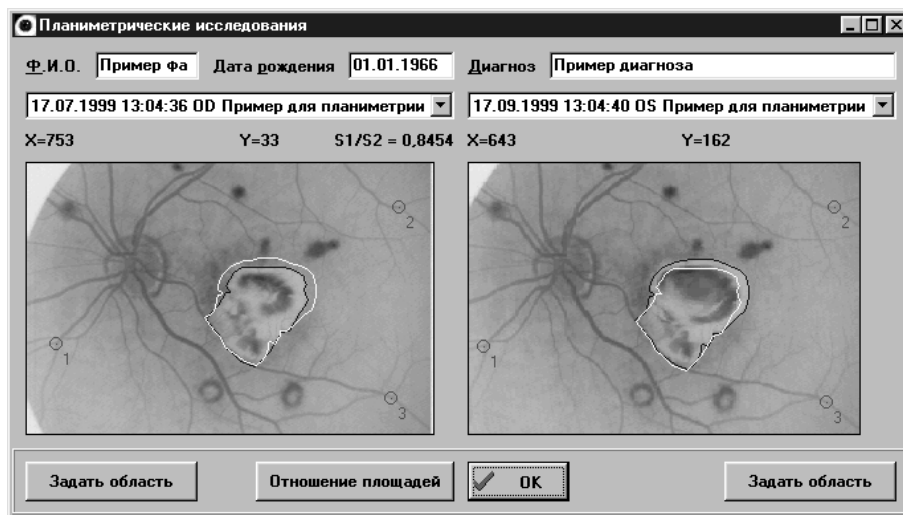


Рис. 14. Графический интерфейс режима планиметрических исследований

Система может применяться в общетерапевтической, акушерской, офтальмологической практике для ранней диагностики и оценки эффективности лечения сосудистых заболеваний. В отличие от европейских аналогов система дает возможность анализа субклинических морфологических изменений с использованием оригинального программного обеспечения. Данная система обладает более широким и универсальным набором программных средств обработки изображений, позволяет автоматизировать этапы диагностики и осуществляет количественный мониторинг патологических изменений глазного дна. Особенностью разработки является использование элементов экспертных систем: база данных диагностических признаков, корреляционно-регрес-

сионный анализ с отбраковкой недостоверных данных, прогноз на основе экспертных оценок.

#### Литература

1. S.L.Brantchevsky, Yu.V.Vasiliev, A.B.Durasov, N.Yu.Iliasova, A.V.Ustinov. Method for the distinguishing and quantitative evaluation of the elements of pathological patterns in the retina (pathology of microcirculation). Proceedings SPIE, vol. 2363, pp. 236-242.
2. Schwaitzer, S. Guentheretal., International Ophthalmology 16, 251-257, 1992.,
3. S.L. Branchevsky, A.B. Durasov, N.Yu.Iliasova, A.V.Ustinov. Methods for estimating geometric parameters of retinal vessels using diagnostic images of fundus. Proceedings SPIE, vol.3348, pp. 316-325. (1998)