



ОПРЕДЕЛЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ МИКРОЦИРКУЛЯТОРНОГО РУСЛА С ПОМОЩЬЮ ТЕЛЕВИЗИОННО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ СРЕДСТВ

**А.Н.ДЕМЕНТЬЕВ
Г.В.ДЕМЕНТЬЕВА**

*Томский государственный
университет систем
управления и радиоэлек-
троники*

*e-mail:
dem@tu.tusur.ru*

Автоматическая обработка и анализ изображений нашли применение при распознавании символов, обнаружении объектов, в медицинской диагностике, анализе биомедицинских изображений, дистанционном зондировании, при идентификации людей по портретам и отпечаткам пальцев. Изучение микроциркуляции (МЦ) является одной из важнейших проблем в современной теоретической и клинической медицине. В этой связи представляется важным комплексное изучение МЦ с использованием современных клинических, клинко-инструментальных, биофизических и морфологических методов в сопоставлении с данными общеклинического исследования. Целью предлагаемой статьи является внедрение нового способа диагностики нарушений (МЦ) и оценки эффективности медикаментозного и хирургического вмешательств у больных с инфарктом миокарда с использованием автоматизированного телевизионно-вычислительного комплекса для функциональной диагностики.

Ключевые слова: микроциркуляторное русло, бульбарная конъюнктива, телевизионное изображение, математическая модель изображения, цифровая фильтрация, сегментирование изображений.

В настоящее время расширяются возможности для прижизненного неинвазивного изучения микроциркуляторного русла. Оценка состояния микроциркуляторного русла по изображению бульбарной конъюнктивы (БК) является перспективным направлением в связи с неинвазивностью и оперативностью обследования.

Это обуславливает важность проблемы создания методики автоматизированной оценки состояния микроциркуляторного русла (МЦР), разработки алгоритмического и программного обеспечения для обработки телевизионных изображений бульбарной конъюнктивы и реализации на их основе автоматизированного комплекса для диагностики нарушений микроциркуляции, оценки эффективности медикаментозного и хирургического вмешательств у больных инфарктом миокарда с последующим внедрением его в клиническую практику.

Математическая модель изображения бульбарной конъюнктивы

Для проверки работоспособности алгоритмического обеспечения, которое предполагается использовать для обработки изображений БК, создана математическая модель сосудистой сети БК, которая представляет собой изображение контурных линий различной ориентации и ширины с размытыми краями и плоской вершиной. При рассмотрении одномерного сечения изображения сосуда его форма схожа с формой сигнала от подвижного объекта в телевизионных датчиках с накоплением энергии. Поэтому математическая модель изображения БК может быть записана следующим образом:

$$B(x, y) = \sum_{n=1}^N M_n(x, y) + n(x, y) + d(x, y),$$

где

$$M_n(x, y) = A_n(x, y) \cdot \left\{ \operatorname{erf} \left[\frac{x - (x0_n - 0,5b_n(y) + f_n(y))}{s_n} \right] + \operatorname{erf} \left[\frac{x - (x0_n + 0,5b_n(y) + f_n(y))}{s_n} \right] \right\};$$

$M_n(x, y)$ – изображение n-го сосуда; n – количество сосудов; $A_n(x, y)$ – амплитуда n-го сосуда; $b_n(y)$ – ширина n-го сосуда; $f_n(y)$ – траектория n-го сосуда; s_n – крутизна скло-

нов n -го сосуда; $p(x,y)$ – шумовая составляющая изображения; $d(x,y)$ – неравномерная фоновая составляющая изображения. Пример модели участка изображения БК приведен на рис. 1.



Рис. 1. Модель изображения участка бульбарной конъюнктивы

Предложенная модель была использована для аппроксимации срезов сосудов, взятых из реальных изображений бульбарной конъюнктивы разностью интегралов вероятности. При аппроксимации для определения параметров аппроксимирующей функции использован метод наименьших квадратов. Был сформирован следующий функционал:

$$J(a,b,c) = \sum_{i=1}^N [Y_i - F(i,a,b,c)]^2,$$

где Y_i – i -тый отсчет реального среза сосуда; N – количество отсчетов в срезе; a – оценка максимального значения сосуда; b – оценка ширины сосуда; s – оценка крутизны сосуда; $F(i,a,b,s)$ – аппроксимирующая функция (разность интегралов вероятности).

За оптимальные значения параметров аппроксимирующей функции взяты такие a , b и s , для которых

$$J(a,b,s) = \min.$$

Пример аппроксимации срезов реального сосуда разностью интегралов вероятности приведен на рис. 2.



Рис. 2. Аппроксимация среза сосуда на реальном изображении разностью интегралов вероятности

Были получены значения среднего значения и дисперсии ошибки аппроксимации для сосудов различной ширины по 60 срезам изображений реальных сосудов. Среднее значение ошибки, как и ожидалось, оказалось близким к нулю. Дисперсия ошибки увеличивается на краях диапазона, то есть при самых узких (<3 ЭИ) и самых широких (>9 ЭИ) сосудах (рис. 3). На реальных изображениях сосуды такой ширины встречаются довольно редко: ширина сосудов колеблется в пределах от 3 до 8 ЭИ.

Алгоритм обработки изображения бульбарной конъюнктивы

В настоящее время синтезирован алгоритм обработки БК, представленный на рис. 4.

Алгоритм включает в себя следующие этапы.



1. Выделение контурной сосудистой сети БК. На этом этапе в исходном полутоновом изображении БК подавляется неравномерная фоновая составляющая и детали, отличные от полос определённой ширины. Результатом является полутоновое изображение с выделенной сосудистой сетью.

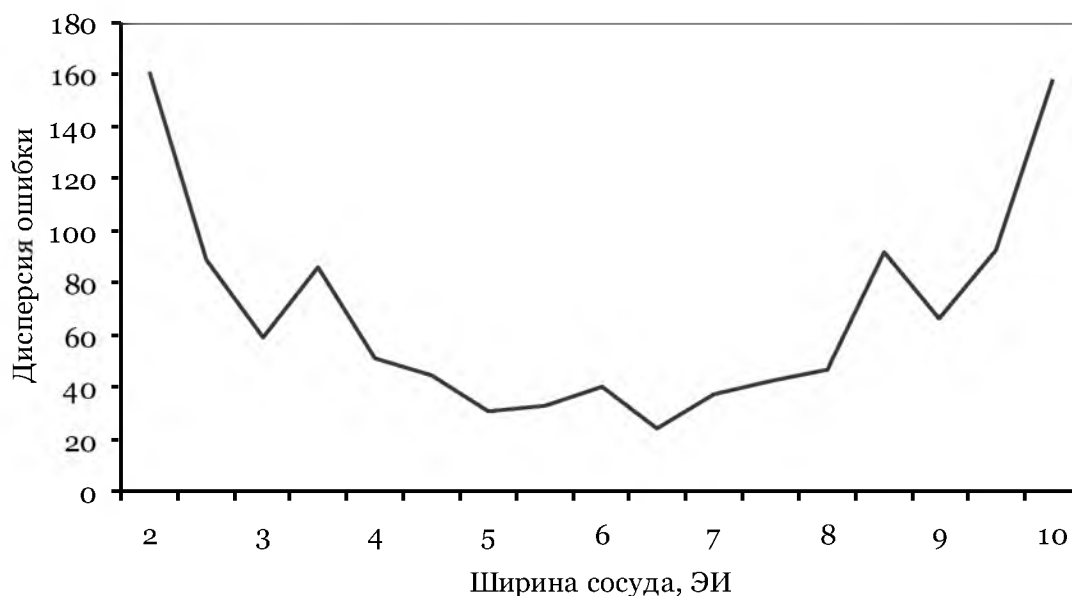


Рис. 3. Зависимость среднего значения и дисперсии ошибки аппроксимации от ширины сосуда

2. Сегментация изображения. Сегментация разбивает изображение на два класса: сосудистая сеть и фон. Классификация элементов изображения производится по яркости по глобальному порогу. В ходе этого этапа полутоновое изображение преобразуется в бинарное.

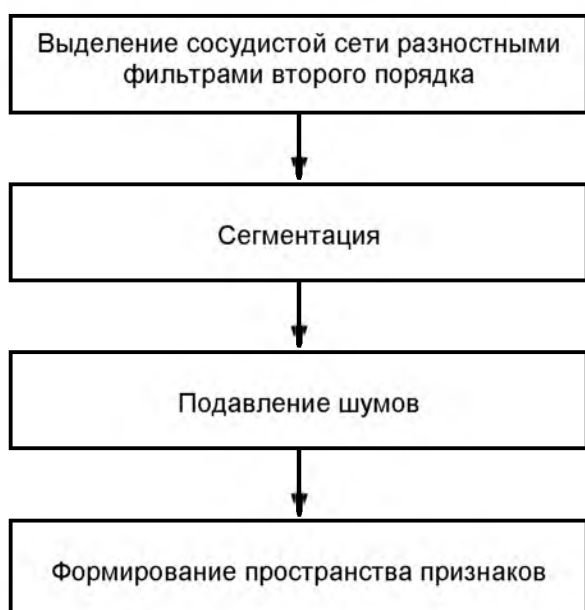


Рис. 4. Алгоритм обработки изображения бульбарной конъюнктивы

3. Подавление шумов. После проведения сегментации на изображении помимо сосудистой сети присутствуют шумы в виде маленьких точек, пятен, тонких (1-2 элемента) штрихов. Эти шумы устраняются на данном этапе, причём в ходе обработки не изменяются параметры сосудов.

4. Формирование пространства признаков. В результате формирования пространства признаков образуются массивы текущих ширины, направления для каждого сосуда, определяется количество сосудов, их длина и общая площадь сосудов на изображении. Бинарное изображение для визуального контроля разбивается на составляющие сосудистой сети, которые при выводе на экран отмечаются разными цветами.

Рассмотрим более подробно методы обработки, используемые при обработке изображения БК на каждом из этапов, перечисленных выше.

Фильтрация изображения БК с помощью разностных фильтров

Фильтрацией называется операция F , при которой изображение на выходе O^{t+1} строится по входному изображению G^t (или G преобразуется в O) согласно уравнению

$$F : G \rightarrow O, O_{xy}^{t+1} = F(G_{xy}^t) G_{xy}^t = \{S_{pq}^t; (p,q) \in N_{xy}\},$$

где S_{pq}^t – значение точечного элемента изображения, имеющего координаты p, q в окрестности N_{xy} ; F – функция многих переменных.

При цифровой обработке изображений под фильтром нижних частот (ФНЧ) понимают операцию свёртки, целью которой является устранение высоких частот в изображении, т.е. интенсивных деталей, и тем самым сглаживание изображения. Фильтры верхних частот (ФВЧ) сглаживают области изображения, содержащие мало деталей. ФВЧ применяются для выделения контуров или для повышения резкости изображений.

Ещё один тип фильтра, используемый при обработке изображений – это разностный фильтр. Когда значение функции F зависит от разности значений S_{pq} или от разности значений функции от S_{pq} , фильтр называется разностным (РФ). РФ используются для разделения изображения на интересующие исследователя участки (например, в рентгенографии лёгких выделяются сердце, рёбра, лёгкие и т. д.). Границы между участками можно охарактеризовать тремя типами распределений значений точечных элементов изображения (рис. 5).

а) «Край» – занимает участок изображения определённой ширины – это область перехода от участков с высокими значениями к участкам с низкими значениями, и наоборот.

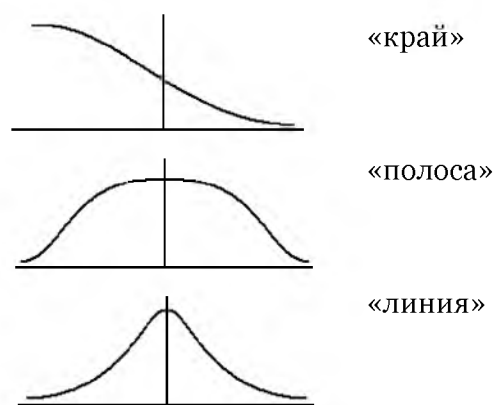


Рис. 5. Распределение значений точечных элементов изображения на границе между участками изображения

б) «Полоса» – это весь участок, значения которого почти постоянны и выше или ниже значений фона.

в) «Линия» – частный случай удлинённой «полосы», очень узкой в одном направлении (идеально – один элемент изображения).

При выделении сосудистой сети БК необходимо выделить «полосы», являющиеся сосудами, по возможности сохранив их ширину. Поэтому в данном случае хорошие результаты даёт использование РФ второго порядка:

$$SD2[K1', K2', L1', L2', K1, K2, L1, L2].$$

Диапазон изменения параметров фильтра приведён на рисунке 6. В зависимости от подбора параметров такой фильтр может преобразовать «полосу» в «линию», в две «линии» или в «полосу», то есть оставить без изменения, подавив при этом другие компоненты изображения.

При биомикроскопии медиков в первую очередь интересуют такие параметры сосудов, как ширина (b), амплитуда (A) и крутизна (s). Поэтому при предварительной обработке изображения БК глаза требуется подобрать такие алгоритмы обработки, которые позволят получить наименьшие искажения ширины и крутизны при наибольшем усилении амплитуды. Добиться этого необходимо, оперируя параметрами разностного фильтра второго порядка. За основной параметр примем ширину сосуда, которая находится по уровню 0,5 от максимальной амплитуды.

На изображении БК необходимо выделить капилляры (ширина в среднем 3 элемента изображения (ЭИ)), вены (5 ЭИ), артериолы (8 ЭИ). Требуется подобрать такие параметры разностного фильтра, которые бы удовлетворительно выделяли все сосуды



микроциркуляторного русла. В результате апробации различных фильтров на моделях сосудов были получены следующие результаты. Для сосудов шириной 3 ЭИ наибольшее значение амплитуды при сохранении ширины сосуда дают фильтры со следующими параметрами:

- для горизонтальных участков сосудов: SD2[3,2,5,5,2,3,0,0],
- для вертикальных участков сосудов: SD2[5,5,3,2,0,0,2,3].

Для сосуда шириной 5 ЭИ наилучшими с точки зрения максимальной амплитуды при сохранении ширины сосуда оказались следующие фильтры:

- для горизонтальных участков сосудов: SD2[5,5,5,3,5,7,0,0],
- для вертикальных участков сосудов: SD2[5,5,5,3,0,0,5,7].

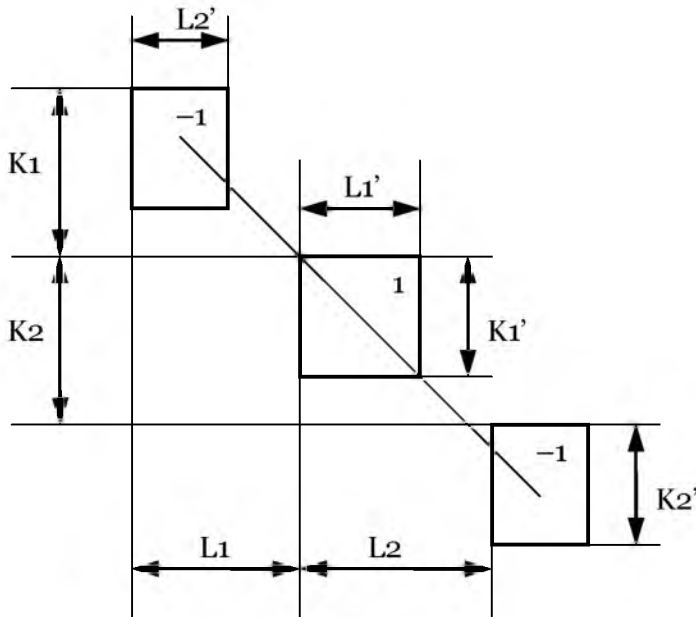


Рис. 6. Диапазон изменения параметров разностного фильтра второго порядка

При выделении сосудов шириной 8 ЭИ были подобраны фильтры со следующими параметрами:

- для горизонтальных участков сосудов: SD2[8,4,5,5,8,12,0,0],
- для вертикальных участков сосудов: SD2[5,5,8,4,0,0,8,12].

Наиболее приемлемыми для выделения сосудов всех трех типов одновременно оказались разностные фильтры с параметрами:

- для горизонтальных участков сосудов: SD2[3,3,5,5,5,5,0,0],
- для вертикальных участков сосудов: SD2[5,5,3,3,0,0,5,5].

Обработка изображения БК разностными фильтрами проводится в несколько этапов.

Исходное изображение А обрабатывается фильтром, выделяющим вертикальные полосы, в результате получается изображение AV. Это же исходное изображение А обрабатывается фильтром, выделяющим горизонтальные полосы, в итоге получается изображение AG. Затем оба изображения поэлементно суммируются, в результате для дальнейшей обработки формируется изображение В.

Сегментация изображений

Для изображения В, полученного на предыдущем этапе, строится гистограмма по 128 уровням яркости. Каждому уровню *i* соответствует *n_i* точек изображения:

$$p_i = \frac{n_i}{M \cdot N}, \quad i = 1, 128, \quad \sum_1^{128} p_i = 1,$$

где *M* и *N* – размеры обрабатываемого изображения В.

Изображение сегментируется на два класса точек по пороговому уровню *t*:

$\lambda_0 = \{(x, y) : b_{xy} \leq t\}$ – класс точек сосудистой сети;

$\lambda_1 = \{(x, y) : b_{xy} > t\}$ – класс точек фона.

Как показали эксперименты, на гистограммах, полученных для изображений БК, явно выраженная межмодовая впадина, по которой можно было бы определить значение порога *t* для сегментации, отсутствует, так как суммарная площадь сосудов на изображе-

нии БК составляет от 5 до 15 процентов от площади всего изображения, а края сосудов плавно переходят в фон. Поэтому порог k_p устанавливается, исходя из предполагаемой площади сосудов на изображении. Для этого по гистограмме находится значение t , при котором заданная часть площади изображения будет отнесена к сосудам, а все остальные отсчеты – к фону, то есть выполняется условие:

$$\sum_1^t p_i < k_p, \quad \sum_1^{t+1} p_i \geq k_p.$$

В этом случае всем ЭИ, значения которых меньше t , присваивается 0, всем остальным – 1. В результате сегментации получается бинарное изображение S , в котором отсчеты, отнесенные к сосудистой сети, равны 0, а отсчеты фона – 1.

Пороговое значение в интерактивном режиме может быть установлено пользователем в зависимости от характеристик обрабатываемого изображения.

Фрагменты исходного изображения бульбарной конъюнктивы и результаты обработки изображения на различных этапах приведены на рис. 7.

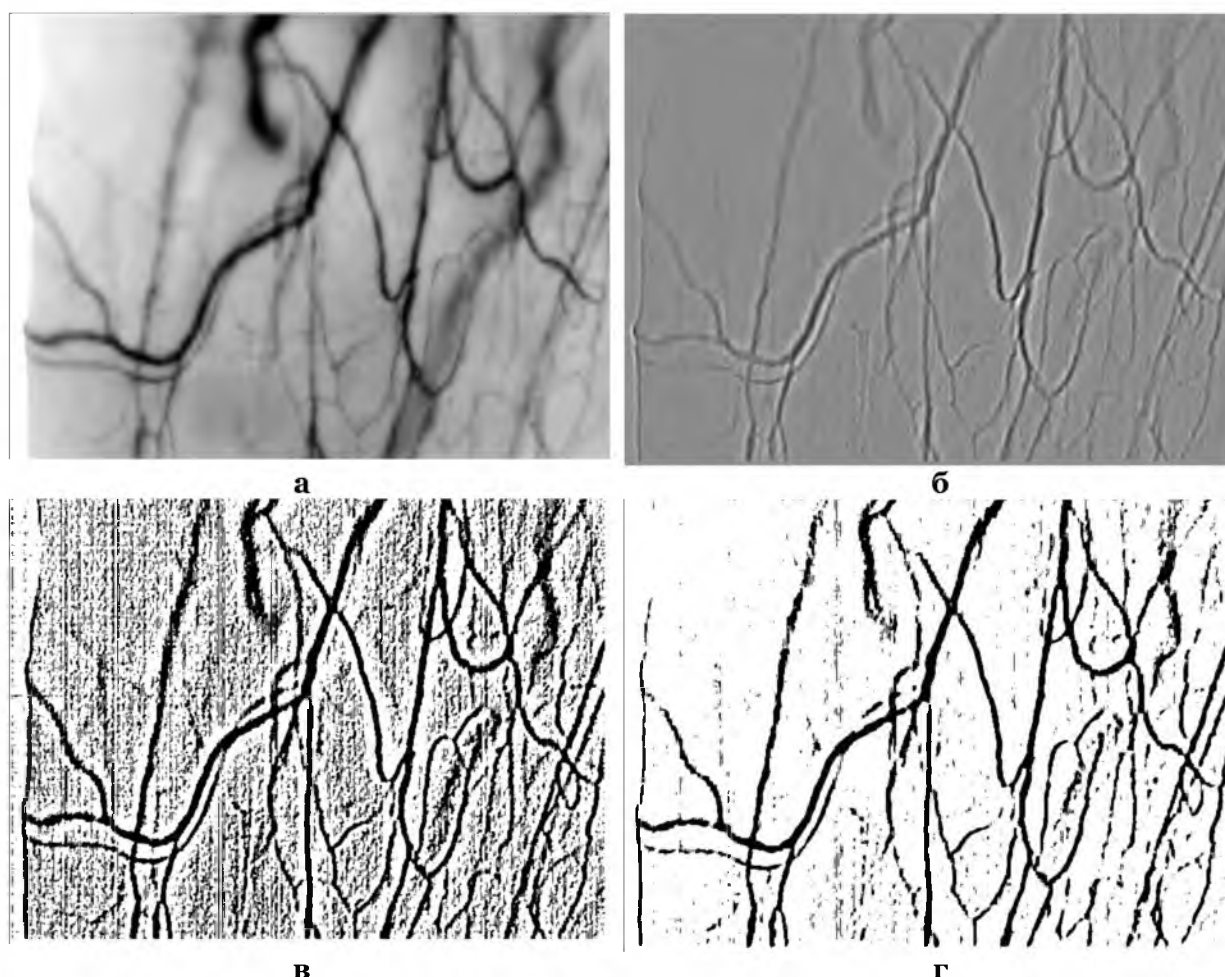


Рис. 7. Пример обработки изображения бульбарной конъюнктивы
 а – исходное изображение; б – после обработки разностными фильтрами;
 в – сегментированное изображение; г – после удаления шумов



Формирование пространства признаков с использованием алгоритма пространственно-адаптивного сканирования

Выделение признаков на изображении БК, необходимых для дальнейшего анализа, производится с использованием метода пространственно-адаптивного сканирования.

Алгоритм состоит из нескольких этапов (рис. 8). Обнаружение начала сосуда производится с помощью апертур 5x5 ЭИ. Решение о начале сосуда принимается, если

$$\sum_i \sum_j d_{i,j} \geq 15.$$

После обнаружения начала сосуда определяется его направление. Для этого в апертуре строится четыре проекции на вертикальную, горизонтальную и две диагональные оси:

$$pv_j = \sum_{i=1}^{MA} d_{i,j}; \quad pg_i = \sum_{j=1}^{NA} d_{i,j};$$

$$pd1_k = \begin{cases} \sum_{n=1}^k d_{n,k-n-1}, & 1 \leq k \leq NA, \\ \sum_{n=1}^{2NA-k} d_{NA-n+1,k-NA+n}, & NA < k < 2NA-1; \end{cases}$$

$$pd2_k = \begin{cases} \sum_{n=1}^k d_{n,NA-k+n}, & 1 \leq k \leq NA, \\ \sum_{n=1}^{2NA-k} d_{k-NA+n,n}, & NA < k < 2NA-1, \end{cases}$$

где NA и MA – текущие размеры апертур.

По полученным проекциям определяется направление сосуда. Для вертикальной и горизонтальной проекций:

$$\text{если } \min \left\{ \begin{matrix} pv_1 + pv_2 + pv_{NA-1} + pv_{NA}, \\ pg_1 + pg_2 + pg_{NA-1} + pg_{NA} \end{matrix} \right\} < \frac{(NA + MA)}{2},$$

выбирается вертикальное или горизонтальное направление. Если неравенство не удовлетворяется, анализируются диагональные проекции:

$$\text{если } \min \left\{ \begin{matrix} pd1_1 + pd1_2 + pd1_3 + pd1_{2NA-3} + pd1_{2NA-2} + pd1_{2NA-1}, \\ pd2_1 + pd2_2 + pd2_3 + pd2_{2NA-3} + pd2_{2NA-2} + pd2_{2NA-1} \end{matrix} \right\} < 6,$$

выбирается одно из диагональных направлений.

В случае, если не выполнилось ни одно из неравенств, апертюра увеличивается на 1 элемент по всем направлениям и процедура определения направления повторяется.

При выборе горизонтального или вертикального направления размер апертур по направлению движения устанавливается равным 5. Второй размер апертур устанавливается по ширине сосуда таким образом, чтобы изображение сосуда полностью попало в апертюру по ширине, в то же время апертюра уменьшается в случае сужения сосуда.

Для диагонального направления апертюра должна быть квадратной: MA=NA. При этом ее размеры также подстраиваются в соответствии с шириной сосуда по диагональной проекции.

После определения размеров апертур измеряется ширина сосуда. Для вертикальных участков сосуда – по верхней или нижней строке апертур, для горизонтальной – по левому или правому столбцу в зависимости от направления движения, для диагональных участков – по центральной диагонали. Затем апертюра сдвигается на 1 элемент изображения в направлении движения. Элементы сосуда, входившие в апертюру в ее прежнем положении и оставшиеся вне ее после сдвига, заменяются новыми значениями

(раскрашиваются). После сдвига вновь уточняются размеры апертуры и соответствие заданному направлению движения. Если условие соответствия направлению не выполняется, определяется новое направление по четырем проекциям, как было описано выше.

Кроме того, во время движения по сосуду ведется контроль за площадью сосуда в апертуре. Если площадь сосуда после выставленных размеров апертуры занимает менее половины площади строка, то принимается решение об изменениях в апертуре, больше допустимых. В этой ситуации возможны несколько вариантов.

1. Если апертура достигла минимально допустимых размеров (5x5 ЭИ), принимается решение о конце сосуда. Конец сосуда (элементы сосуда, входящие в последнее положение апертуры) "раскрашиваются" как "конец" и программа переходит к обнаружению следующего сосуда.

2. Если апертура не достигла минимальных размеров, программа в зависимости от установленного режима может обратиться к пользователю за подсказкой или сразу раскрасить часть изображения, входящего в апертуру, как аномалию и перейти к обнаружению нового сосуда.

3. При обращении за подсказкой на экран выводится часть изображения, входящая в апертуру. По ее виду оператор определяет, продолжить ли движение по сосуду, если это разрыв, истончение сосуда, просвет в сосуде, или отметить область как аномалию, если это ветвление сосудов, взбухание, отек, и перейти к обнаружению следующего сосуда.

Если при определении направления сосуда или величины апертуры ее размеры превысили максимально заданные, также принимается решение об аномалии.

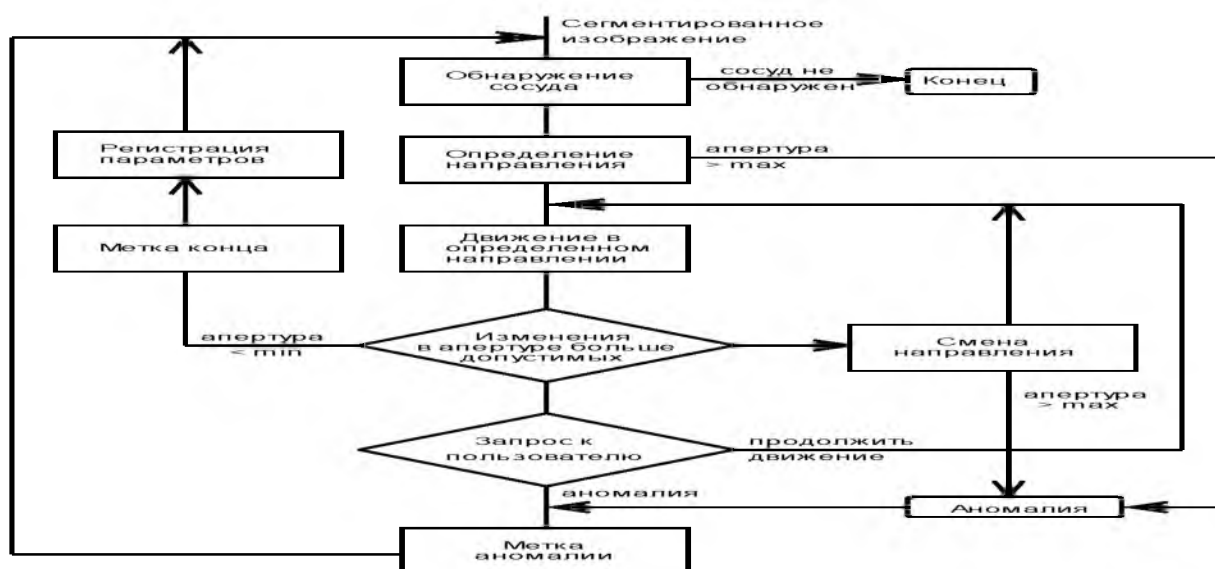


Рис. 7. Алгоритм формирования пространства признаков БК методом пространственно-адаптивного сканирования

В результате пространственно-адаптивного сканирования изображение бульбарной конъюнктивы разделяется ("раскрашивается") на сосуды, аномалии, концы сосудов и фон. Кроме того, определяется количество сосудов, измеряется длина каждого из них, для каждого из сосудов записаны массивы текущих ширины и направления, то есть сформировано пространство признаков для дальнейшего анализа.

В ходе проделанной работы предложена модель изображения бульбарной конъюнктивы, разработаны алгоритмы выделения контурной сосудистой сети, подавления шумов, сегментации изображения, формирования пространства признаков БК. Применение результатов данной работы в клинической медицине при оценке состояния мик-



роциркуляции пациентов позволит снизить трудоемкость анализа изображения БК и повысить оперативность и достоверность диагностики.

Литература

1. Бунин А.Я., Кацнельсон Л.А., Яковлев А.А. Микроциркуляция глаза, – М.: Медицина, 1984.
2. Тепляков А.Т. Микроциркуляция при патологии малого круга. – Томск: Изд-во ТГУ, 1988.
3. Пренстон К., Дафф М.Дж.Б., Левьяльди С., Норгрен Ф.Э., Ториваки Дз. Основы клеточной логики с приложениями к обработке изображений в медицине. – ТИИЭР, т. 67, №5, 1979, с. 149-184.

DETERMINATION OF THE MICROCIRCULATORY CHANNEL PARAMETERS THROUGH TV-COMPUTING DEVICES

A.N. DEMENTYEV
G.V. DEMENTYEVA

*Tomsk State University
of Control Systems & Radioelectronics*

*e-mail:
dem@tu.tusur.ru*

Automatic processing and the analysis of images have found application at recognition of symbols, detection of objects, in medical diagnostics, the analysis of biomedical images, remote sounding, at identification of people by portraits and fingerprints. Microcirculation (MC) studying is one of the major problems in modern theoretical and clinical medicine. Therefore, complex studying MC with use of modern clinical, instrumental, biophysical and morphological methods in comparison to the data of general clinical researches is important for MC. The aim of this paper to present a new approach to diagnostics of infringements MC and to a estimation of efficiency of medical and surgical interventions for patient with a heart attack of a myocardium by means use of the automated TV-computer complex for functional diagnostics.

Key words: microcirculatory channel, bulbar conjunctiva, television image, a mathematical model of the image, digital filtering, segmentation of images.