



технической конференции "Вакуумная наука и техника"-М.: МИЭМ.—2002, с. 244-247

15. Артюхов И.В., Кеменов В.Н., Нестеров С.Б.//Нанотехнологии, биология и медицина. Материалы 9-й НТК "Вакуумная наука и техника"-М.: МИЭМ, 2002, с.248-253.

16. Магия микрочипов. // В мире науки. — 2002. — № 11. — с. 6-15.

С.К. Дауров, А.В. Каркавин

## РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМОВ РАЗДЕЛЕНИЯ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ НА ОТДЕЛЬНЫЕ СОСУДЫ ПРИ КОМПЬЮТЕРНОМ АНАЛИЗЕ АНГИОГРАММ СЕТЧАТКИ ГЛАЗА

(Саратовский государственный технический университет)

Центральное место среди всех заболеваний глаза занимают дегенеративно-дистрофические изменения глазного дна и сетчатки. Для определения заболеваний и патологий, к которым приводят эти изменения, существуют различные методы и способы. Одним из них является ангиография [1, с.13] - способ детального изучения и исследования глазного дна, позволяющий оценить состояние сетчатки глаза по кровяному обращению в ней.

Определение изменений глазного дна и сетчатки проводит врач-офтальмолог по ангиограмме без применения специального оборудования. Главной проблемой является тот факт, что обнаруженная в ходе осмотра патология находится не на начальном этапе и для восстановления функций глаза потребуется длительный период времени. Решением данной проблемы является введение в анализ количественного показателя, который позволит оценить состояние глазного дна и сетчатки, а также сравнить текущие значения с предыдущими. Таким образом, появляется возможность быстро реагировать на изменения, тем самым препятствуя развитию патологии на ранних этапах.

Одними из основных количественных показателей развития той или иной патологии являются степень извилистости [2, с.92] и степень ветвистости [2, с.91]. Алгоритмы по их определению были разработаны ранее и успешно протестированы как на математических моделях, так и на реальных сосудах. Для правильной работы этих алгоритмов требуется в качестве входных данных предоставлять отдельный сосуд. Именно поэтому, целью настоящей работы и является разработка алгоритма вычленения отдельных сосудов на исходном изображении.

Задача разделения сосудистой системы на отдельные сосуды имеет множество сложностей. Очень важно при разделении определить чужие ветви и обойти их, поскольку именно от правильности работы алгоритмов зависит достоверность дальнейших количественных показателей, что, свою очередь, может сказаться на итоговом результате. В ходе детального изучения проблем были выделены следующие подзадачи, которые следует решить:



- предварительная обработка исходного изображения с целью повышения некоторых качеств, облегчающих процесс выделением отдельных сосудов;
- преобразование исходного изображения в бинарное с последующей морфологической обработкой;
- разработка алгоритма восстановления разорванных сосудов;
- разработка алгоритма выделения отдельного сосуда из сосудистой системы.

**Подготовка исходного изображения перед выделением отдельного сосуда** является самой важной частью настоящей работой, поскольку она определяет, насколько ярко будет выделена сосудистая система на исходном изображении. Целью данной подзадачи является максимизация контрастности изображения и удаление помех.

Для решения данной подзадачи сперва следует получить из исходного изображения (рис. 1а) полутоновое. Затем для удобства работы необходимо провести бинаризацию, чтобы вся работа сводилась к поиску решений в двумерной матрице  $M$ , состоящей из нулей и единиц. Полученное изображение состоит из множества связанных между собой белых объектов, среди которых даже невооружённым глазом заметно, что выделить сосуд из сосудистой системы будет довольно сложно (рис. 1б). Для того чтобы избавиться от помех на всём изображении, следует применить эрозию и удалить связанные объекты площадью менее семидесяти пикселей (рис. 1в).

В ходе работы со многими снимками ангиограмм также были обнаружены помехи в районе контура снимка (рис. 1в). Для удаления помех следует проходить по контуру матрицей размером  $10 \times 10$  пикселей, которая постепенно смещается к центру изображения. Данные внутри матрицы будут приняты за помехи и удалены в случае, когда количество объектов больше одного и объект занимает всю область матрицы, что не представляет собой форму сосуда (рис. 1г). Полученное изображение можно считать подготовленным для дальнейшей работы.

Промежуточным этапом является **разработка алгоритма восстановления разорванных сосудов**. В результате эрозии возможен разрыв сосудов, вследствие чего сосуд будет разбит на части и проход по сосуду будет прерван в месте разрыва. Для того чтобы восстановить имеющиеся разрывы, необходимо для всего изображения получить конечные точки. При работе с большим количеством изображений было обнаружено, что в среднем величина меняется в диапазоне от трёх до семи пикселей. Примем за максимальную величину - десять пикселей и для всех точек будем осуществлять проход. Если две точки находятся на расстоянии десять пикселей друг от друга и на исходном изображении до эрозии разрыв отсутствует, то разрыв следует заполнить. Таким образом, мы восстановим разрывы и подготовим изображение для выделения сосуда из сосудистой системы.

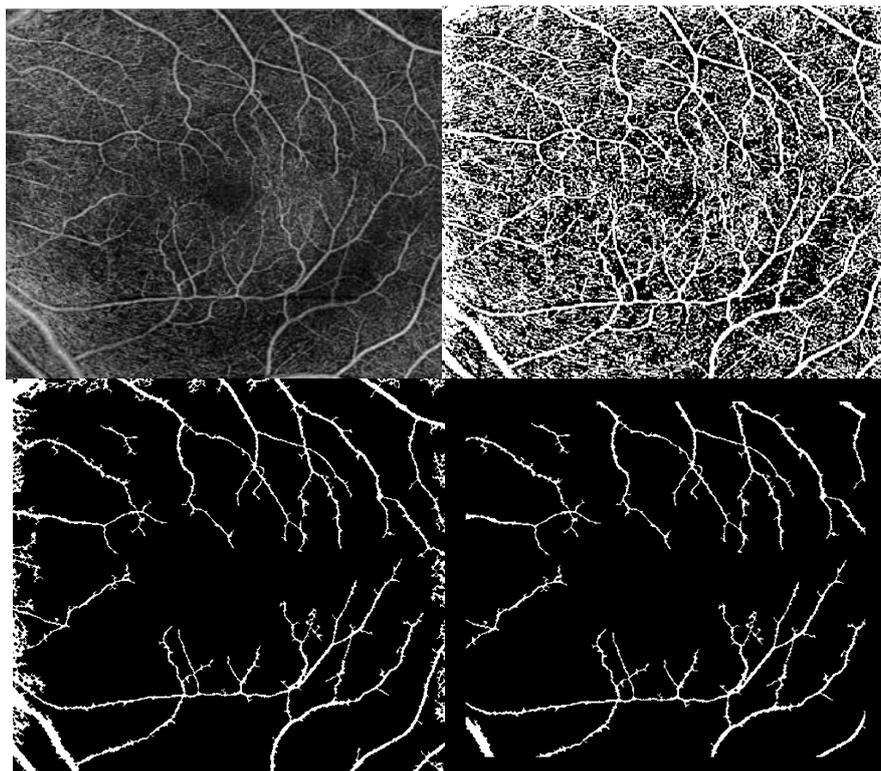


Рис. 1. Исходное изображение: а) результат работы ангиографа, б) результат бинаризации, в) применение эрозии, г) удаление помех с краёв

**Разработка алгоритма выделения отдельного сосуда из сосудистой системы**, в первую очередь, заключается в скелетизации исходного изображения, в результате чего каждый сосуд принимает ширину в один пиксель на каждом шаге. Затем следует осуществить проход по контуру изображения для записи точек начала каждого сосуда.

На вход алгоритму выделения отдельного сосуда подаётся координата начала сосуда. Проход по сосуду осуществляется матрицей  $15 \times 15$  пикселей. Сосуд в рассматриваемой матрице представлен извилистой линией шириной один пиксель (рис. 2).

В процессе прохода по сосуду возможны следующие ситуации: отделение ветви и пересечение сосудов. Обе ситуации начинают рассматриваться алгоритмом в том случае, когда в граничных строках и столбцах рассматриваемой матрицы присутствуют три или более единиц.

Ответвление признаётся алгоритмом при наличии в матрице трёх ветвей. В этом случае алгоритм определяет на контуре исходную точку сосуда  $S$ , точку ответвления  $B$  и множество точек на контуре  $C$  помимо  $S$ . Наличие точек позволяет нам приступить к работе с векторами: первый вектор –  $\overline{SB}$ . Этот вектор характеризует сосуд до ответвления. Следующие векторы  $\overline{BC}_{ijk}$  строятся для всего множества точек контура.

Принято считать, что ветви выходят из основного русла сосуда под углом, меньшим  $90$  градусов. Здесь алгоритм использует векторы для определения угла между векторами. Зададим правило: если косинус угла между первым вектором  $\overline{SB}$  и вектором  $\overline{BC}_{ij}$  меньше нуля, то последний вектор удаляется из



матрицы и дальше не рассматривается. Это частный случай пересечения, который может возникнуть в случае, когда на изображении не отобразился выход чужого сосуда.

0	1	С	0	0	0	1	С	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	В	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	1	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	1	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	1	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0	0
0	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0	0	0	0
1	С	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	1	С	0	0	0	0	0

Рис. 2. Матрица при пересечении

Пересечение признаётся алгоритмом при наличии в матрице четырёх ветвей и минимум четырёх точек на контуре (рис. 2). В этом случае также определяются вектор  $\overline{SB}$  и множество векторов  $\overline{BC}_{ijk}$ . Далее определяются углы между векторами, только в нашем случае нам необходимо определить продолжение исходного вектора. Зададим правило: продолжением вектора  $\overline{SB}$  является такой вектор  $\overline{BC}_{ij}$ , косинус угла с которым будет максимальным. В нашем случае (рис. 4) вектором с максимальным углом по отношению к вектору  $\overline{SB}$  (где  $S_{15\ 12}$  и  $B_{5\ 6}$ ) является вектор  $\overline{BC}_{1\ 2}$ , где косинус примерно равен единице. Результат выделения отдельного сосуда, взятого из изображения выше (рис. 1г) представлен ниже (рис. 3б). Следующим шагом в ход идут алгоритмы определения степени ветвистости и степени извилистости, разработанные ранее.

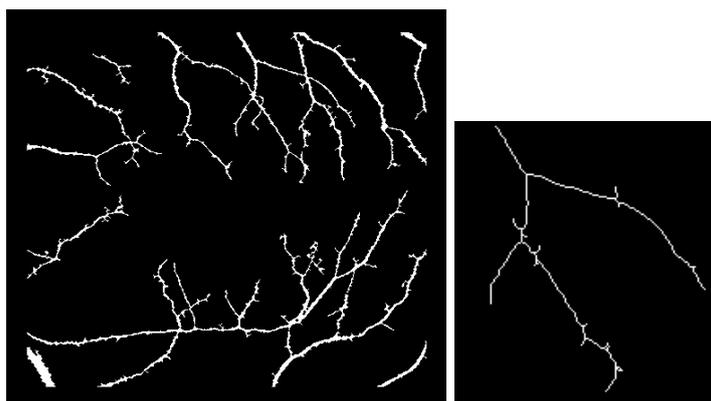


Рис. 3. Результат работы алгоритмов: а) исходное изображение (рис 1г), б) результат выделения сосуда

Представленные алгоритмы перед внедрением в систему компьютерного анализа ангиограмм сетчатки глаза в дальнейшем будут усовершенствованы и оптимизированы. Основным критерием оптимизации является минимизация стираемых в ходе работы алгоритмов данных.



## Литература

1. Хайман Х. Атлас по ангиографии глазного дна [Текст] / Х. Хайман. – М.: МЕДПРЕСС – 2008. – 192с.
2. Дауров С.К., Каркавин А.В. Разработка алгоритмов определения состояния сосудов при компьютерном анализе ангиограмм сетчатки глаза / С.К. Дауров, А.В. Каркавин // Международная научная конференция по информационным технологиям ICIT-2017. – Саратов: Изд-во «Научная книга», 2017. – С. 89–95.

Н.С. Демин, Н.Ю. Ильясова

## ВЫДЕЛЕНИЕ СЕТЧАТКИ ГЛАЗА НА ПОЛУЧЕННЫХ ПОСРЕДСТВОМ ОКТ ДИАГНОСТИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ

(Самарский университет)

### Введение

Диабетическая ринопатия приводит к необратимому снижению зрения и слепоте, ввиду поражения центральных отделов сетчатки глаза отеком [1]. Лечение в свою очередь является довольно сложным. Наиболее эффективным была признана лазерокоагуляция сетчатки [2]. В ходе которой происходит нанесение серии микроожогов в зоне отека, расположение которых либо выставляется с помощью паттерна, либо предварительно планируется и накаливается на изображение глазного дна в режиме реального времени [3].

Однако помимо точности расстановки коагулянтов на результаты лечение так же влияет мощность лазера, которая зависит от толщины сетчатки. Для получения необходимых значений нам необходимо выделить сетчатку глаза полученных посредством ОКТ диагностических изображений.

### 1 Метод Кенни для выделения границ на изображениях

Предметом рассмотрения настоящей работы является класс диагностических изображений полученных посредством ОКТ. На исходных данных имеется четкая структура, представленная слоями. Имеются различные границы, а значит через их выделение, возможна сегментация изображения с последующим нахождением сетчатки глаза. В качестве используемого метода был выбран алгоритм Кенни [4].

Пусть  $A$  – это исходное изображение, а  $G_x$  и  $G_y$  два изображения, на которых каждая точка содержит приближенные производные по  $x$  и  $y$ .

Алгоритм состоит из пяти отдельных шагов:

#### 1. Сглаживание.

Первым шагом является фильтрация шума в исходном изображении. Воспользуемся размытием изображения фильтром Гаусса. Функция Гаусса для двумерного случая: