

СЕГМЕНТАЦИЯ И ОЦЕНКА ПАРАМЕТРОВ КРОВЕНОСНЫХ СОСУДОВ НА РЕНТГЕНОВСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЯХ ДЛЯ ОБНАРУЖЕНИЯ СТЕНОЗА

Понизовский Б.И.

"Системы телемеханики и автоматизации",
e-mail- borispon@systel.ru

Цель статьи- разработка автоматизированного метода обнаружения стенозированных сосудов.

Предлагается надежный и быстрый алгоритм сегментации нечетких рентгеновских изображений сосудов на фоне изображений костей и других сосудов, затенений и наличия значительного яркостного градиента. Предложенный морфологический анализ позволяет отсечь от сегментированного изображения нежелательные связанные объекты, соответствующие пересечениям с изображениями костей и получить точные границы. Этот анализ дает поперечные сечения сосудов без дополнительных вычислений.

Обнаружение и изображение стенозированных сосудов - важная задача. В этой статье мы обсуждаем автоматизированный метод обнаружения стенозированных сосудов на рентгеновских изображениях.

Эти изображения были получены во время ангиографического исследования сосудов. Одна из проблем - недостаточное качество некоторых изображений обусловленное затенениями от изображений других сосудов и костей. Мы предложили алгоритм сегментации, успешно обрабатывающий такие изображения.

Основные методы сегментации основываются на схемах кластеризации и наращивании связанных областей [1]. Ни один из этих методов сам по себе не дает приемлемых результатов на данных изображениях.

Приемлемые результаты получаются на простых изображениях с четкими гладкими границами, без множества внутренних дыр. Поэтому были разработаны гибридные методы. Но эти алгоритмы основываются на компромиссах, улучшении одного желаемого свойства за счет другого и зависят от типа изображения. Поэтому были разработаны гибридные алгоритмы: алгоритмы, основанные на нечеткой логике [3], follicle сегментации [4] и т. д. Цель данной статьи- определение параметров сосудов, таких как отношение ширины сосуда в самой узкой его части к его средней ширине. Надежный и быстрый алгоритм позволил бы полностью автоматизировать обнаружение стеноза в реальном времени.

На изображении (Рис.1а) могут быть мешающие изображения и тени, вызванные пересечениями. Эти тени могут иметь тот же диапазон яркостей, что и полезные объекты. Значения яркости сосуда изменяются вдоль его длины. Алгоритм, основанный на кластеризации и наращивании связанных областей выделит множество ложных объектов и пропустит полезный. Алгоритм, основанный на анализе границ и областей [2,5,6] дает лучшие результаты, но иногда не обеспечивает требуемую точность, а внутренняя область оказывается слишком сложной, с множеством небольших дыр (как для изображения на рис. 1а).

Для приблизительной сегментации мы применили алгоритм, который оказался наиболее быстрым и дает основную часть объекта (80-90%). Для этого выполняется фильтрация: результат для пиксела (x_0, y_0) равен 1, если значение его яркости больше некоторого значения lev , в противном случае результат равен 0. Это значение lev - среднее значение яркости в области $N \times N$ с центром в точке (x_0, y_0) . В результате этой фильтрации с $N=20$ (Рис 1б) получаются приблизительные границы сосудов. Далее, мы выполняем сегментацию, применив простейшую схему наращивания односвязных областей вокруг пиксела который, как мы знаем, принадлежит интересующему нас сосуду. Положение этого пиксела дается пользователем. Но результат этой сегментации не пригоден для измерения параметров сосуда из-за его неточности. Поэтому мы принимаем эту начальную сегментацию в качестве базовой и позволяем дальнейшее наращивание полученной области, но теперь мы применяем более точный алгоритм.

Мы считаем что модель сосуда около его границ может быть аппроксимирована наклонной плоскостью. Поэтому в качестве второго приближения, мы используем алгоритм, на основании комбинации алгоритмов обнаружения краев [5] и [6]. Мы считаем что около краев объект может быть аппроксимирован плоскостью в виде $g(x,y) = \alpha x + \beta y + \gamma$.

Если область $p \times p$ вокруг пиксела (x_0, y_0) может быть разбита на две части, так что плоскости, аппроксимирующие эти части существенно различны, тогда пиксел (x_0, y_0) принадлежит краю объекта. Ориентация линии пересечения этих плоскостей варьируется с целью минимизации ошибки:

$$e^2 = \sum \sum (\alpha_1^* x + \beta_1^* y + \gamma_1^* - g(x,y))^2 + \sum \sum (\alpha_2^* x + \beta_2^* y + \gamma_2^* - g(x,y))^2 \quad (1)$$

где α_1^* , α_2^* , β_1^* , β_2^* , γ_1^* , γ_2^* в свою очередь являются результатами оценок для каждой плоскости по методу наименьших квадратов

Мы считаем, что плоскости существенно различны, когда угол между их нормальными и разность в значениях яркости в точке достаточно велики:

$$(\alpha_1^* \alpha_2^* + \beta_1^* \beta_2^* + 1) / \sqrt{(\alpha_2^* \alpha_2^* + \beta_2^* \beta_2^* + 1)} / \sqrt{(\alpha_1^* \alpha_1^* + \beta_1^* \beta_1^* + 1)} > lev_n \quad (2)$$

$$|(\alpha_1^* x + \beta_1^* y + \gamma_1^*) - (\alpha_2^* x + \beta_2^* y + \gamma_2^*)| > lev_d \quad (3)$$

Эта процедура дает точные края. Но у нас еще осталась задача отсечения ответвлений и определе ния пересечений. Поэтому необходим морфологический анализ. Один из алгоритм скелетизации на основе эрозии описан в [7]. Результат применения аналогичного алгоритма показан на Рис.1с, Рис 2а серыми линиями. Основная идея данного алгоритма - удалять верхний слой пикселей остающейся области до тех пор, пока она остается односвязной. При этом мы присваиваем пикселям остова значения, которые равны количеству удаленных слоев для данного пиксела. Таким об разом, значение пиксела остова показывает расстояние (в пикселях) от него до границы объекта. Теперь, если мы отсечем ответвления остова и выполним дилатацию оставшейся части остова с количеством слоев, равным значению пиксела то получим реальные контуры сосуда. Чтобы удалить лишние ветви, мы должны выбрать линию с максимальной длиной и шириной. Если остов имеет сложную форму, следует применять графы [8].

В нашем случае мы применяем следующий алгоритм. Мы выбираем пиксел на остова с максимальным значением и прослеживаем ветвь до пересечения с другой ветвью. В точке пересечения мы вычисляем среднее значение по пикселям на длине l для каждой из ветвей и выбираем ветвь с максимальным средним. Получающаяся в результате главная часть остова показана на Рис. 1 и Рис.2 белой линией AD. Контурры сосудов для различных изображений показаны на Рис.1с (белая линия 1) и на Рис.2.

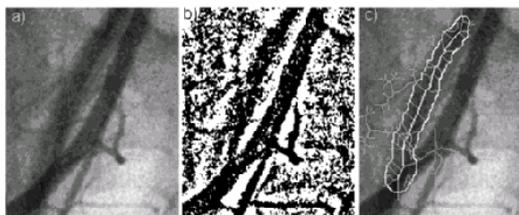


Fig.1

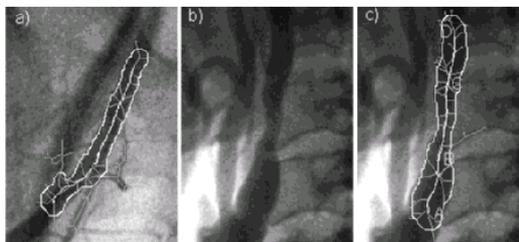


Fig 2

Рис.1. Сегментация сосудов: (а) – исходное рентгеновское изображение сосудов, (b) – результат фильтрации, (с) – контур сосуда (белая линия 1), остов (серая линия), главная часть остова (белая линия AD).

Рис.2. Обнаружение стеноза: (а) – Сегментация изображения сосудов, показанных на Fig.1, стеноз не обнаружен, (b) - исходное рентгеновское изображение стенозированных сосудов, (с) – величина стеноза S=57%.

Отметим что в результате яркость пикселей главной части остова пропорциональна ширине сосуда. Поэтому, если нам необходимо определить область стеноза, мы должны найти на главной части остова область с минимальной яркостью, что соответствует самой узкой части сосуда. В нашем примере- это область на Рис.2с.

Анализ остова позволяет отличать сосуды от других объектов. Мы полагаем, что объект является сосудом, если среднее значение яркости внутренней области меньше чем на краях и его форма имеет вид трубки с отношением ширины к длине меньше некоторого значения. Поэтому были определены два условия: 1) значения яркости пикселей изображения, принадлежащих главной части остова должны быть меньше значений яркости пикселей изображения, принадлежащих краям 2) Длина главной части остова должна быть в k раз больше ширины сосуда.

Описанный алгоритм был протестирован на большом количестве рентгеновских изображений и показал хорошие результаты.

Литература {9}

- [1] Ting-Chuen Pong, L.G.Shapiro, Experiments in segmentation using a facet model region grower ,Computer vision, graphics, and image procesing, 25, 1 (1984) .
- [2] R.M.Haralick and L.G.Shapiro, Image Segmentation Techniques, Computer vision, graphics, and image processing, 29, 100 (1985) .
- [3] W.Park, E.A.Hoffman, M.Sonka, Segmentation of intrathoricic airway trees: a fuzzy logic approach, IEEE trans. Medical imaging, v.17, n.4, p.489 (1998).
- [4] A.Krivanek, M.Sonka, Ovarian ultrasound Image Analysis: follicle segmentation, IEEE trans. Medical imaging, v.17, n.4, p.935 (1998).
- [5] R.M.Haralick, Edge and region analysis for digital Image data, Computer graphics and image processing, 12, 60 (1980) .
- [6] M.H.Hueckel, An operator which locates edges in digital pictures, JACM, 18, 1, p.113-125 (1971).
- [7] A.Rosenfeld, Connectivity in Digital Pictures, JACM, 17,146,1970.
- [8] W.K.Pratt, Digital image processing (NY, 1978).



THE SEGMENTATION AND PARAMETERS MEASUREMENT OF THE X-RAY IMAGE OF VESSELS FOR THE STENOSIS DETECTION

Ponizovskii B.

The purpose of our paper is to determine the stenosis vessels. We propose the reliable and quick segmentation algorithm for the X-ray soft image of vessel on the background of bones and other vessels and with the presence of background shadows and brightness gradients. Our morphological analysis of the image allows to remove the undesirable linkage due to the crossing with the bones and obtain the accurate boundary. This morphological analysis give the vessel width without additional calculations.

One of the important problems is detection and imaging of the stenosis in vessels. In this paper we discuss the automatic stenosis detection on the basis of the X-ray image analysis. This images were produced during angiography that is an X-ray made of blood vessels after the introduction of a radio-opaque substance (contrast medium). The main disadvantage of this approach to the problem is the bad quality of the image. We propose the algorithm of segmentation that resolve this problem.