

СЕГМЕНТАЦИЯ ИЗОБРАЖЕНИЙ ВОЛОКОН И СОСУДОВ ПРИ БОЛЬШОМ УВЕЛИЧЕНИИ

Рассматриваются особенности изображений крупных волокон, а также предлагаются методы их сегментации и трассировки

Введение

Сосуды и волокна характеризуются двумя типами изображений, отличающихся в зависимости от способа приготовления препарата, а именно продольного и поперечного среза препарата исследуемого объекта.

Изображение сосуда и волокна в поперечном срезе представляет собой две окружности с разным полутоновым уровнем, причем одна из них вложена в другую. Плотность полутоновой величины внутренней окружности волокна всегда равномерна, а у сосудов иногда видны элементы содержимого вещества (крови). Их изображение сегментируется по геометрическим параметрам, характеризующим форму.

Изображения сосудов и волокон в продольном срезе представляют собой длинные, протяженные, ветвящиеся объекты. Их выделение достаточно сложная задача, потому что чаще всего эти объекты имеют на разных областях разную полутоновую величину, которая меняется в зависимости от толщины пересечений и наложений друг на друга таких объектов.

Оптимальной характеристикой протяженных объектов является их средняя линия, или скелет. Поэтому в основе методов их сегментации лежат алгоритмы утоньшения [1-4].

Для изображений волокон и сосудов при небольших оптических увеличениях для сегментации достаточно выполнить операцию полутонового утоньшения для изображения с неопределённым фоном [5,6], так как их изображения тонкие, фон не имеет четко выраженных хребтов и почти все хребты на изображении принадлежат сосудам и волокнам.

При больших оптических увеличениях фон носит текстурный характер. Это вносит множество помех в результат полутонового изображения. Поэтому для сегментации в подобных условиях необходимы существенные дополнения. Работ по этой тематике авторы не встречали. На практике для таких изображений обычно применяется пороговая сегментация, предъявляющая высокие требования к качеству изображения. Поэтому проблема сегментации изображений крупных волокон или сосудов является очень актуальной.

Существует несколько алгоритмов сегментации волокон [7,8]. Их работа основывается на определении контура волокна и его средней

линии. Затем проводится отслеживание волокна по средней линии. Отслеживание проводится с помощью определения локального направления, вектор которого ограничен заданной пользователем длиной, скелетом и границами волокна. Иногда для более точного определения направления волокна исследуются различные характеристики волокна, например профиль поперечного сечения [7].

Одним из недостатков этих алгоритмов является то, что средняя линия волокна чётко определяется исключительно на контрастных изображениях. В слабоконтрастных алгоритмы утоньшения приводят к выделению множества линий, не принадлежащих волокну. Другим недостатком является то, что ограничение в количестве анализируемых точек для вычисления локального направления накладывает следующие ограничения: при анализе двух-трёх точек оно приводит к искажению направления, при анализе большого количества точек алгоритмы существенно замедляются.

В данной работе мы предлагаем алгоритм сегментации и отслеживания волокон.

1. Сегментация крупных сосудов или волокон при больших увеличениях

Изображение сосудов или волокон при больших увеличениях является достаточно сложным (рис. 1,а).

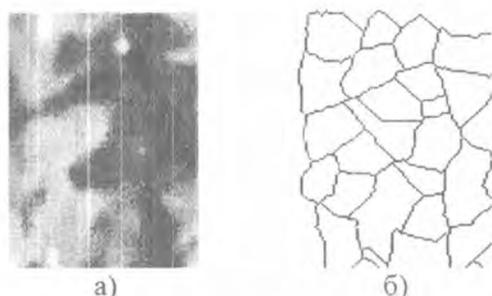


Рис. 1. Изображение нервных волокон головного мозга: а) полутоновое изображения; б) результат обработки изображения волокон методом полутонового утоньшения

Полутоновая величина на фрагментах изображения постоянно меняется, кроме того, многие элементы фона имеют такую же полутоновую величину, поэтому пороговая сегментация не может дать качественного результата. Учитывая то, что средняя линия изображения, принадлежащего непосредственно сосудам, соответствует отдельным хребтам на изображении, в основу сегментации этих объектов можно положить алгоритмы полутонового утоньшения [1-5].

Для того чтобы выделить крупные волокна, недостаточно провести простое утоньшение (рис. 1,б), так как волокна имеют реальную толщину, которой нельзя пренебрегать. В этом случае существует вероятность возникновения линий, не принадлежащих волокну.

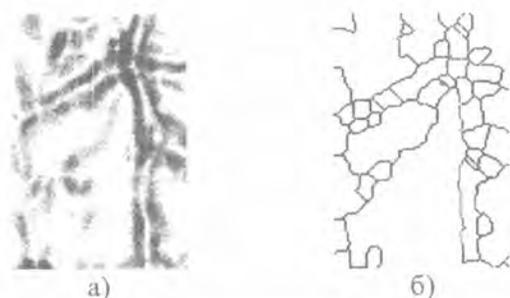


Рис. 2. Результаты обработки изображения волокон методами
 а) градиентной морфологической фильтрации;
 б) утоньшения результата градиентной фильтрации

Основная причина их появления заключается в утоньшении хребтов, характеризующих неровности поверхности волокна и фона, возможные наложения различных элементов фона и волокна друг на друга. В результате скелет лежит в областях, не принадлежащих изображению волокон.

Для определения этих областей необходимо выделить их границы. Для этого проводится операция морфологического градиента (рис. 2,а).

$$I = (I \oplus M) - (I \ominus M),$$

где I – исходное изображение, M – структурный элемент морфологической обработки, \oplus – морфологическая операция дилатации, \ominus – морфологическая операция эрозии.

Затем проводится операция полутонового утоньшения градиентного изображения волокна с удалением хвостов [4]. В результате получается ряд областей (рис. 2,б), некоторые из них принадлежат волокнам. Как указывалось выше, профиль яркости для перпендикулярного сечения волокна напоминает Гауссово распределение и имеет только один максимум. Поэтому в области, соответствующей волокну, будет присутствовать один и только один объект, принадлежащий средней линии или скелету волокна. Область не удаляется, если для неё выполняются следующие условия:

$$\begin{cases} B_l < B < B_h \\ S = 1 \end{cases},$$

где B_l и B_h – минимально и максимально возможная ширина волокна, S – число объектов, соответствующих средней линии.

Для того чтобы получить вышеуказанные характеристики, области измеряются как бинарные объекты. После чего для каждой из областей посредством бинарной операции пересечения с изображением средних линий образуется комбинированное изображение, и для каждой области

можно измерить количество восьмисвязных объектов, принадлежащих скелету исходного изображения. Затем удаляются области, в которых не выполняются данные условия.

В результате удаления областей остаются области, соответствующие крупным волокнам (рис. 3). Для дальнейших операций достаточно объединить области. Таким образом, получается бинарное изображение крупных сосудов.

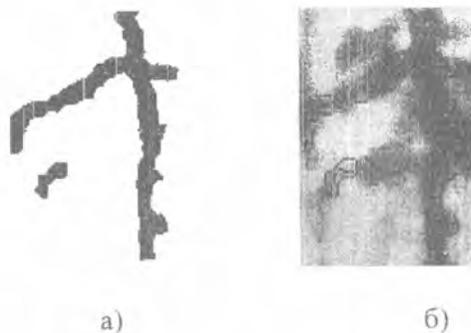


Рис. 3. Результат сегментации крупных волокон:
а) бинарное изображение; б) наложение результата на полутоновое изображение, где серой линией ограничено изображение волокна, а чёрной линией отмечен скелет волокна

В результате удаления областей остаются области, соответствующие крупным волокнам (рис. 3). Для дальнейших операций достаточно объединить области.

Полный алгоритм обработки представлен на блок-схеме (рис. 4). Одной из его особенностей является то, что он состоит из двух ветвей.

Но данный результат характеризует сеть сосудов или волокон. Для получения информации об отдельной ветви сосуда или волокна необходима дополнительная операция идентификации.

2. Идентификация сосудов или волокон

Основная функция сосудов и волокон – направленное распространение. Нервные волокна являются проводниками электрического импульса, по сосудам течёт кровь или какая-нибудь другая жидкость. Одна из задач, которая привлекает исследователей – это отслеживание путей прохождения электрического импульса в нервных волокнах и течения жидкости по сосудам. Этот путь совпадает с бинарным образом исследуемого волокна или сосуда. Поэтому одной из важных задач при исследовании волокон или сосудов является идентификация отдельной ветви, которая выполняется с помощью операции отслеживания ветвей.

Распознавание сосудов или волокон, которые в последующем будут рассматриваться как объекты, основывается на методе итеративного отслеживания. Он заключается в определении пути, который задаётся границей объекта и его средней линией, соответствующей скелету [7,8]. Основные проблемы, которые возникают в этих методах, – это пересечение сосудов или волокон и их ветвление. Эти проблемы решаются с помощью определения направления объекта.

В связи с тем, что и сосуды и волокна по своей природе являются проводниками, они отличаются следующими свойствами [7]:

1. Не меняют резко своего направления.
2. Не меняют резко свою ширину.
3. Профиль сечения волокна и сосудов на большинстве препаратов моделируется Гауссовым распределением. На отдельных препаратах сосуды характеризуются двойным симметричным Гауссовым распределением.

Отслеживание волокна идет по скелету с помощью областей, полученных при утоньшении границ волокон (рис. 5).



Рис. 5. Результат сегментации крупных волокон

При этом вычисляется число пересечений скелета с границами области. Если это число меньше трёх, то данная точка не соответствует пересечению (рис. 6,а) или разветвлению (рис. 6,б). Эту область назовём областью продолжения (рис. 6,в).

Для того чтобы в дальнейшем классифицировать эту область, необходимо сравнить характеристики её соседей, соответствующих пересечениям скелета и границ (рис. 7,а). В этих областях вычисляется угол между отрезком от центра масс области до точки пересечения границы и скелета к горизонтальной оси (рис. 7,в – угол, образованный отрезком DE к горизонтальной оси), который в последующем будем называть углом продолжения, и рассматривается возможность продолжения направления. Для этого пользователю необходимо задать угол возможного поворота волокна на единицу длины. Затем измеряется угол между прямыми от текущей точки к остальным точкам пересечения скелета в области (на рис. 7,б – углы, образуемые отрезками DA, DB, DC к горизонтальной оси). Угол возможного поворота (на рис. 7,б – углы $\angle EDA$, $\angle EDB$, $\angle EDC$) не должен превышать угол, заданный пользователем.

Для упрощения расчетов можно работать не с углами, а с косинусами и синусами, а угол, задаваемый пользователем, перевести в косинус перед обработкой.

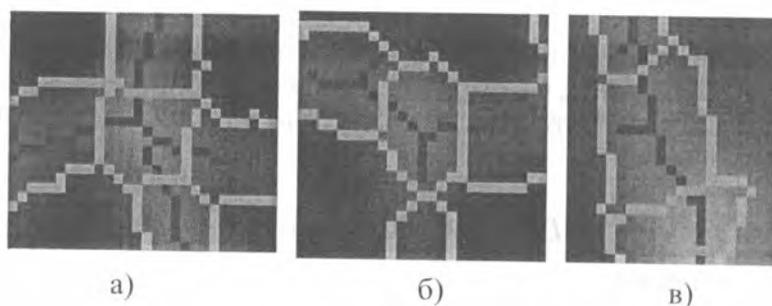


Рис. 6. Примеры анализируемых областей (S – число пересечений скелета с границей области): а) область пересечения ($S=4$), б) область разветвления ($S=3$), в) область продолжения ($S=2$)

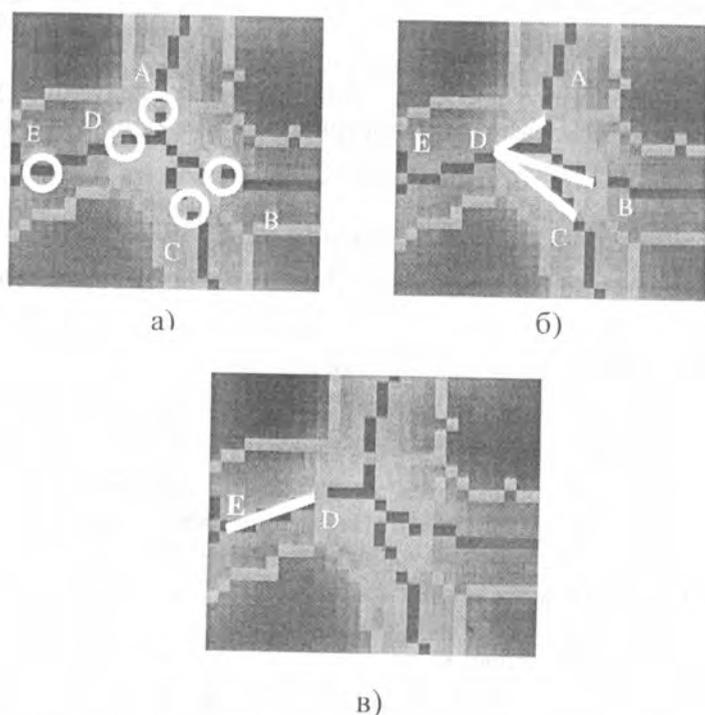


Рис. 7. Иллюстрация основных понятий, используемых при трассировке сосудов или волокон (А,В,С,Д – граничные точки пересечения, Е – точка центра масс): а) точки пересечения скелета и границы области; б) отрезки, соответствующие основным направлениям скелета в области из точки Д; в) отрезок из точки Д до точки центра масс соседней области

Исходя из этого, косинус угла поворота, удовлетворяющего пересечению, будет задаваться следующей формулой:

$$\cos \varphi = \cos Lu,$$

где φ - угол возможного поворота волокна в области, L - длина отрезка между точками в области, u - угол поворота, задаваемый пользователем.

Основываясь на этом, можно выдвинуть следующие условия пересечения областей:

$$\left\{ \begin{array}{l} (\cos(\alpha) > \cos(\beta - Lu)) \text{ OR } (\cos(\alpha) < \cos(\beta + Lu)), \text{ области} \\ \text{пересекаются,} \\ \text{иначе области не пересекаются.} \end{array} \right.$$

где α - угол продолжения соседней области. На рис. 7, в для точки D это угол между отрезком DE и горизонтальной осью, β - угол продолжения проверяемой соседней области, на рис. 7, б это углы, образуемые отрезками DA, DB, DC к горизонтальной оси.

После небольшого преобразования получаем следующие условия, в которых не используются арифметические операции с углами, а все выражено через косинусы:

$$\left\{ \begin{array}{l} (\cos(\alpha) > (\sin(Lu) \cos(\beta) - \cos(Lu) \sin(\beta)) \text{ OR } (\cos(\alpha) < \\ (\sin(Lu) \cos(\beta) - \cos(Lu) \sin(\beta))), \text{ области пересекаются,} \\ \text{иначе области не пересекаются.} \end{array} \right.$$

Если области пересекаются, то они не принадлежат ветвям текущего волокна. В противном случае отслеживание продолжается по одной из областей. Остальные области заносятся в стек, откуда достаются после окончания отслеживания текущей ветви.

Результатом этой обработки является изображение отдельного волокна с его ветвями (рис. 8).

Основным преимуществом данного метода является то, что изображение обрабатывается по областям, и нет необходимости определения вектора направления по скелету и границам объекта, как в [7, 8]. Возможность смещения ветви скелета при утоньшении на несколько пикселей в зависимости от направления освещения может внести существенную погрешность в классификацию точки на разветвление и пересечение. В нашем алгоритме качество повышается в связи с тем, что

обрабатываются области, и направление волокна вычисляется более точно.

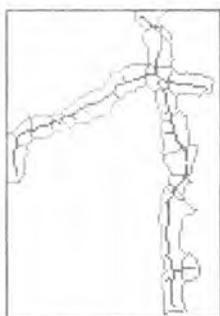


Рис. 8. Области, оставшиеся в результате трассировки волокон

Заключение

В данной работе предложен метод сегментации крупных волокон и сосудов, главной особенностью которого является высокое качество полученного результата (рис. 1, рис. 3,а) при низком качестве изображения, а также алгоритм трассировки волокон или сосудов, который позволяет выделить отдельную ветвь. При использовании алгоритмов цветного утоньшения [9] эти алгоритмы можно применять для цветного изображения.

Эти методы позволяют получить качественную информацию о морфологии отдельного сосуда или волокна и их макроструктуре, которую можно использовать при решении ряда медицинских задач, например, для определения изменения сосудов при диабете, гипертонии, недостаточной васкуляризации (кровоснабжении), атрофических и воспалительных процессах, определения расположения нервных волокон при различных психических заболеваниях.

Литература

1. Wang Ç., Abe. K. A method for gray-scale image thinning: the case without region specification for thinning // Proceedings of the 11th IAPR International Conference on Pattern Recognition. The Netherlands, 1992.
2. Naruse T., Toriwaki J., Fukumara T. Comparative study of thinning algorithms for gray pictures // Trans. IECE, vol. j60-d, no 12, 1977, pp. 1093-1100.
3. Dyer C.K., Rosenfeld A. Thinning Algorithm for Gray-Scale Pictures // IEEE Trans. On pattern analysis and Machine intelligence, vol. Pami-1. No.1 January, 1979.
4. Lam L., Lee S.-W., Suen C.Y. Thinning Methodologies - A Comprehensive Survey // IEEE Trans. On Pattern analysis and Machine intelligence, vol 14. No.9, September 1992.
5. Недзведь А.М., Ильич Ю.Г., Карапетян Г.М. и др.

Компьютерная обработка изображений сосудов и волокон биологических препаратов и изменение их геометрических характеристик // Тез. докл. III науч. конф. по распознаванию и анализу изображений. Кн. 2.- Минск, 1995.- С.110-113.

6. Недзьведь А.М., Абламейко С.В. Утоньшение полутоновых изображений путём последовательного анализа бинарных слоёв // Цифровая обработка изображений.- Вып. 1.- Минск: Ин-т техн. кибернетики НАН Беларуси, 1997.

7. Frame A.J., Undrill P.E., Olson J.A. Structural analysis of retinal Vessels. Sixth international conference on image processing and its application IPA97 conference publication number 443, vol. 2, 14-17 July 1997, pp.824-827.

*Минский государственный
медицинский институт*