

АНАЛИЗ СТРУКТУРЫ СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЫ СЕРДЦА МЕТОДОМ ТРАССИРОВКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ ПРОЕКЦИЙ

*Н.Ю. Ильясова, А.О. Корепанов, А.В. Куприянов, В.Г. Баранов, А.Г. Храмов,
Институт систем обработки изображений РАН
Самарский государственный аэрокосмический университет*

Аннотация

Рассматривается класс изображений, содержащих ветви древовидных структур, на примере изображений сосудистой системы сердца. Описываются алгоритмы трассировки, позволяющие оценивать координаты точек центральных линий сосудов по изображениям проекций, полученных методами рентгеновской ангиографии. Предложен ряд алгоритмов позволяющих осуществлять автоматическое формирование сегментов дерева сосудов. Алгоритмы адаптированы для сложных объектов исследования, характеризующихся низким контрастом и плохим разрешением. По результатам экспериментальных исследований на натуральных и синтезированных изображениях был проведен сравнительный анализ каждого из алгоритмов и выявлены особенности их работы.

Введение

Алгоритм трассировки был разработан для выделения структуры пространственных древовидных объектов на изображениях их проекций и представляет собой алгоритм построения двумерной трассы сосуда. Полученная трасса используется для совмещения проекций до начала работы алгоритма восстановления трёхмерной трассы в задаче пространственной реконструкции реальной трёхмерной топографии коронарных сосудов. Однако область применения двумерной структуры сосуда не ограничивается только геометрической привязкой плоскостей проекций. Сама по себе плоская структура несет в себе диагностическую информацию об объекте исследования. На основе набора двумерных древовидных структур, а также информации о соответствующих проекциях, по которым были восстановлены трассы (первичный и вторичный углы съёмки и др.), возможно формирование пространственной структуры объекта.

В работах [1, 2] мы рассматривали класс изображений, содержащих ветви древовидных структур на примере сосудистой системы глазного дна. Был предложен набор геометрических характеристик, описывающих объекты двумерных структур. Рассматривали методы их расчета. Настоящая работа является развитием методов и алгоритмов трассировки, позволяющих формировать трассу дерева на проекции и на основе неё оценивать диагностические признаки. Метод трассировки, описанный в [1] пре-

дусматривает интерактивное вмешательство пользователя, которое заключается в том, что на критических участках трассы расставляются точки, корректирующие процесс трассировки. Рассматриваемый в настоящей статье подход позволяет производить построение трассы от начала до конца без ручного вмешательства. Кроме того, он учитывает специфику ангиографических изображений, отличающихся низким контрастом и малым разрешением.

Следует ввести несколько вспомогательных определений, которые будут использованы для определения детальной структуры древовидных объектов. Отметим, что для краткости вместо термина «древовидный объект» будем использовать термин «сосуд», подразумевая сосуды кровеносной системы человека. Будем называть узлом часть сосуда, в которой происходит ветвление. Узел характеризуется своей протяженностью в проекциях, а также углом ветвления. Заметим, что помимо узловых точек особыми являются также конечные точки ветвей, или просто концы, и начало (корень) сосуда. Ветвью сосуда называется геометрическое место непрерывной последовательности точек, принадлежащих сосуду и расположенных между двумя соседними особыми точками (узел-узел, узел-конец, корень-узел). Ветвь характеризуется в каждой точке пространственной толщиной, пространственной извилистостью. В целом ветвь характеризуется длиной. Трасса сосуда – геометрическое место серединных точек ветви.

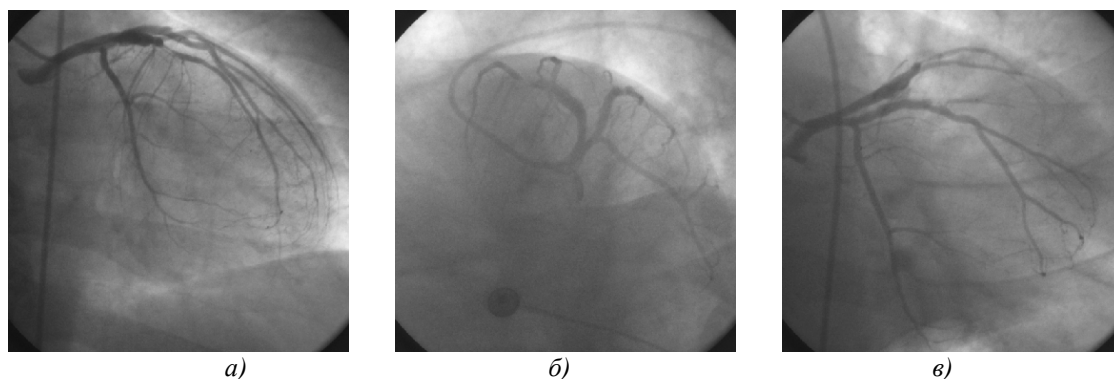


Рис. 1. Примеры изображений проекций коронарных сосудов сердца

Секция – структура, характеризующаяся местоположением одной точки трассы, пространственной толщиной в данной точке, а также локальным направлением сосуда (рис. 2 (а, б)).

Сегмент – последовательный набор секций, полностью описывающий структуру ветви и яв-

ляющийся ее дискретным представлением. Таким образом, сосуд в целом можно описать в виде набора особых точек (концы, узлы, корень), соединенных между собой сегментами, которые в свою очередь описываются набором секций (рис. 2 (в, г)).

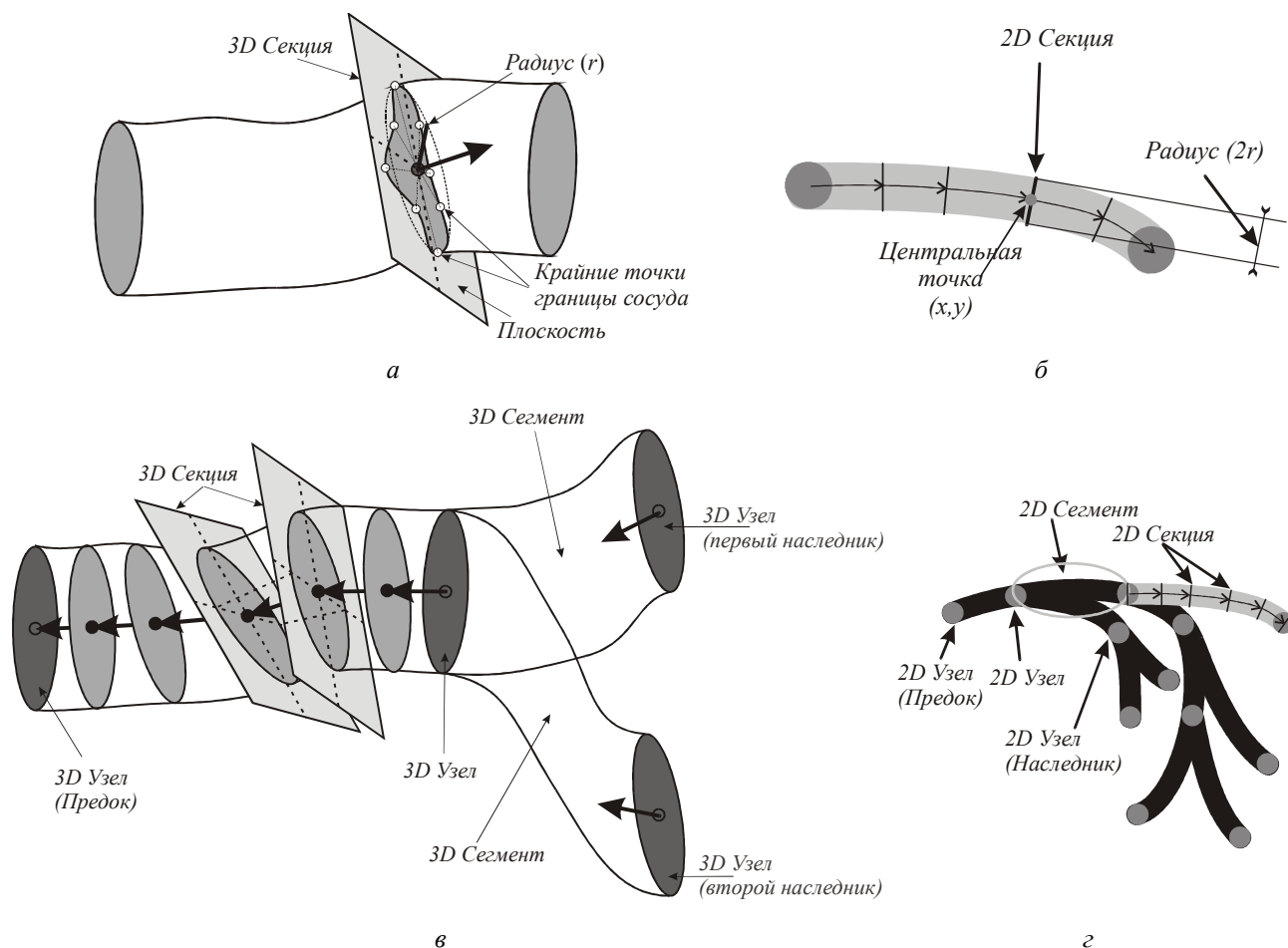


Рис. 2. Плоская и пространственная модели древовидной структуры: а), в) модель 3D секции дерева, 3D дерева, 3D сегмента и 3D узла; б), г) модель 2D секции, 2D дерева, 2D сегмента и 2D узла

Алгоритм двумерной трассировки сегментов дерева

Алгоритм трассировки является пошаговым алгоритмом, на каждом шаге которого определяется текущее оптимальное направление движения по сосуду. В данном направлении осуществляется перемещение на некоторое заданное расстояние от текущей точки. Алгоритм трассировки можно представить совокупностью следующих шагов: 1) выбор оптимального направления движения в данной точке; 2) движение в выбранном направлении; 3) проверка на наличие узла или конца сосуда. Было разработано несколько подходов к восстановлению структуры древовидных объектов, которые различаются методом выбора оптимального направления движения в данной точке. Рассмотрим два подхода. Первый подход использует алгоритм выбора оптимального направления движения на основе анализа распределения интенсивности вблизи текущей точки сосуда. Второй - алгоритм выбора оптимального

направления движения на основе анализа оценки толщины сосуда.

Предварительная обработка изображений проекций

Следует отметить, что в большинстве случаев изображения проекций сосудов имеют низкое качество. Это связано с тем, что медицинское оборудование не позволяет получать высококонтрастные ангиографические изображения вследствие опасности превысить дозу облучения пациента. Точность восстановления целиком зависит от качества исходных изображений. Поэтому для улучшения результатов восстановления структуры необходимо повысить качество обрабатываемого изображения. Ниже представлены результаты работы методов предобработки (рис. 3). Недостаточная контрастность и неравномерное распределение яркости по полю изображения является существенной помехой для выделения сосудов на изображении. Метод выравнивания яркости полутонового изображения позволяет

избавиться от этих недостатков. Для удаления импульсных шумов использовалась ранговая фильтрация, основанная на быстрых алгоритмах вычисления локальных гистограмм распределения и их характеристик. Ранговая фильтрация способствовала также более точному обнаружению узловых точек на изо-

бражении. Для вспомогательных методов восстановления пространственной структуры объекта, таких, как поиск начальной базовой точки на проекциях, определение базового вектора использовалась фильтрация шумов на основе колоколообразного гауссовского согласованного фильтра (BSGMF).

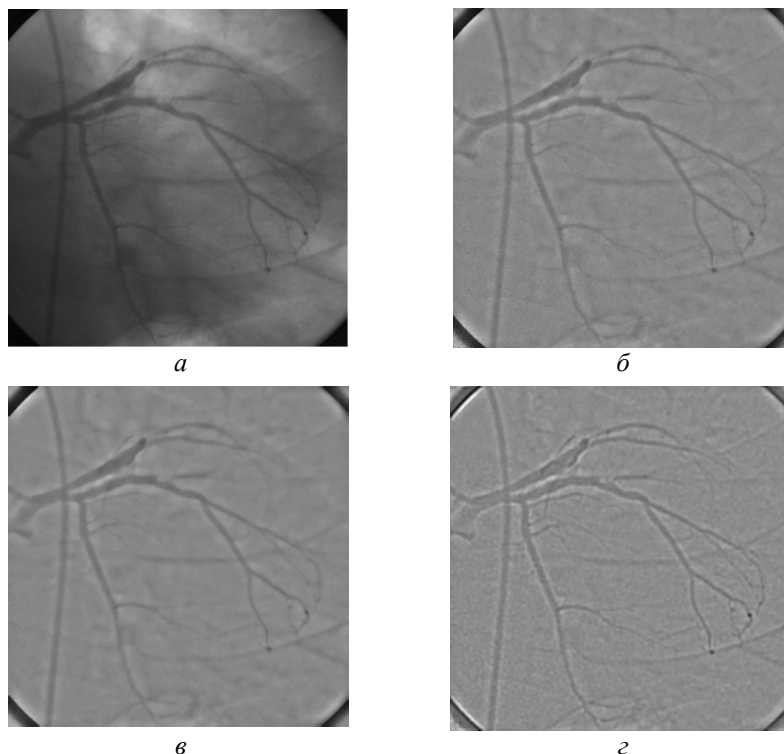


Рис. 3. Восстановление изображения сосудов сердца по данным процесса катетеризации: (а) исходное изображение, (б) выравнивание яркости, (в) ранговая фильтрация, (г) фильтр BSMGF

Алгоритм выбора оптимального направления движения на основе анализа распределения интенсивности вблизи текущей точки сосуда

Предположим, что имеется изображение древовидного объекта (сосуда). Пусть первоначально задана начальная точка на сосуде (x_0, y_0) , которая соответствует корню дерева, а также первоначальное направление φ_0 по сосуду. Будем также считать известной оценку толщины $2R_0$ сосуда в начальной точке (рис. 4). Оптимальному направлению движения в данной точке на изображении соответствует направление по сосуду. Сосуд на ангиографических проекциях имеет интенсивность меньшую, чем фон, следовательно, нам необходимо выбрать направление, вдоль которого интенсивность имеет минимальное значение.

Введем в рассмотрение некоторую функцию $f(x, y, \varphi, R)$, зависящую от функции распределения интенсивности изображения, аргминимум по углу φ которой будет соответствовать углу наклона прямой оптимального направления. Можно несколькими способами определить функцию $f(x, y, \varphi, R)$, примеры определения в непрерывном случае приведены ниже.

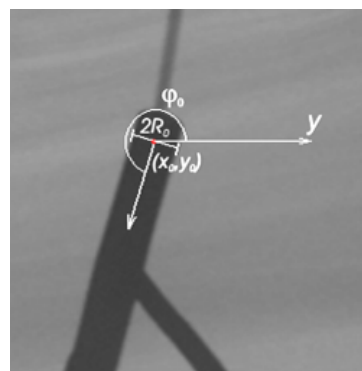


Рис. 4. Начальные данные

Первый способ задания функции:

$$f(x, y, \varphi, R) = I(x + R \cdot \cos(\varphi), y + R \cdot \sin(\varphi)), \quad (1)$$

где (x, y) – координаты текущей точки изображения; φ – угол, отсчитываемый от оси ординат против часовой стрелки, который является углом наклона прямой соответствующей оптимальному направлению движения в данной точке; R – радиус.

Таким образом, в данном случае будет анализироваться только распределение интенсивности вдоль окружности с центром в точке (x, y) и радиусом R (рис. 5).

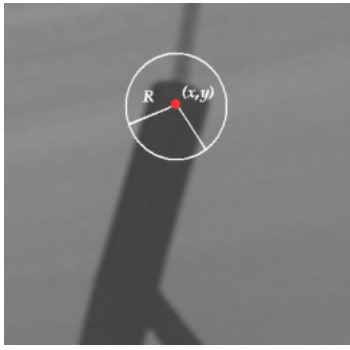


Рис. 5. Набор интенсивности по окружности

Второй способ задания функции:

$$f(x, y, \varphi, R) = \frac{1}{R} \cdot \int_0^R I(x + r \cdot \cos(\varphi), y + r \cdot \sin(\varphi)) dr, \quad (2)$$

где x, y, φ, R - определены выше.

В данном случае происходит набор средней интенсивности по лучам исходящим из данной точки (x, y) и лежащим внутри круга радиуса R (рис.6).

Третий способ задания функции:

$$f(x, y, \varphi, R) = \frac{\int_{\varphi - \nabla \varphi}^{\varphi + \nabla \varphi} \int_0^R I(x + r \cos(\varphi), y + r \sin(\varphi)) dr d\xi}{2 \cdot \Delta \varphi \cdot R}, \quad (3)$$

где x, y, φ, R - определены выше.

В данном случае происходит набор и усреднение интенсивности по некоторому сектору. Конус имеет угловой размер $2 \cdot \Delta \varphi$, радиус R и центр в точке (x, y) .

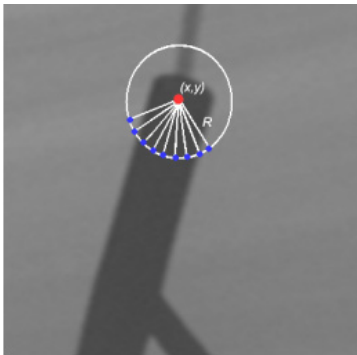


Рис.6. Набор интенсивности по лучам

Таким образом, при фиксированном радиусе, в каждой точке трассы мы имеем функцию от одного аргумента φ , которую обозначим $f_{x,y,R}(\varphi)$. Если имеется сосуд без разветвления, то, задавшись некоторым максимальным углом ψ отклонения сосуда в пределах одного шага, можно построить функцию $f_{x,y,R}(\varphi)$ на интервале $[\varphi_0 - \psi, \varphi_0 + \psi]$. Эта функция имеет примерный вид, показанный на рис. 7. Аргумент минимума этой функции будет соответствовать углу оптимального направления движения.

В общем случае вид кривой показанной на рис. 7 будет зависеть от способа задания функции

$f_{x,y,R}(\varphi)$. В случае, когда имеется не зашумленное или слабо зашумленное изображение, достаточно использовать функцию (1), она наиболее проста и позволит ускорить работу программы. В случае достаточно тонкого сосуда, но при наличии шумов на изображении хорошо работает функция (2). В общем случае лучше всего применять функцию (3), дающую усреднение по сектору. В этом случае на основе уже известных оценок можно подобрать оптимальные параметры дискретизации шага по углу φ , а также угловой размер сферы так, чтобы абсолютный минимум функции $f_{x,y,R}(\varphi)$ соответствовал оптимальному направлению движения.

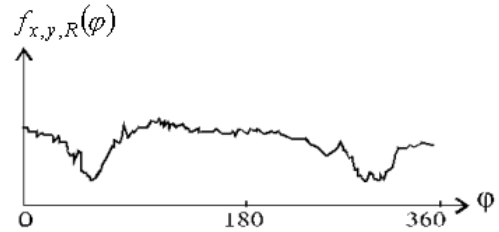


Рис. 7. Набор интенсивности по лучам

Алгоритм выбора оптимального направления движения на основе анализа оценки толщины сосуда

Предположим, что имеется изображение древовидного объекта (сосуда). Пусть первоначально задана начальная точка на сосуде (x_0, y_0) , которая соответствует корню дерева, а также первоначальное направление φ_0 по сосуду. Алгоритм в общих чертах заключается в следующем: делаем шаг в первоначальном направлении, находим новую точку (x_1, y_1) . В новой точке делаем оценку толщины по перпендикуляру $\varphi_{\perp} = \varphi_0 - \frac{\pi}{2}$ к исходному направлению φ_1 . Находим координаты правого края сосуда $A(x_a, y_a)$ и левого края $B(x_b, y_b)$. Далее находим центр отрезка AB $C\left(\frac{x_a + x_b}{2}, \frac{y_a + y_b}{2}\right)$. Направление от исходной точки (x_0, y_0) к точке C обозначим φ_n . Если выполняется условие $\|\varphi_0 - \varphi_n\| \leq \delta$, где δ - некоторая заданная величина максимального отклонения, то найденное направление φ_n , считается оптимальным, точка C принимается за новую точку трассы. В противном случае принимаем $\varphi_0 = \varphi_n$, и повторяем описанную выше последовательность действий для прежней точки (x_0, y_0) .

Данный алгоритм обладает рядом преимуществ: трасса гарантированно состоит из средних точек сосуда, находится наиболее точная оценка толщины в каждой точке трассы с учетом локального направления трассы. Все это приводит к тому, что структура сосуда со всеми ее особенностями отображается наиболее достоверно при дискретном представлении. Экспериментально было

замечено, что алгоритм обладает устойчивостью, то есть при неточном задании начальных данных он в течение нескольких шагов выходит на точную трассу. Недостатками алгоритма является то, что его работа сильно зависит от оценки толщины в каждой точке трассы, что требует использования высокоэффективных методов оценивания толщины. Еще одним слабым местом алгоритма является скорость его работы. На каждом шаге работы алгоритма делается несколько итераций, в каждой из которых должно происходить оценивание толщины сосуда, что существенно тормозит работу алгоритма.

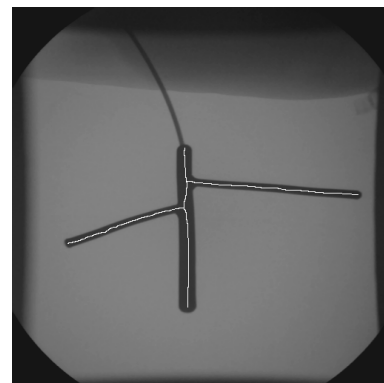
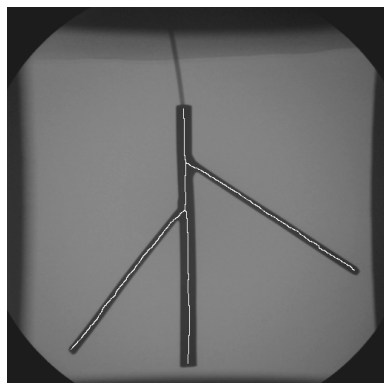


Рис. 8. Пример работы алгоритма 2D трассировки

Итак, возвращаясь к алгоритму построения двумерной структуры сосуда, отметим, что выбор оптимального направления движения в каждой точке трассы представляет наибольшую сложность. После того как мы выбрали оптимальное направление, производится шаг и, таким образом, находится новая точка трассы. Большую сложность представляет детекция оптимальных направлений движения в двумерных узловых точках трассы, а также детекция концов сосудов. В настоящий момент проводятся дополнительные исследования в этой области. На рис. 8 приведены примеры работы алгоритма 2D трассировки.

Заключение

В результате проведенных исследований был разработан ряд методов и алгоритмов трассировки изображений плоских древовидных и сетчатых структур.

Основной областью применения методов являются биомедицинские задачи, связанные с анализом и измерением характеристик кровеносных систем: сосудов глазного дна, сосудов сердца, а также ряд геодезических задач (анализ изображений русел рек, оврагов). Описанные выше методы и алгоритмы используются в настоящее время для создания компьютерной системы диагностики заболеваний сердца. Внедрение разработанных методов в медицинскую практику расширяет возможности существующих медицинских методик, позволяет автоматизировать диагностику ряда заболеваний, осуществлять мониторинг патологических изменений на основе объективных количественных данных.

Литература

1. S.L. Branchevsky, A.B. Durasov, N.Yu. Piyasova, A.V. Ustinov, Methods for estimating geometric parameters of retinal vessels using diagnostic images of fundus // Proceedings SPIE, 1998. Vol.3348. P. 316-325.
2. S.L. Brantchevsky, Yu.V. Vasiliev, A.B. Durasov, N.Yu. Piyasova, 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. P. 236-242.
3. Ильясова Н.Ю., Устинов А.В., Баранов В.Г. Экспертная компьютерная система диагностики глазных заболеваний по изображениям глазного дна // Компьютерная оптика, 1999. №19. С. 202-209.
4. Бронштейн И.Н., Семендяев К.А. Справочник по математике, 1956.