

УДК 004.4

СТВОРЕННЯ СПЕЦІАЛІЗОВАНОЇ КОМП'ЮТЕРНОЇ СИСТЕМИ АНАЛІЗУ ЦИФРОВИХ ЗОБРАЖЕНЬ ЗРІЗІВ НИРКИ ДЛЯ ПОБУДОВИ 3-D МОДЕЛІ КРОВОНОСНОЇ СИСТЕМИ

*Кравченко Д.А., Григорьев А.В., Привалов М.В.
Донецький національний технічний університет*

Введение

Одним из предметов исследования современных медиков является гемодинамика – движение крови по сосудам, возникающее вследствие разности гидростатического давления в различных участках сосудистой системы. Сама кровеносная система человека является достаточно сложной, а малейший дисбаланс в ней способен вызвать серьёзные нарушения в обмене веществ и привести к самым различным патологиям.

Исследования в области гемодинамики находят своё применение как при определении общих патологий, так и при подготовке к операциям шунтирования кровеносных сосудов, где особо важно рассчитать правильное сопротивление участка кровеносной системы: при неоправданном увеличении сопротивления к органу поступит слишком мало крови, уменьшение сопротивления также приведёт к дисбалансу системы – будет уменьшен кровоток к другим органам.

Важным инструментом исследования кровеносной системы является компьютерная томография. Несмотря на то, что современные МР-томографы ещё не способны добраться до мельчайших структур кровеносной системы – в частности, до внутриорганной кровеносной системы, работы над совершенствованием аппаратной части постоянно ведутся как отечественными, так и зарубежными специалистами. В то же время,

математический аппарат для построения 3D-модели кровеносной системы вообще отсутствует.

Рассматриваемое в работе построение 3D-модели по серии фотографий срезов является модельной задачей, по постановке сходной с построением моделей по МРТ-срезам (одинаковый шаг «резки», те же плоскости «среза»).

Таким образом, рассматриваемая задача является актуальной.

Постановка задачи

Дан упорядоченный набор из N фрагментов почки, полученный разрезанием в сагиттальной плоскости: $\Omega = \{\omega_1, \omega_2, \dots, \omega_N\}$. Фрагменты, индексы которых отличаются на 1, считаются соседними.

Каждому фрагменту из $\omega_i \in \Omega$ соответствует два изображения срезов:

1. латеральное f_i , полученное съёмкой в направлении от фрагмента ω_1 к ω_N («вид сверху»);
2. медиальное g_i , полученное съёмкой в направлении от фрагмента ω_N к ω_1 («вид снизу»).

Каждое изображение срезов f (f_i или g_i) задано в виде трёх цветовых каналов (R,G,B): $f = (f^{(R)}, f^{(G)}, f^{(B)})$, где каждый из трёх каналов представляет собой функцию яркости, заданную на цветовой плоскости $P = \{(x, y) \mid x \in \{1, 2, \dots, X_{\max}\}, y \in \{1, 2, \dots, Y_{\max}\}\}$ и принимающую значения в диапазоне $[0, 1]$.

Считается, что каждый фрагмент из Ω представляет собой некоторым образом деформированный усечённый конус (рис. 1, а) или цилиндр малой высоты (рис. 1, б). При этом цилиндр является моделью некоторого центрального фрагмента, имеющего индекс center и максимальную плоскость поверхности. Тогда все фрагменты с индексом $i < \text{center}$ представляют собой усечённый конус, меньшая поверхность которого выше большей, а фрагменты с индексом $i > \text{center}$ – конус, меньшая поверхность которого ниже большей.

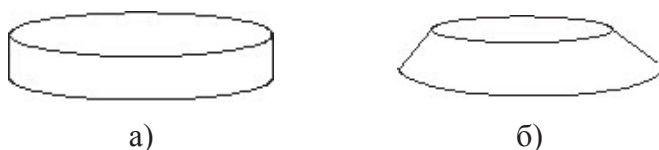


Рисунок 1 – Модели фрагментов почки

Каждому изображению срезов f (f_i или g_i) поставлено в соответствие бинарное изображение $f_out: P \rightarrow \{0,1\}$, равное по размерам изображению f и имеющее в точке (x,y) единичное значение, если соответствующая точка принадлежит большей поверхности и 0 – если не принадлежит. Аналогично для изображений $f_i, i < center$ и $g_i, i > center$ заданы $f_in: P \rightarrow \{0,1\}$, показывающие принадлежность к меньшей поверхности.

Необходимо:

1. Выделить на изображениях местонахождения и радиусы образов сосудов (образы более тёмного, чем цвет фона, близкие по тону к чёрному), в случае если форма отлична от круглой, найти положение, включающее круг максимального радиуса и определить этот радиус.
2. Определить угол поворота каждого из фрагментов относительно фрагмента ω_{center} таким образом, чтобы добиться максимального совпадения большей поверхности меньшего из соседних фрагментов с меньшей поверхностью большего.
3. С учётом полученных координат местоположения образов кровеносных сосудов и углов поворота фрагментов, дающих оптимальное совмещение с соседними, построить 3D-модель, включающую в себя образы поверхностей фрагментов и отложенные на них местоположения образов сосудов.

Входные данные:

1. Набор графических файлов в формате bmp (чтобы избежать появления артефактов, вызываемых сжатием jpeg), соответствующих фрагментам почки. Имена файлов со-

ответствуют номеру фрагмента. Изображения латеральной поверхности расположены в папке LAT, изображения медиальной поверхности в папке MED, т.е. фотографии, например, 4-го фрагмента имеют такие названия: медиальной поверхности – MED\04.bmp, латеральной поверхности – LAT\04.bmp. Размер файлов (в зависимости от размера фрагментов) варьируется от 1075x475 до 2400x1500. Качество изображений удовлетворительное. На ряде снимков имеются заметные помехи в виде белых пятен малых размеров.

2. Набор графических файлов, на которых экспертом выделены наименьшая плоскость (в файлах <номер фрагмента>.in.bmp синим цветом) и наибольшая плоскость (в файлах <номер фрагмента>.out.bmp красным цветом).

Выходные данные:

Текстовый файл, содержащий строки двух типов:

/ y-offset x-coord z-coord R R

где y-offset – смещение «слоя» по оси Y;

x-coord, z-coord – координаты на плоскости центра круга (образа кровеносного сосуда);

R – радиус.

y-offset x-coord z-coord x-coord z-coord ...

где y-offset – смещение «слоя» по оси Y;

x-coord, z-coord – координаты на плоскости точек границы плоскости.

Предобработка и бинаризация

Для увеличения разности между пикселями, принадлежащими образам кровеносных сосудов, и фоном был применен следующий фильтр, суть которого сводится к вычитанию из исходного изображения его размытой копии:

$$f' = (1 + \alpha) \cdot f - \alpha \cdot (f \otimes h), \quad (1)$$

где f – исходное изображение;
 f' – обработанное изображение;
 $f \otimes h$ – операция свёртки изображения с размывающим фильтром h ;
 $\alpha \in [0, +\infty)$ – коэффициент мягкости (при $\alpha = 0$ изображение остаётся неизменным; при увеличении α – становится более резким).

После применения фильтра (1) проводилась бинаризация применением порогового преобразования:

$$f'(x, y) = \begin{cases} 0, & \text{if } (f^R(x, y) < \delta) \& (f^G(x, y) < \delta) \& (f^B(x, y) < \delta); \\ 1, & \text{else;} \end{cases} \quad (2)$$

где δ – порог бинаризации.

Выбор порога бинаризации и сглаживающего фильтра h делался экспериментальным путём. Учитывались:

- визуальное состояние изображения после обработки (1)
- интенсивность добавляемых шумов, цветные артефакты, визуальная оценка резкости изображения;

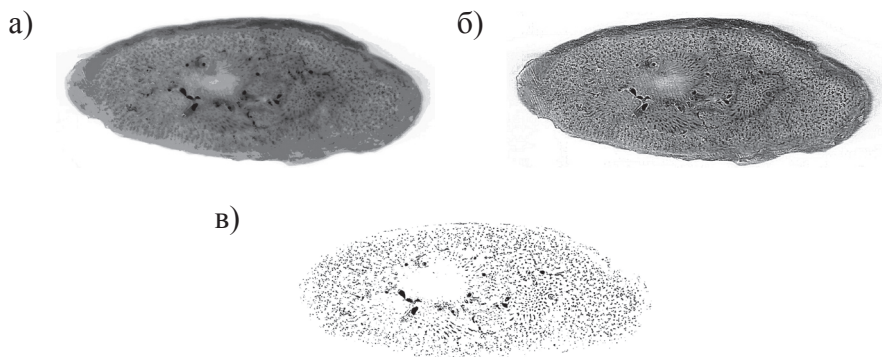


Рисунок 2 – Результаты применения описанной процедуры предобработки: а) исходное изображение; б) после этапа предобработки; в) после бинаризации.

- результат бинаризации (2) – в сравнении с исходным изображением (количество правильно выделенных образов кровеносных сосудов и «ложно» выделенных объектов).

Были рассмотрены: прямоугольный и треугольный фильтры различных размеров (от 3 до 9), а также различные значения параметра α (от 3 до 16). Наилучший результат бинаризации при минимальном добавлении шума и артефактов был достигнут при использовании прямоугольного размывающего фильтра размером 9×9 , который может быть заменён последовательным применением вертикального и горизонтального прямоугольных фильтров размеров 9×1 и 1×9 пикселей, соответственно, $\alpha=10$ и $\delta=1 / 5$. Результаты применения представлены на рис. 2.

Морфологическая фильтрация

Для морфологической фильтрации используется следующая последовательность операций: эрозия, дважды дилатация и снова эрозия:

$$f \otimes h = f \ominus h \oplus h \oplus h \ominus h \quad (3)$$

Здесь первая пара эрозия-дилатация убирает мелкие детали (меньше структурного элемента h), а вторая пара – дилатация-эрозия устраняет зазоры, меньшие элемента h . В качестве элемента h был взят круг радиусом 1 пиксель (или элемент «крест») рис. 3. Результат морфологической фильтрации приведен на рис. 4.

Выделение связных компонент и анализ изображения

Поскольку все связные компоненты значительно меньше размеров изображения, для их построения можно использовать рекурсивный алгоритм, который можно записать в следующем виде:

1. Добавить текущую точку в множество точек компонен-

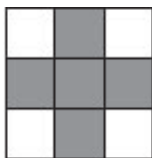


Рис.3. Структурообразующий элемент «крест»

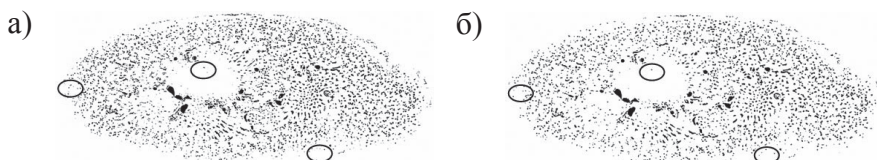


Рисунок 4 – Результаты морфологической фильтрации:
а) после бинаризации; б) после морфологической фильтрации.

ты. Пометить текущую точку как обработанную.

2. Для всех точек соседних с текущей выполнить шаг 3.
3. Если осматриваемая точка не помечена как обработанная и является точкой объекта, применить к ней описываемый алгоритм с шага 1. Вернуться на 2.

Для каждой точки фона каждой из выделенных компонент вычисляется гранулометрическая характеристика, представленная в виде:

$$G(x, y) = \max \{R \mid (f \ominus h_R)(x, y) \neq 0\}, \quad (4)$$

где R – радиус структурообразующего элемента h_R .

Иными словами, вводится некоторое семейство структурообразующих элементов h_R , зависящих от радиуса R (исходя из постановки задачи будут использованы круги радиуса R). При этом, гранулометрическая характеристика точки (x, y) есть радиус максимального элемента h_R , который может быть вписан центром в точке (x, y) без «выступания» за пределы области объекта, т.е. с пустым пересечением с множеством точек фона.

Тогда центр и радиус образа кровеносного сосуда для рассматриваемой компоненты есть:

$$R^* = \max_{(x,y) \in P} G(x, y); \quad (5)$$

$$(x, y)^* = \arg \max_{(x,y) \in P} G(x, y). \quad (6)$$

Выводы

Анализ аппаратных средств в области компьютерной томографии показал, что наиболее перспективным средством для исследования кровеносной системы человека является МРТ, однако на данном этапе их возможности не достаточны для исследования внутриорганных кровеносных структур.

На данном этапе развития техники для отработки разрабатываемых методов возможно использование фотографий срезов органов, сделанных через промежутки примерно 3мм, что отвечает разрешающей способности современных МРТ. Анализ изображений предложено проводить в 5 этапов: предобработка, бинаризация, морфологическая фильтрация, выделение связанных компонент и морфологический анализ. Для предобработки обосновано использование фильтров поднятия резкости. Экспериментальным путём выбраны конфигурация и параметры используемого фильтра и порога бинаризации.

Анализ изображения предложено проводить на базе гранулометрических характеристик полученных связанных компонент элементов структуры кровеносной системы.

Литература

- [1] Аляев Ю. Г., Сеницын В. Е., Григорьев Н. А. Магнитно-резонансная томография в урологии. – Издательство: Практическая Медицина, 2005 г.

- [2] Автоматизация морфологического анализа медико-биологических препаратов // Журнал «Биомедицинская радиоэлектроника», №9, 2003г.
- [3] Р. Гонсалес, Р. Вудс, С. Эддинс «Цифровая обработка изображений в среде MATLAB».
- [4] Гурова О.. Качество жизни. Профилактика. № 5 Сентябрь - Октябрь 2003 [Электронный ресурс]. Режим доступа: <http://www.dobrota.ru/info/info037.htm>
- [5] Алексей Лукин «Введение в цифровую обработку сигналов» – 2002 г., 44с., ил.
- [6] Р.Гонзалес. Р.Вудс «Цифровая обработка изображений», - Техносфера, – Москва 2005г,- 1072с. ил.
- [7] У.Прэтт «Цифровая обработка изображений», - Мир, - Москва, - 1982г,- 310с, ил.
- [8] Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображения / Под редакцией Т.С.Хуанга, - Радио и связь, - Москва, - 218 с.
- [9] Н.Секунов «Самоучитель Visual C++ 6», - эл. книга, 975 с., - ил.
- [10] Григорьев А.В. Нечёткие морфологические операции над изображениями // Сб. науч. работ. - Донецк: ДонИЖТ, 2008. - Вып. 15. - С. 49 - 56.
- [11] Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. Пер. с англ. - М.: Мир, 1989. - 448 с., ил.
- [12] Хуанг Т.С. и др. Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений. Преобразования и медианные фильтры. - М.: Радио и связь, 1984. - 224 с., ил.