

Метод выделения контура и оценки площади сечения сосудов шеи при ультразвуковом исследовании

Аннотация

Предложен метод выделения контура сечения сосудов на ультразвуковых изображениях и оценки их площади в динамике. Метод основан на нахождении перепадов яркости в радиальных сечениях в области сосуда на ультразвуковых изображениях. Для описания границы поперечного сечения сосуда на ультразвуковом изображении и оценки его площади используется метод контурного анализа изображений.

Введение

В современной медицинской практике на помощь врачу приходит все большее количество различных автоматизированных систем, предназначенных как для целей диагностики, так и для проведения сложных хирургических манипуляций. Подобные системы позволяют облегчить рутинный труд врачей и повысить эффективность и безопасность хирургических вмешательств [1].

Ультразвуковое исследование сосудов шеи является эффективным методом диагностики поражений артерий и вен и позволяет выявить, например, утолщения стенок сосудов и атеросклеротические бляшки. Кроме того, исследование сосудов шеи дополняет исследование сосудов головного мозга. Основная сложность, возникающая при автоматизации обработки ультразвуковых изображений, связана с их высокой зашумленностью и существенной нестационарностью помех [2]. Данное обстоятельство затрудняет применение на ультразвуковых изображениях известных способов выделения областей, близких по форме к окружности, например таких, как пороговые фильтры, фильтры Хафа и др. [3]-[9].

Предлагаемый метод выделения границы сосудов на ультразвуковых изображениях является продолжением работ по выделению границ объектов на сложных изображениях. Так,

в работе [10] предложен метод выделения границы диска зрительного нерва, основанный на накоплении отсчетов яркости в сечениях по диагонали. Применение метода, предложенного в работе [10], для выделения границы сосудов на ультразвуковых изображениях вызывает затруднение из-за изменения формы поперечного сечения сосуда. Целью рассматриваемой работы является разработка метода выделения контура сечения сосудов на ультразвуковых изображениях и оценки его площади в динамике.

Метод выделения границы сосудов в радиальных сечениях

Для подавления шума на ультразвуковых изображениях и обеспечения плавности яркостных переходов от сосудов к окружающим тканям на начальном этапе производится предварительная обработка изображений сглаживающим фильтром [3], [4], [8]. При этом выбор параметров и типа сглаживающего фильтра может в конечном счете повлиять на результат обработки. При увеличении апертуры фильтра отмечается существенное сглаживание изображения. Для выделения границы сосудов на начальном этапе требуется указать на изображении сосудов точку (x_c, y_c) , принадлежащую области сосуда. Из данной точки с шагом по углу $\Delta\alpha$ и радиусом R производятся радиальные сечения по яркости $w_n^h, n = 0, 1, \dots, R - 1$, где $h -$

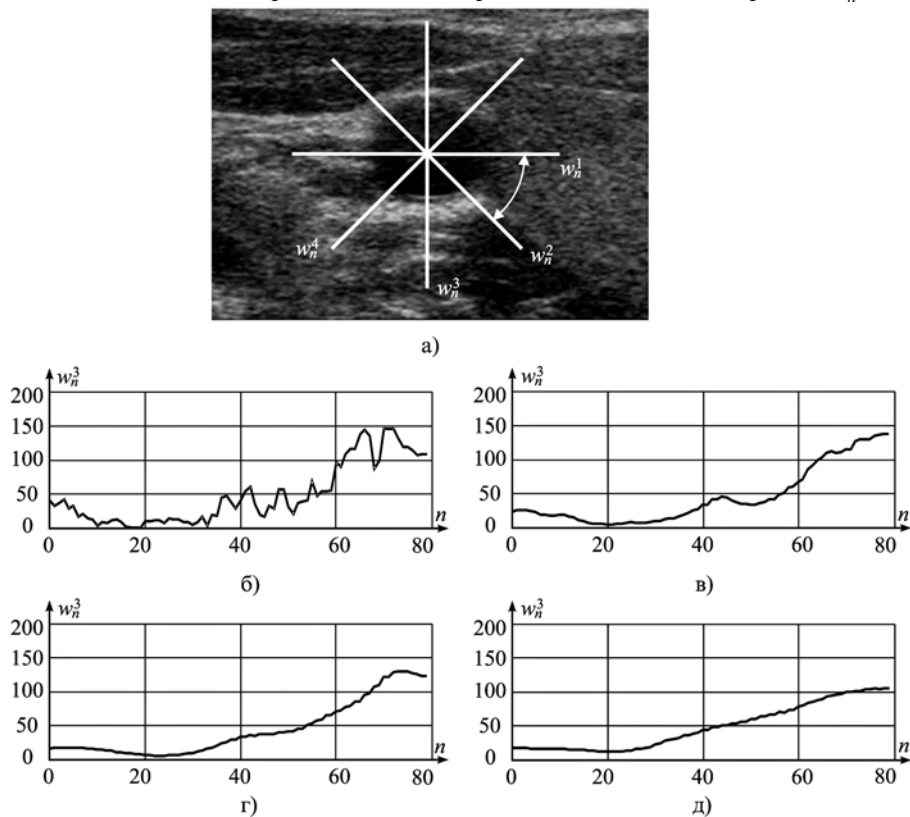


Рис. 1. Организация радиального сечения по яркости на исходном изображении (а) и яркостные портреты в третьем радиальном сечении на исходном изображении (б) и сглаженных изображений с апертурой 7 x 7 (в), 15 x 15 (г) и 25 x 25 (д)

номер радиального сечения. На *рис. 1а* показан принцип организации радиального сечения по яркости на изображении, а на *рис. 1б-д* представлены примеры сечения по яркости в одном из радиальных сечений на изображении сосудов шеи при разной апертуре сглаживающего фильтра.

Далее в каждом яркостном сечении производится выделение перепада яркости. В качестве модели перепада яркости используют ступенчатую функцию $q_m, m = 0, 1, \dots, L - 1$. Положение перепада яркости определяется по максимуму корреляции $K_n^h, n = 0, 1, \dots, R - L - 1$, между функциями, описывающими яркостные портреты в каждом из радиальных сечений w_n^h , и функцией, задающей перепад яркости q_m :

$$K_n^h = \frac{\sum_{m=0}^{L-1} w_{m+n}^h q_m}{\sqrt{\sum_{m=0}^{L-1} (w_{m+n}^h)^2} \sqrt{\sum_{m=0}^{L-1} q_m^2}}$$

Координаты точки на изображении, соответствующие перепаду яркости:

$$x^h = x_c + \left(n_{\max}^h + \frac{L}{2} \right) \cos(2\pi\alpha^h);$$

$$y^h = y_c + \left(n_{\max}^h + \frac{L}{2} \right) \sin(2\pi\alpha^h),$$

где n_{\max}^h – номер максимального отсчета функции корреляции K_n^h ; α^h – угол h -го радиального сечения. На *рис. 2* представлен пример выделения перепадов яркостей, соответствующих границе сечения сосуда.

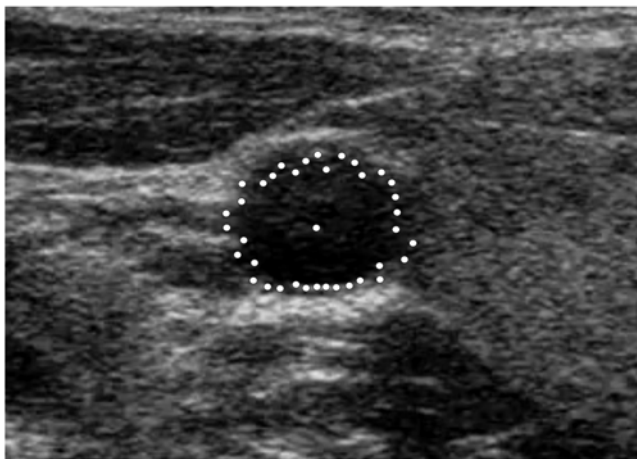


Рис. 2. Перепады яркости, соответствующие границе сечения сосуда

Рассчитанные координаты точек, соответствующие перепаду яркости, используются для определения центра области сосуда. Из-за малого интервала времени между кадрами положение области сосуда в соседних кадрах не может значительно измениться и координаты центра области сосуда используются для обработки последующего кадра.

Формирование границы сосуда и оценка площади

Границу поперечного сечения сосуда на ультразвуковом изображении будем задавать в виде контура Γ , представляющего собой совокупность векторов $\gamma(n), n = 0, 1, \dots, s - 1$, соединяющих точки, соответствующие перепаду яркости в каждом из радиальных сечений. Длина s контура Γ определяется количеством найденных точек. Из-за высокой зашумленности ультразвуковых изображений и нестационарности помех возможно появление артефактов в виде точек, не соответствующих истинному положению границы сосуда. Для устранения артефакта вокруг каждой найденной точки определяется область принятия решения, определяемая радиусом r . Если после-

дующая найденная точка не входит в область принятия решения, то она отбрасывается. На *рис. 3а* рассмотрена ситуация, когда точка 2 не входит в область принятия решения D_1 точки 1 и отбрасывается. Последующей точкой для формирования контура границы сосуда становится точка 3.

Возможен также вариант устранения артефактов сглаживанием контура границы сосуда фильтром скользящего среднего [11]. Контурный фильтр скользящего среднего имеет достаточно простую реализацию. Выходной сигнал контурного фильтра скользящего определяется как

$$\eta(n) = \sum_{k=n}^{k+d-1} \gamma(k).$$

На n -м шаге фильтрации в пределах окна фильтра из d элементов находятся элементы фильтруемого контура $\Gamma = \{g(n), n = 0, 1, \dots, s - 1$, с $g(n)$ по $g(n + d - 1)$ включительно (*рис. 3б*). На *рис. 4* представлен пример сглаженного контура границы сечения сосуда на ультразвуковом изображении.

Для оценки площади S сечения сосуда используем методику расчета площади фигуры, заданной ее контуром, представленную в работе [11]. Для этого необходимо перейти от описания контура $\Gamma = \{\gamma(n)\}, n = 0, 1, \dots, s - 1$, границы сечения сосуда к его суммарному коду $\mathbf{V} = \{\beta(n)\}, n = 0, 1, \dots, s - 1$. При этом $\beta(n) = \gamma(n - 1) - \gamma(n)$. Тогда площадь фигуры, заданной ее контуром, определяется как

$$S = \frac{1}{2} \left| \sum_{n=1}^{s-1} [\beta_1(n-1)\beta_2(n) - \beta_1(n)\beta_2(n-1)] \right|,$$

где β_1 и β_2 – вещественная и мнимая части элемента суммарного кода $\mathbf{V} = \{\beta(n)\}, n = 0, 1, \dots, s - 1$. По результатам оценки площади сечения сосуда в динамике формируется график зависимости $S(t)$.

Таким образом, предложенный метод выделения контура сечения сосудов на ультразвуковых изображениях позволяет автоматизировать процесс оценки их площади в динамике.

Заключение

Высокая зашумленность и существенная нестационарность помех затрудняют применение на ультразвуковых изображениях известных способов выделения областей, близких по форме к окружности. В работе предложен метод выделения контура сечения сосудов на ультразвуковых изображениях и оценки их площади в динамике. Предлагаемый метод является продолжением работ по выделению границ объектов на сложных изображениях. Метод основан на нахождении перепадов яркости в радиальных сечениях в области сосуда на ультразвуковых изображениях. Для описания границы поперечного сечения сосуда на ультразвуковом изображении используется контурное представление в виде совокупности векторов, соединяющих точки, соответствующие перепаду яркости в каждом из радиальных сечений.

Список литературы:

1. Ильслова Н.Ю., Куприянов А.В., Храмов А.Г. Информационные технологии анализа изображений в задачах медицинской диагностики. – М.: Радио и связь, 2012. 424 с.
2. Лукашевич П.В., Залесский Б.А., Кравченко А.И. Сегментация артерии на ультразвуковых изображениях щитовидной железы // Информатика. 2007. № 4. С. 5-11.
3. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В.А. Сойфера; 2-е изд., испр. – М.: Физматлит, 2003. 784 с.
4. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений / 3-е изд. – М.: Техносфера, 2012. 1104 с.
5. Ильслова Н.Ю., Липка Д.Е., Куприянов А.В. Применение искусственных нейронных сетей для оценивания диагностических параметров на биомедицинских изображениях // Компьютерная оптика. 2003. № 25. С. 151-154.

6. Семашко А.С., Крылов А.С., Родин А.С. Поиск границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна с использованием метода активных контуров / Труды 13-й Международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение». – М., 2011. Т. 2. С. 180-183.
7. Ильясова Н.Ю. Методы цифрового анализа сосудистой системы человека. Обзор литературы // Компьютерная оптика. 2013. Т. 37. № 4. С. 511-535.
8. Соифер В.А. и др. Введение в цифровую обработку сигналов и изображений: повышение качества и оценивание геометрических параметров изображений. – Самара: Изд-во СГАУ, 2006. 180 с.
9. Ильясова Н.Ю. Оценивание геометрических признаков пространственной структуры кровеносных сосудов // Компьютерная оптика. 2014. Т. 38. № 3. С. 529-538.
10. Хафизов Р.Г., Танаева Е.Г. Метод выделения границы диска зрительного нерва на изображениях глазного дна // Медицинская техника. 2018. № 2. С. 19-22.
11. Введение в контурный анализ и его приложения к обработке изображений и сигналов / Под ред. Я.А. Фурмана. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. 592 с.

Сергей Аркадьевич Охотников,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра радиотехнических
и медико-биологических систем,
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный
технологический университет»,
г. Йошкар-Ола,
Елена Валерьевна Ким,
ст. преподаватель,
кафедра компьютерных систем,
Ташкентский университет информационных
технологий им. Муххамада аль-Хорезми,
г. Ташкент, Республика Узбекистан,
Динар Гафиятуллоевич Хафизов,
канд. техн. наук, доцент,
Ринат Гафиятуллоевич Хафизов,
д-р техн. наук, профессор,
кафедра радиотехнических
и медико-биологических систем,
ФГБОУ ВО «Поволжский государственный
технологический университет»,
г. Йошкар-Ола,
e-mail: OhotnikovSA@volgatech.net

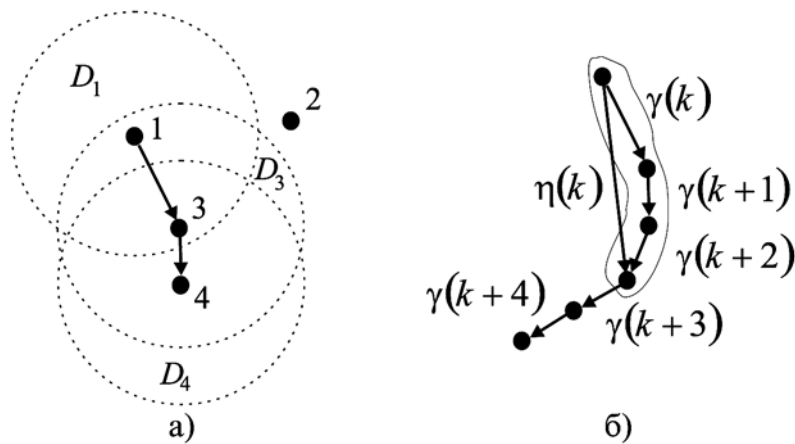


Рис. 3. Пояснение к процессам формирования контура границы сосуда (а) и сглаживания контура границы сосуда фильтром скользящего среднего при $d = 3$ (б)

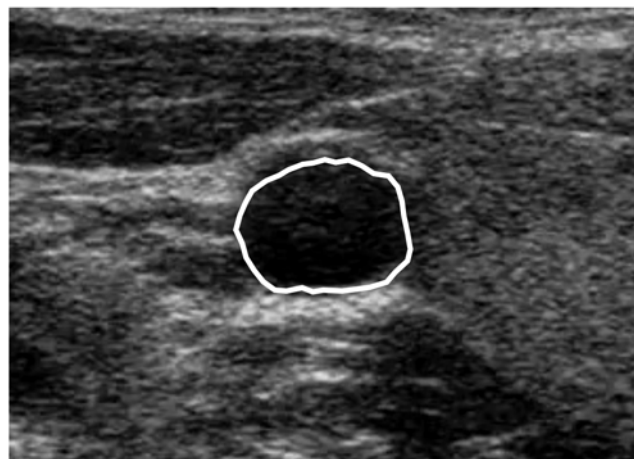


Рис. 4. Сглаженный контур границы сечения сосуда