

ВТОРИЧНАЯ ОБРАБОТКА УЛЬТРАЗВУКОВЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

А. В. Харченко

(представил д.т.н., проф. Г. П. Кулемин)

Предлагается метод вторичной обработки различных типов изображений, позволяющий выделять контуры, характеризующиеся максимальным значением перепада яркости. Данный метод позволяет существенно уменьшить систематические погрешности геометрических измерений сердца, связанных с психофизическими особенностями зрения человека.

При визуализации ультразвуковых изображений основная доля информации содержится в перепадах яркости. При этом психофизические свойства зрения таковы, что контрастная чувствительность зависит от интенсивности окружающего фона и, таким образом, реакция глаза на изменение освещенности является нелинейной [1]. Указанное приводит к тому, что при выделении границ объектов и проведении геометрических измерений возникает систематическая ошибка, связанная с особенностями зрения человека. Устранить эту ошибку можно, используя вторичную обработку ультразвуковых изображений. Для выделения перепадов яркости используются дифференциальные операторы, позволяющие выделять границы и/или мелкие детали. Среди разработанных операторов широкое распространение получили операторы Собела, Кирша и компас - градиентные [2, 3]. Однако применение этих операторов в медицинской практике приводит к тому, что для различных типов изображений, характеризующихся особенностями текстуры и насыщенностью, эффективность выделения границ может быть различной.

Предлагается метод вторичной обработки различных типов изображений, позволяющий выделять контуры, характеризующиеся максимальным значением перепада яркости. При этом выполняются следующие действия.

1. Изображение генерализуется – сглаживается, очищается от шумов и артефактов при помощи оконного фильтра (рис. 1, а).
2. Диапазон изменения яркости изображения нормализуется (т.е. приводится к заданному числу градаций яркости).
3. Для каждой точки изображения вычисляется максимальная полярная разность, определяемая как разность яркостей диаметрально противоположных пикселей на множестве направлений (рис. 1,б).
4. К полученному изображению второй раз применяется преобразование п. 3 и полученная полярная разность второго порядка вычитается

из первой.

5. Для лучшего восприятия полученного изображения, динамический диапазон яркостей приводится к логарифмическому масштабу по формуле

$$I^* = C \cdot \ln(1 + I),$$

где $C = \frac{N_{\max}^2}{(I_{\max} - I_{\min}) \cdot \ln N_{\max}}$ – нормирующий коэффициент; N_{\max} – заданное количество градаций яркости; I_{\max} и I_{\min} – соответственно максимальное и минимальное наблюдаемое значение яркости I^* .

0	0	1	1	1	1	1	0	0
0	1	2	3	4	3	2	1	0
1	2	5	6	7	6	5	2	1
1	3	6	9	10	9	6	3	1
1	4	7	10	12	10	7	4	1
1	3	6	9	10	9	6	3	1
1	2	5	6	7	6	5	2	1
0	1	2	3	4	3	2	1	0
0	0	1	1	1	1	1	0	0

Рис. 1, а. Оконная функция

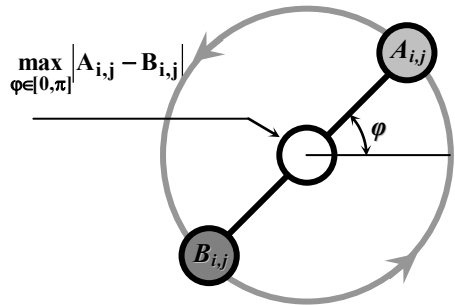


Рис. 1, б. Вычисление полярной разности

На рис. 2 представлены ультразвуковое изображение сердца в растеральной позиции, а также результаты обработки данного изображения, выполненные с использованием оператора Собела и предлагаемого метода оконтуривания. Обработка изображений на ПЭВМ реализована с использованием специально разработанной программы.



Рис.2, а. Исходное изображение

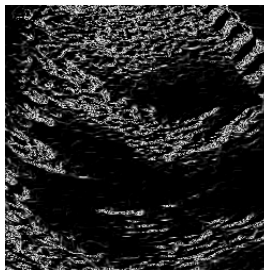


Рис.2, б. Оператор Собела

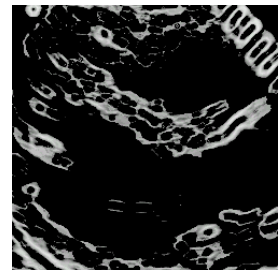


Рис.2, в. Новый оператор

Для определения истинных границ левого желудочка на ультразвуковом изображении (рис. 3, а) была построена диаграмма яркостей в горизонтальном сечении данного изображения (рис. 3, б). В соответствии с этой диаграммой на рисунках выделена область, характеризующаяся максимальным перепадом яркостей на границе желудочка. При сопоставлении данной области с результатом оконтуривания (рис. 3, в), выполненного квалифицированным врачом на основании исходного изображения, была выявлена систематическая погрешность. В тоже время при автоматизированном выделении границ, выполненном с использованием описанного выше метода, такой погрешности не наблюдается.

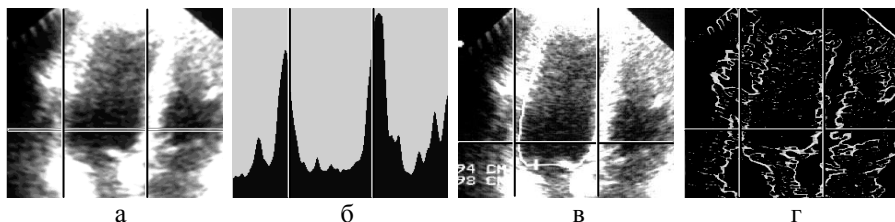


Рис. 3. Сопоставление результатов измерений

Таким образом, предложенный метод обработки обеспечил существенное уменьшение систематических погрешностей измерений, связанных с особенностями зрения человека. Он был применен для диагностирования тромбоэмболии легочной артерии путем измерения индекса отношения медиально - латеральных диаметров правого и левого желудочков. Метод был рекомендован к использованию в отделение клинико - инструментальной и ультразвуковой диагностики патологии внутренних органов и сердечно - сосудистой системы Института общей и неотложной хирургии АМН Украины.

ЛИТЕРАТУРА

1. Прэтт У. Цифровая обработка изображений: Пер. с англ. – М.: Мир, 1982. – Кн. 1. – 312 с.
2. Прэтт У. Цифровая обработка изображений: Пер. с англ. – М.: Мир, 1982. – Кн. 2. – 480 с.
3. Бондарев В.Н., Трёстер Г., Чернега В.С. Цифровая обработка сигналов. – Севастополь: Изд - во СевГТУ, 1999. – 398 с.

Поступила 20.02.2002

ХАРЧЕНКО Алексей Викторович, инженер отделения клинико-инструментальной и ультразвуковой диагностики Института общей и неотложной хирургии АМН Украины. В 2001 году окончил Национальный аэрокосмический университет «ХАИ». Область научных интересов – программно - аппаратные методы выделения признаков кардиологических заболеваний. E-mail: alxmail2000@rambler.ru
