

С. С. САДЬКОВ, И. А. САФИУЛОВА, М. И. ТКАЧУК

ПОЛНАЯ АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ ОБРАБОТКА ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ УЛЬТРАЗВУКОВЫХ СНИМКОВ СЕРДЦА

Рассматриваются особенности построения системы полной автоматизированной обработки и анализа ультразвуковых снимков. Структура системы построена по модульному принципу. Описаны функции каждого модуля и отмечены особенности, реализованных в них алгоритмов. Приведены результаты работы системы и их сравнительная оценка.

Ключевые слова: ультразвуковой аппарат, ультразвуковые снимки сердца, текстурная сегментация, секторная сегментация, левый желудочек сердца, граница левого желудочка.

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) являются основной причиной смертности в России, в том числе, среди людей трудоспособного возраста [1]. Для своевременной и точной диагностики ССЗ необходимо использовать комплексы аппаратных и программных средств. В последние годы широкое распространение получила стресс-эхокардиография — ультразвуковое (УЗ) обследование сердца, проводимое при различных уровнях нагрузки.

Постановка задачи. При проведении стресс-эхокардиографического обследования одного пациента регистрируются 50—250 снимков (кадров), из которых кардиолог анализирует лишь 2—3 кадра, что зачастую существенно влияет на результат диагностики. Поэтому не вызывает сомнений необходимость обработки и анализа всех регистрируемых кадров. Создание автоматизированной системы обработки и анализа УЗ-снимков сердца позволит покадрово отслеживать изменение его параметров, снизить нагрузку на кардиолога, уменьшить время обследования, повысить точность и объективность диагноза.

Структура системы, функции отдельных подсистем и модулей. УЗ-аппарат, построенный на базе современного персонального компьютера, позволяет с помощью специального программного обеспечения для операционной системы проводить интерактивные обследования, вести архив данных и подготавливать отчеты. В УЗ-аппарате предусмотрен экспорт данных (последовательностей видеоизображений и отдельных кадров) по локальной сети с помощью специального формата DICOM (Digital Image and Communications in Medicine) и через видеоинтерфейс S-Video. Таким образом, можно построить внешнюю по отношению к УЗ-аппарату систему, которая взаимодействует с ним через интерфейс S-Video.

Структурная схема системы автоматизированной обработки и анализа УЗ-снимков сердца (программные и аппаратные средства) представлена на рис. 1.

УЗ-датчик формирует последовательность сигналов, на основе которой УЗ-аппарат визуализирует снимки сердца, передаваемые через S-Video-интерфейс по каналу связи на внешний компьютер (на вход платы захвата Pinnacle). Подсистема формирования и предварительной обработки последовательности УЗ-снимков (П1) обращается к драйверу Pinnacle, получая на входе видеосигнал, который разбивается на кадры. Кадры сохраняются в заданном каталоге. Подсистема основной обработки и анализа УЗ-снимков сердца (П2) обрабатывает полученные изображения сердца, рассчитывает основные для диагностики параметры, сохраняет их в базе данных (БД) и формирует отчет.

В подсистеме П1 реализованы следующие функции:

- скорость разбиения на кадры приближается к режиму реального времени;
- полученные кадры сохраняются как полутоновые 8-битовые изображения;

— моменты начала и окончания захвата кадров задаются пользователем; при захвате кадров подсистема сохраняет их в выбранном каталоге с именем `Название_Номер.bmp`, где `Название` задается пользователем, `Номер` соответствует порядковому номеру кадра последовательности;

— предусмотрена возможность просмотра видеоизображений в режиме захвата;
 — частота захвата определяется количеством кадров и временем регистрации;
 — предусмотрена возможность удаления лишних частей кадра (например, его границ);
 — имеется интерфейс подключения модулей расширения;
 — предусмотрена возможность обработки и постобработки изображений с использованием модулей расширений, в которых реализованы алгоритмы улучшения качества изображений (подавление помех, увеличение контраста и др.), а также функции удаления дублирующих снимков, отбора кадров по яркости, формирования полных циклов сокращения сердца;

— имеется файл конфигурации в формате `xml`.

В состав подсистемы П2 входят:

— модуль обработки — выполняет автоматическое выделение камер сердца, рассчитывает их параметры и сравнивает с нормативными (хранящимися в справочниках БД), оценивает локальную сократимость левого желудочка (ЛЖ);

— модуль ввода информации о пациенте (регистрационных данных, результатов анализа и т. д.);

— модуль работы с БД — осуществляет выборку данных о пациенте и обследованиях и сохраняет информацию в базе данных;

— модуль подготовки отчетов — формирует отчет о проведенном обследовании.

Модуль обработки является базовой частью системы и реализует следующие функции:

— первичный анализ снимка, с помощью которого производится определение позиции (позиция — проекция сердца, полученная при установке УЗ-датчика в определенное положение (позицию) на грудной клетке пациента);

— определение границ камер сердца, аорты и состояния клапанов в основных позициях;

— расчет характеристик сердца и сравнение их с нормой;

— анализ сократимости ЛЖ (в том числе, с использованием методики стресс-эхокардиографии);

— построение трехмерной модели сердца.

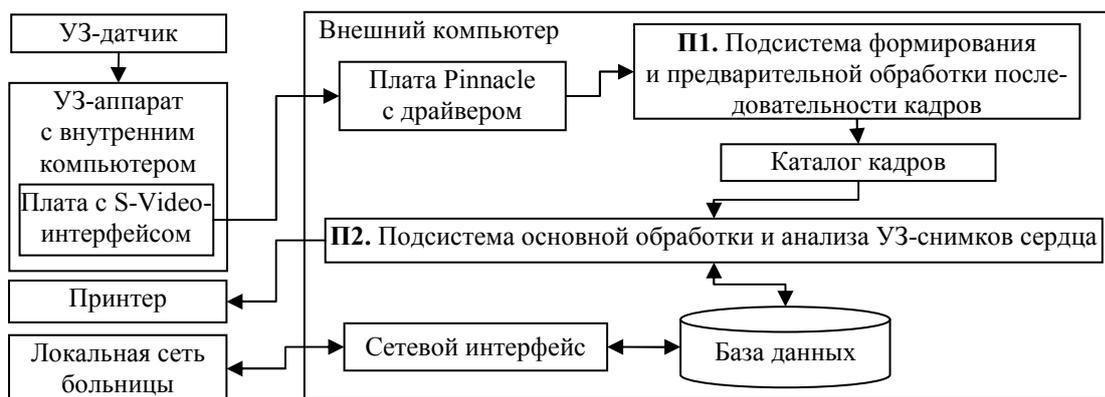


Рис. 1

Алгоритмы обработки и анализа УЗ-снимков сердца. Существуют различные виды снимков, которые можно получить, меняя положение УЗ-датчика. Основными для диагностики ССБ являются следующие позиции: по длинной и короткой осям проекции ЛЖ, двух- и четырехкамерные апикальные [2]. Сначала обработка снимков осуществляется с использованием функций модулей расширений, где удаляются помехи, подавляется шум. Наиболее значимой помехой, влияющей на результат, является полоса М-режима, процесс подавления ко-

торой описан в работе [3]. Затем выделяется полезная (информативная) область снимка (треугольник), внутри которой осуществляется обработка.

Обработка снимков в апикальных позициях (рис. 2). Алгоритм обработки изображений в данных позициях состоит из следующих шагов:

— сегментация изображения на основе текстурных признаков — получение бинарного изображения, (обозначим его через B); данное изображение используется для поиска точек границ ЛЖ;

— получение бинарного изображения на основе контурных преобразований (обозначим его через B_k); данное изображение используется для построения прямоугольника, в который вписан ЛЖ;

— построение описанного вокруг ЛЖ прямоугольника на изображении B_k ;

— выделение ЛЖ;

— вычисление параметров ЛЖ.

Сегментация. В системе при сегментации УЗ-снимков используются семь двумерных и три одномерных текстурных признака изображений [4]. Определение текстурных признаков p_i осуществляется на исходном изображении (обозначим его через A). Каждый признак нормируется в пределах от 0 до 1. Затем подсчитывается число N — сумма модулей отклонений между признаками и точками. Каждая область изображения образуется точками, для которых N минимально или равно нулю:

$$N = \sum_{i=0}^{10} |p_i(j, k) - p_i(l, m)|,$$

где $p_i(j, k)$ — текстурный признак точки с координатами (j, k) ; $p_i(l, m)$ — текстурный признак точки с координатами (l, m) .

После объединения точек в области происходит бинаризация, результатом которой является бинарное изображение B , описываемое функцией $b(x, y)$.

Построение описанного вокруг ЛЖ прямоугольника. После получения бинарного изображения B необходимо определить местоположение ЛЖ на УЗ-снимке, которое задается описанным вокруг ЛЖ прямоугольником. По функции яркости $f(x, y)$ исходного изображения A вычисляется модуль вектора градиента $G(x, y)$ [5]. Для его получения необходимо поочередно выполнить свертку функции $f(x, y)$ с функциями-масками $d_x(x, y)$, $d_y(x, y)$, значения которых рассчитываются следующим образом:

$$d_x(x, y) = -\frac{2x}{\sigma^2 \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}}; \quad d_y(x, y) = -\frac{2y}{\sigma^2 \sqrt{2\pi}} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}},$$

где σ — СКО.

На основе полученного модуля градиента $G(x, y)$ формируется бинарное изображение B_k . Пороговое значение вычисляется как удвоенное среднее модуля градиента.

Правая координата прямоугольника определяется следующим образом: производится суммирование по каждому столбцу бинарного изображения B_k , столбец с максимальным значением суммы, расположенный справа от центра изображения, принимается за правую границу ЛЖ. Остальные координаты определяются экспериментально.

Выделение ЛЖ. На изображении B строится прямоугольник по полученным на предыдущем шаге координатам и определяется его центр тяжести (X_T, Y_T) . Из центра тяжести (ЦТ) проводятся отрезки под углом $\alpha \in [0, 359^\circ]$. Координаты концевой точки отрезка определяются как

$$\left. \begin{aligned} x_i &= X_T - k \cos \alpha; \\ y_i &= Y_T - k \sin \alpha, \end{aligned} \right\}$$

где k — длина отрезка, которая устанавливается начиная со значения 1 и увеличивается до тех пор, пока не будет выполнено условие $b(x_i, y_i) = 1$.

В результате получается совокупность точек $(x_0, y_0), (x_1, y_1), \dots, (x_M, y_M)$ (M устанавливается экспериментально), которые соединяются путем построения выпуклой оболочки, формируя границы ЛЖ.

Вычисление параметров ЛЖ. Основными параметрами ЛЖ являются площадь S , координаты центра тяжести X_T, Y_T , длина L , ширина H и объем V . Длина L — самый длинный отрезок, проведенный через ЦТ под углом β (угол наклона отрезка L к оси OX), ширина H — отрезок, перпендикулярный отрезку L [6].

Для определения объема существуют метод дисков МД) по взаимно-перпендикулярным позициям и метод площадь—длина (МПД) [2]:

$$V_{\text{МД}} = L \sum_{i=1}^{20} a_i^2 \pi / 80; \quad V_{\text{МПД}} = 0,85 S^2 / L,$$

где a_i — диаметр i -го диска.

Далее определяются кадр, где ЛЖ имеет минимальный объем (систола), кадр, где ЛЖ имеет максимальный объем (диастола), фракция выброса (ФВ) крови и полный цикл сокращения ЛЖ [2]. Полный цикл сокращения ЛЖ регистрируется последовательностью из 20—25 кадров, которая начинается и заканчивается диастолой. ФВ, являющаяся одной из важных характеристик для оценки состояния сердца, вычисляется по следующей формуле:

$$\text{ФВ} = \frac{V_{\text{ДО}} - V_{\text{СО}}}{V_{\text{ДО}}} 100 \%,$$

где $V_{\text{ДО}}$ и $V_{\text{СО}}$ — диастолический и систолический объем ЛЖ соответственно.

Аналогичным образом определяются характеристики правого желудочка (ПЖ), левого и правого предсердий (ЛП и ПП).

Пример обработки снимков в апикальных позициях представлен на рис. 2, где a — кадр, соответствующий систоле, b — диастоле; на рисунках выделен ЛЖ, разделенный на 20 дисков, и построены его оси.

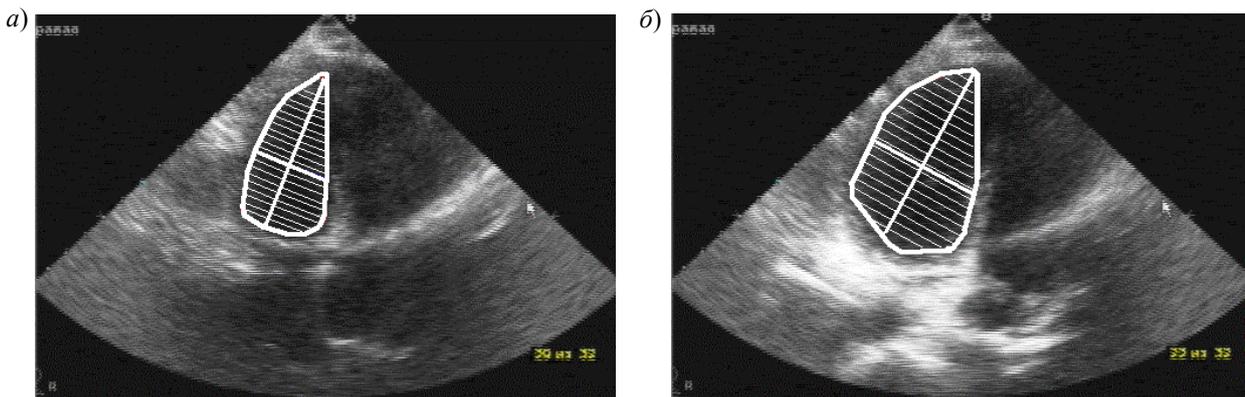


Рис. 2

Обработка снимков в позиции по длинной оси. Алгоритм обработки изображений в позиции по длинной оси, подробно описанный в работе [7], состоит из следующих шагов:

- секторная сегментация;
- выделение сегментов;
- вычисление максимально широкой области в сегменте;
- поиск главных осей и выделение стенок камер сердца и аорты.

Пример обработки снимков в позиции по длинной оси приведен на рис. 3: представлены сегменты (а), в которых располагаются камеры сердца (левый желудочек, правый желудочек, левое предсердие) и аорта (А); на рис. 3, б построены их оси. График изменения длины (l) оси ЛЖ сердца в позиции по длинной оси показан на рис. 4: как видно, длина оси изменяется равномерно (здесь n — номер кадра).

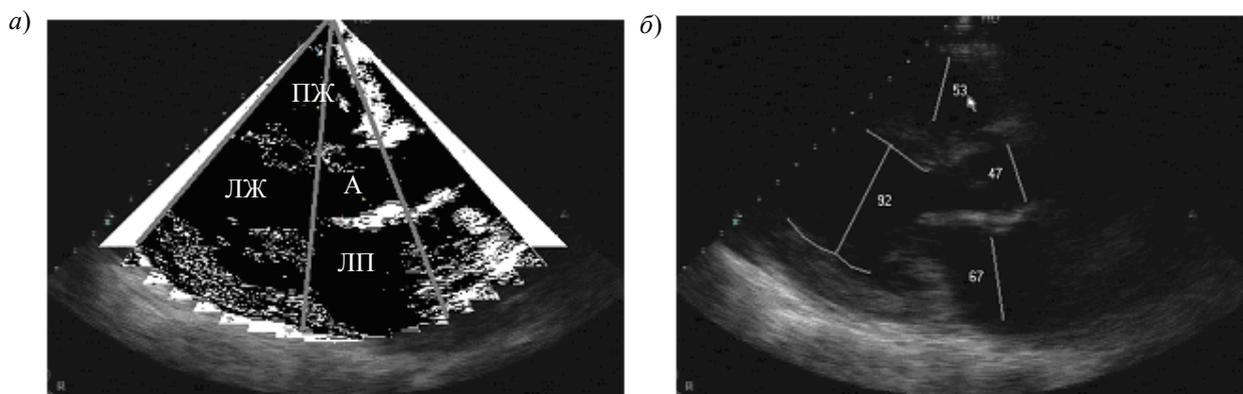


Рис. 3

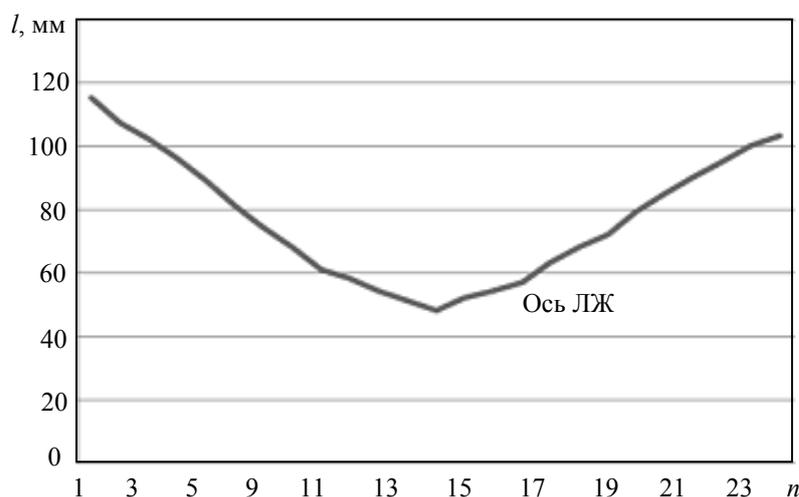


Рис. 4

Обработка снимков в позиции по короткой оси. В позиции по короткой оси ЛЖ аппроксимируется окружностью, для его выделения применяется интегральное преобразование по окружности:

$$h(r, x_0, y_0) = \sum_{x=0}^P \sum_{y=0}^Q b(x, y) \delta[r \cos \Phi(x, y) + x - x_0] \delta[r \sin \Phi(x, y) + y - y_0],$$

где $h(r, x_0, y_0)$ — функция параметрического пространства, описывающая окружность радиусом r с координатами центра (x_0, y_0) ; $\Phi(x, y)$ — функция направления вектора градиента; δ — дельта-функция; P, Q — ширина и высота изображения соответственно.

Параметры (r, x_0, y_0) , при которых функция h принимает максимальное значение, соответствуют радиусу r и координатам центра (x_0, y_0) внутреннего контура ЛЖ [6].

Оценка полученных результатов. Результаты автоматической обработки последовательности УЗ-снимков ЛЖ сердца для апикальной четырехкамерной позиции (см. рис. 2) представлены в таблице. Полученные значения параметров ЛЖ сравниваются с результатами их расчета при тщательной ручной обработке, которые используются как тестовые для

определения отклонений (принятые в таблице сокращения РТ и АТ соответствуют ручной и автоматической технологии обработки; отклонение результатов обозначено символом Δ).

Номер кадра n	L , мм			H , мм			V , мл		
	РТ	АТ	Δ , %	РТ	АТ	Δ , %	РТ	АТ	Δ , %
1	70,65	68,4	-3,1847	44,1	41,85	-5,3020	87,54558	88,103	0,6368
2	71,55	66,6	-6,9182	41,85	40,15	-4,0621	75,786	71,732	-5,3497
3	70,2	68,25	-2,7778	40,95	39,35	-3,9072	70,30157	68,735	-2,2283
...									
654	76,05	72	-6,9182	41,4	40,95	-1,087	75,12589	72,0727	-4,0641

Как показал сравнительный анализ результатов, при автоматической обработке отклонения от результатов, полученных ручным способом, который взят за основу, незначительны: отклонения по длине и ширине составляют в среднем 3,5 %, по объему — 5,2 %, что считается допустимым. При расчете других характеристик (площади, периметра ЛЖ, толщины, массы миокарда и др.), произведенном при обследовании многих пациентов, также было выявлено незначительное отклонение результатов автоматической обработки от ручной, которое в среднем составило от 3 до 6,5 %.

Заключение. Разработанные программные средства позволяют формировать, автоматически обрабатывать и анализировать последовательности УЗ-снимков сердца на компьютере. Система построена по модульному принципу: основным является модуль обработки, в котором реализованы описанные выше алгоритмы; алгоритмы улучшения качества изображения реализованы в виде модулей расширения, что дает возможность создания новых библиотек без переработки всей системы. В системе предусмотрена возможность построения трехмерной модели сердца, что позволяет оценить сокращения камер сердца как визуально, так и по рассчитанным параметрам. Исследования показали достаточно высокую точность системы, отклонение результатов автоматического анализа от ручной технологии в среднем составляет 3,2—4,5 %.

Использование данной системы в отделенческой больнице г. Муром ОАО „Российские железные дороги“ показало, что время обработки 100 кадров составляет от 2 до 5 мин, тогда как при ручной технологии анализ такого объема занимает 2—2,5 ч.

Разработанная система и стандартные программы обработки данных электрокардиограмм могут служить основой для создания автоматизированного рабочего места врача-кардиолога.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Кардиологические центры в России и СНГ [Электронный ресурс]: <URL: <http://www.cardiosite.ru/cardio-russian>>.
2. Шиллер Н. Б., Осипов М. А. Клиническая эхокардиография. М.: Практика, 2005. 344 с.
3. Ткачук М. И. Определение полосы М-режима на эхокардиографических изображениях // Материалы Междунар. науч.-практ. конф. „Новейшие научные достижения — 2009“. Днепропетровск: Наука и образование, 2009. С. 40—45.
4. Haralick R. M. Textural features for image classification // IEEE Trans. 1973. Vol. SMC-3. P. 610.
5. Sanny J. A. Computational approach to edge detection // IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1986. N 8. P. 679—714.
6. Садыков С. С., Ткачук М. И. Анализ сократимости левого желудочка сердца на эхокардиографических снимках // Системы и методы обработки и анализа данных: Сб. науч. статей молодых исследователей. Владимир, 2009. Вып. 1. С. 73—77.
7. Ткачук М. И., Сафиулова И. А. Обработка и анализ эхокардиографических снимков в позиции по длинной оси // Информационные технологии моделирования и управления. 2009. № 5 (57). С. 645—651.

Сведения об авторах

- Султан Садыкович Садыков** — д-р техн. наук, профессор; Муромский институт (филиал) Владимирского государственного университета, кафедра информационных систем; E-mail: sadykovss@yandex.ru
- Ирина Анатольевна Сафиулова** — канд. мед. наук; Отделенческая больница на станции Муром ОАО „Российские железные дороги“, врач-кардиолог; E-mail: irina120779@yandex.ru
- Максим Игоревич Ткачук** — аспирант; Муромский институт (филиал) Владимирского государственного университета, кафедра информационных систем; E-mail: maxim.tkachuk@gmail.com

Рекомендована кафедрой
информационных систем
Муромского института

Поступила в редакцию
14.04.10 г.