

На правах рукописи



ТКАЧУК МАКСИМ ИГОРЕВИЧ

**АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА И АЛГОРИТМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ПАРАМЕТРОВ СЕРДЦА ПО ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ
ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СНИМКОВ**

**Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского
назначения**

**АВТОРЕФЕРАТ
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук**

Рязань – 2012

Работа выполнена на кафедре «Информационные системы» Муромского института (филиала) федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых».

Научный руководитель: **Садыков Султан Сидыкович**
доктор технических наук, профессор

Официальные оппоненты:

Дегтярев Сергей Викторович, доктор технических наук, профессор, ФГБОУ ВПО «Юго-западный государственный университет», декан факультета информатики и вычислительной техники

Алпатов Алексей Викторович, кандидат техн. наук, ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет», доцент

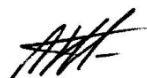
Ведущая организация: ФГБОУ ВПО «Пензенский государственный университет»

Защита состоится «29» мая 2012 года в 12 часов на заседании диссертационного совета Д 212.211.04 в ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет» по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, д. 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке ФГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет».

Автореферат разослан « 19 » 04 _____ 2012 г.

Ученый секретарь
Диссертационного совета



А.Г. Борисов

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) наряду с онкологическими заболеваниями являются главной причиной смертности людей в последние десятилетия. Самой опасной из ССЗ является ишемическая болезнь сердца (ИБС). На ее долю приходится около 20 % смертности населения экономически развитых стран и более 50 % в РФ. Кроме того, в последнее время имеется тенденция к увеличению числа людей молодого, трудоспособного возраста, страдающих ИБС и ее осложнениями.

Ультразвуковое (УЗ) обследование сердца в покое (ЭхоКГ) и под нагрузкой (стресс-ЭхоКГ) является одним из наиболее доступных большинству населения способов диагностики функционального состояния сердца (в том числе и ИБС). При ЭхоКГ обследовании одного пациента регистрируется от нескольких десятков до сотен УЗ снимков сердца, при стресс-ЭхоКГ – от нескольких сотен до тысяч. Врач обычно обрабатывает вручную не больше десяти кадров, остальные просматриваются «на глаз». При этом теряется большой объем данных о функциональном состоянии сердца, не анализируется динамика изменения параметров сердца от кадра к кадру. Это связано с тем, что достоинства методов ЭхоКГ и стресс-ЭхоКГ не реализованы в полном объеме на широко используемых в стране УЗ аппаратах.

Зарубежными ведущими производителями УЗ аппаратов являются фирмы Medison (Accuvix XG/V10/V20, ЕКО 7), Philips (EnVisor), Siemens-Acuson (Acuson 128XP/10), Toshiba (Applio XG, Xario XG).

В России научные исследования по автоматизированной обработке и анализу ЭхоКГ ведутся в различных университетах, среди которых можно выделить следующие: УГМА, Екатеринбург; РГРТУ, г. Рязань; РУДН, г. Москва. Однако результаты этих исследований не доведены пока до коммерческого продукта для широкого распространения.

Основным недостатком, ограничивающим применение широко распространенных в стране систем, является ручная технология обработки и анализа ЭхоКГ кардиологом. В общем плане – это неиспользование в данных системах современных методов и алгоритмов обработки, анализа и распознавания изображений.

В связи с этим актуальной является разработка автоматизированной системы определения параметров сердца по последовательности ЭхоКГ снимков (АСОПС-ПЭС), что позволит провести обработку всей зарегистрированной последовательности снимков обследования, сократить время обработки и анализа каждого снимка, получить новые данные о динамике изменения параметров сердца, повысить точность и объективность диагноза за счет большего количества данных, сформировать единую базу данных обследований и вести статистические исследования ССЗ по различным параметрам.

Целью диссертационной работы является создание системы, обеспечивающей определение требуемых параметров всех ультразвуковых снимков обследования

сердца с высокой скоростью и нужной точностью за счет использования алгоритмов секторной сегментации.

Для достижения данной цели необходимо решить следующие задачи.

1. Обзор и анализ систем, методов, алгоритмов обработки и анализа ЭхоКГ изображений.

2. Разработка и исследование алгоритмов предварительной обработки УЗ снимков сердца.

3. Разработка и исследование (на тестовых и реальных изображениях) алгоритмов выделения границ камер сердца и аорты на ЭхоКГ снимках.

4. Создание автоматизированной системы на основе разработанных алгоритмов, программных средств и современных компьютеров.

5. Разработка технологии проведения УЗ обследований сердца в покое и под нагрузкой с использованием автоматизированной системы.

6. Формирование базы данных обработанных УЗ снимков сердца для научно-статистических исследований.

7. Практическое применение созданной системы в кардиологическом отделении больницы и проведение исследований на группе пациентов.

Объект исследования – последовательность эхокардиографических снимков, полученная в результате УЗ обследования пациентов.

Методы исследования. В работе использованы методы дискретной математики, математической логики, теории множеств, цифровой обработки изображений, математической статистики.

Научная новизна работы

1. Предложен алгоритм сегментации изображений на последовательности эхокардиографических снимков в проекции по длинной оси, отличающийся предварительным разбиением изображения на секторы с равномерной яркостью и позволяющий автоматически осуществить выделение камер сердца и аорты и измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

2. Разработан алгоритм автоматического построения непрерывных границ камер сердца на последовательности эхокардиографических снимков в апикальных проекциях, основанный на предварительном выделении правой и левой стенок левого желудочка, что дает возможность использовать произвольный угол наклона камер без применения шаблонов и осуществлять измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

3. Разработан способ определения признаков нарушения локальной сократимости левого желудочка сердца, заключающийся в анализе вектора смещения его центра тяжести между снимками последовательности эхокардиографических изображений, позволяющий, в отличие от ранее используемого способа разбиения левого желудочка на отрезки, оценить локальную сократимость в парастернальных проекциях.

Практическая ценность работы. Разработанные алгоритмы и программные модули составляют основу автоматизированной системы определения геометрических параметров сердца, применение которой позволит решать следующие задачи практической медицины:

- использовать для постановки диагноза информацию, содержащуюся во всех снимках, полученных в результате обследования;
- исключить субъективные ошибки врача при расчете геометрических параметров сердца;
- сократить время обследования пациентов.

Реализация результатов работы. Разработанная автоматизированная система используется в кардиологическом отделении больницы на станции Муром ОАО «РЖД» и в учебном процессе Муромского института (филиала) ФГБОУ ВПО «Владимирский государственный университет имени А. Г. и Н. Г. Столетовых» в виде цикла практических занятий по дисциплине «Методы и системы цифровой обработки изображений», что подтверждается соответствующими актами.

На защиту выносятся следующие основные результаты работы.

1. Алгоритм и программный модуль сегментации изображений на последовательности эхокардиографических снимков в проекции по длинной оси, отличающиеся предварительным разбиением изображения на секторы с равномерным контрастом и позволяющие автоматически осуществить выделение камер сердца и аорты и измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

2. Алгоритм и программный модуль автоматического построения непрерывных границ камер сердца на последовательности эхокардиографических снимков в апикальных проекциях, основанные на предварительном выделении правой и левой стенок левого желудочка, что дает возможность использовать произвольный угол наклона камер без применения шаблонов и осуществлять измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

3. Способ и программный модуль определения признаков нарушения локальной сократимости левого желудочка сердца, заключающиеся в анализе вектора смещения его центра тяжести между снимками последовательности эхокардиографических изображений, позволяющие, в отличие от ранее используемого способа разбиения левого желудочка на отрезки, оценить локальную сократимость в парастеральных проекциях.

4. Устройства и автоматизированная система обработки и анализа эхокардиографических снимков, позволяющие получить геометрические параметры сердца по последовательности ультразвуковых снимков.

Апробация работы. Основные результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались: на международной конференции «Биомедсистемы 2009» (г. Рязань, 2009); XII международной специализированной выставке «Кардиология 2010» (г. Москва, 2010); всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Высокотехнологичные методы диагностики и лечения заболеваний сердца, крови и эндокринных органов» (г. Санкт-Петербург, 2010); международной научно-технической конференции "Медико-экологические

информационные технологии – 2009" (г. Курск, 2009); IX международной научно-технической конференции «Оптико-электронные приборы и устройства в системах распознавания образов, обработки изображений и символьной информации» «Распознавание – 2010» (г. Курск, 2010).

Публикации. Основные результаты диссертации опубликованы в 20 работах, в том числе в 4 статьях в журналах из перечня ВАК, одной монографии, 6 статьях в других научных журналах и 5 тезисах докладов. Получены 2 патента РФ на полезные модели и 2 свидетельства о регистрации программ для ЭВМ.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы из 114 наименований, 72 рисунков, 9 таблиц. Общий объем диссертации 157 страниц, в том числе 133 страницы основного текста, 12 страниц литературы, 12 страниц приложений.

Работа выполнена на кафедре «Информационные системы» Муромского института (филиала) Владимирского государственного университета имени А.Г. и Н.Г. Столетовых.

Благодарности. Автор выражает искреннюю благодарность научному руководителю д-ру техн. наук, профессору Садыкову С.С. за руководство диссертационной работой, научному консультанту врачу-кардиологу, канд. мед. наук Сафиуловой И.А. за постоянное внимание и поддержку, а также сотрудникам кафедры «Информационные системы» Муромского института ВлГУ за содействие в выполнении работы.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, сформулированы цель и задачи исследований, научная новизна, практическая ценность, приведены результаты реализации работы.

В первой главе дан обзор состояния задачи диагностики ССЗ: рассмотрены основные способы; выявлены наиболее доступные из них для большинства населения страны; определены роль и место УЗ обследований в диагностике ССЗ; рассмотрены аппаратные и программные средства, алгоритмы, системы получения, обработки и анализа ЭхоКГ снимков, отмечены их основные достоинства и недостатки. По материалам данной главы получены следующие основные выводы.

1. При УЗ обследовании одного пациента регистрируется до 400 снимков в четырех основных проекциях (четырёхкамерная и двухкамерная апикальные; парастернальные по длинной и короткой осям).

2. При существующей ручной технологии обработки УЗ снимков врачу требуется от 12 до 192 минут для анализа всех кадров обследования. Врач обычно анализирует от 1 до 10 снимков одного обследования. При этом не удается проследить динамику изменений параметров сердца по всем кадрам, что не позволяет сделать вывод о нарушении локальной сократимости левого желудочка (ЛС ЛЖ) – главного признака ИБС.

3. Зарубежными ведущими производителями УЗ аппаратов являются фирмы Medison (Accuvix XG/V10/V20, EKO 7), Philips (EnVisor), Siemens-Acuson (Acuson 128XP/10), Toshiba (Applio XG, Xario XG) и др. Большое распространение также получили системы фирм Medison (SonoView), Doctor Soft (Stress browser, TTE browser), позволяющие импортировать, архивировать, формировать отчеты, в некоторых (SonoView) реализованы функции полуавтоматической обработки ЭхоКГ снимков (привязка контура к точкам), а системы полной автоматизированной обработки снимков отсутствуют.

В России научные исследования по автоматизированной обработке и анализу ЭхоКГ ведутся в различных университетах, среди которых можно выделить следующие: УГМА, Екатеринбург; РГРТУ, г. Рязань; РУДН, г. Москва. Однако результаты этих исследований не доведены пока до коммерческого продукта для широкого распространения.

4. Существующие алгоритмы выделения границ камер сердца, основанные на текстурной сегментации, морфологических преобразованиях, не учитывают угол наклона камер сердца, прерывистость контуров. Алгоритмы, использующие активные контуры, требуют наличия шаблона – первоначального приближения границы камеры, который итерационно вручную подгоняется под реальную границу, но из-за особенностей каждого снимка сложно подобрать параметры контура (упругость, эластичность, шаг), которые давали бы приемлемые результаты. Кроме того, эти методы являются итеративными. Нет алгоритмов обработки УЗ снимков в позиции по длинной оси.

5. Врачу-кардиологу из-за ограниченных возможностей УЗ аппаратов, технических и программных средств обработки и анализа УЗ снимков сердца не удается обработать и проанализировать всю зарегистрированную последовательность УЗ снимков, проследить динамику изменения параметров сердца во время одного обследования и между обследованиями, оценить ЛС ЛЖ в основных позициях, проводить статистические исследования по различным параметрам.

Приведенные выводы позволили сформировать задачи диссертационной работы.

Вторая глава посвящена разработке и исследованию алгоритмов: подавления помех и шума; обработки ЭхоКГ снимков (сегментация, выделение границ и осей камер сердца); анализа ЛС ЛЖ сердца – основного признака ИБС.

Для подавления спекл-шума были использованы медианные фильтры (в том числе взвешенные и адаптивные), Ли, Кауна, сигма, Рампони и др. Оценивались значения стандартных параметров: СКО и пиковое отношение сигнал-шум (ПОСШ).

Исследования проводились на реальных изображениях в различных позициях (всего было обработано 276 снимков). Их результаты приведены на рисунке 1. Из рассмотренных фильтров для устранения спекл-шума выбран фильтр Рампони, поскольку он обеспечивает минимальное значение СКО и максимальное ПОСШ.

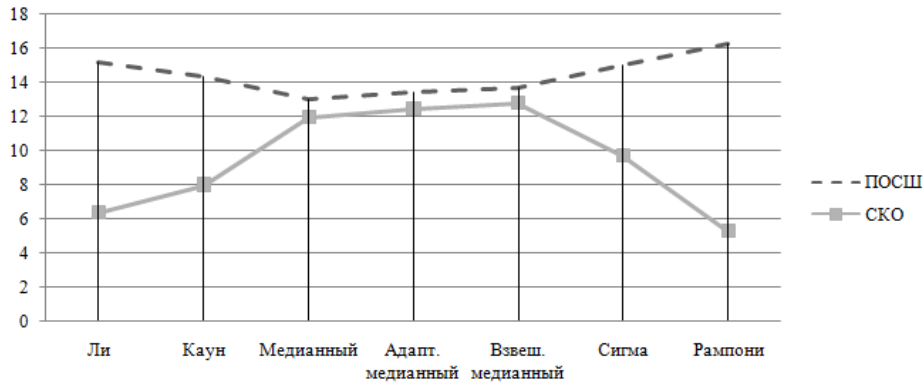


Рисунок 1 – Графики значений СКО и ПОСШ для исследованных фильтров спекл-шума

Кроме спекл-шума на УЗ снимке присутствуют помехи: полоса М режима, формируемая УЗ аппаратом для построения одномерных визуальных срезов.

Полоса М режима сканнера Philips Envisor представляет собой отрезок, состоящий из последовательностей геометрических фигур (для непрерывного изображения – это окружность, поэтому назовем ее также условно и для цифрового) малого радиуса и проведенный из вершины УЗ снимка.

Алгоритм подавления линии М режима А.1 состоит из следующих шагов.

- Градиентное преобразование с использованием операторов Превитта, Собелла или др., результатом которого являются $G(x, y)$ – модуль вектора градиента, $\Phi(x, y)$ – направление вектора градиента.

- Формирование бинарного изображения $b(x, y)$ с использованием порога T , равного среднему значению модуля градиента:

$$b(x, y) = \begin{cases} 1, G(x, y) \geq T, \\ 0, G(x, y) < T. \end{cases} \quad (1)$$

- Вычисление значения функции $h(r, x_0, y_0)$, описывающей окружность радиусом r с центром в точке (x_0, y_0) :

$$h(r, x_0, y_0) = \sum_{x=0}^N \sum_{y=0}^M b(x, y) \left(\sum_{r=1}^3 q(r, x_0, y_0) \right), \quad (2)$$

где $q(r, x_0, y_0) = \begin{cases} 1, x_0 \geq 0 \text{ и } y_0 \geq 0, \\ 0 \text{ иначе.} \end{cases}$

$x_0 = r \cos \Phi(x, y) + x; y_0 = r \sin \Phi(x, y) + y; r \in [1, 3].$

- Вычисление значений функции $v(x, y)$:

$$v(x, y) = \begin{cases} 1, \max_{r=1,2,3} h(r, x, y) \geq T, \\ 0, \max_{r=1,2,3} h(r, x, y) < T, \end{cases} \quad (3)$$

где T – порог, $T \in [12, 16]$ (определен экспериментально).

- Из вершины УЗ снимка под углом $\gamma \in [45^\circ, 135^\circ]$ проводятся отрезки (рисунок 3, а) и подсчитывается сумма значений функции $v(x, y)$ для каждой точки отрезков (определяется, сколько центров окружностей лежит на данном отрезке). Отрезок, для которого вычисленная сумма максимальна, – является полосой М режима.

- Подавление составляющей М полосы медианным фильтром.

На рисунке 2 приведен пример работы алгоритма (*a* – исходное изображение, *б* – после обработки).

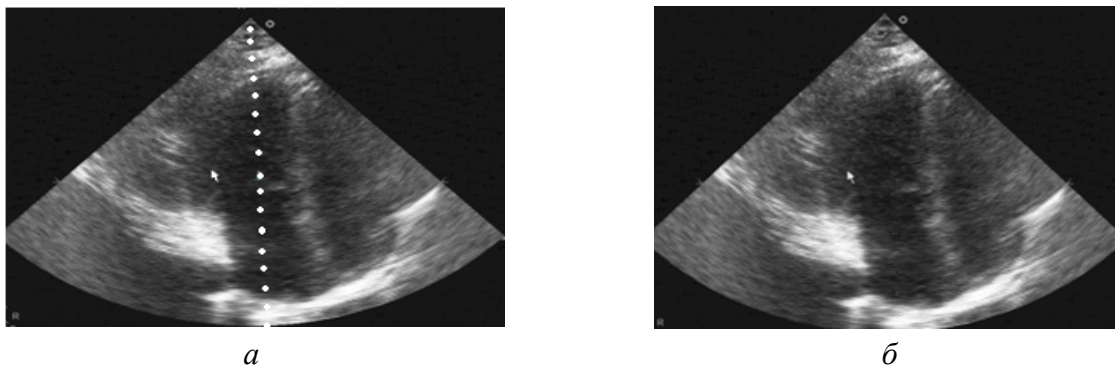


Рисунок 2 – Результат подавления полосы М режима

Алгоритм обработки УЗ снимков в позиции по длинной оси А.2. В основе данного алгоритма лежит секторная сегментация. Это обуславливается тем, что изменение яркости пикселей происходит в локальных областях, которые описываются секторами (например, полезный сигнал на УЗ снимке представляет собой один сектор, полученный от ультразвукового датчика). Алгоритм *А.2* состоит из следующих шагов.

– Секторная сегментация. На УЗ снимок накладывается секторный шаблон, ограниченный отрезками А и Б, проведенными из вершины снимка под углами $\gamma_1 = 45^\circ$ и $\gamma_2 = 135^\circ$ (рисунок 3, *a*). Область внутри шаблона делится на k секторов радианными отрезками, проведенными с определенным интервалом (например, через 5°). Точкам внутри каждого сектора присваивается его порядковый номер, и проводится бинаризация, в результате которой получается изображение $b(x, y)$. Далее исключаются из рассмотрения крайние секторы, в которых уровень яркости минимальный (рисунок 3, *б*). Проведенные эксперименты на 317 изображениях позволили установить порог, равный удвоенному среднему значению функции яркости для секторов, находящихся по краям изображения, для остальных порог равен среднему значению.

– Объединение неисключенных секторов в сегменты выполняется на основе сегментного шаблона, содержащего предварительную разметку (рисунок 3, *б*). В первом сегменте шаблона содержится ЛЖ, во втором – правый желудочек (ПЖ), в третьем – аорта и левое предсердие (ЛП).

– В каждом полученном сегменте выполняется поиск максимально широких темных областей. Пусть каждая ширина области в сегменте описывается функцией вида $h(\gamma_1, \gamma_2, x_0, y_0)$, где γ_1, γ_2 – углы, ограничивающие сегмент, (x_0, y_0) – начальная точка области, лежащая на границе сегмента, проведенной под углом γ_1 из вершины снимка:

$$h(\gamma_1, \gamma_2, x_0, y_0) = \sum_x \sum_y u(x, y), \quad (4)$$

где функция $u(x, y)$ вычисляется по следующему правилу.

1. Берется точка (x_1, y_1) , равная (x_0, y_0) .
2. Вычисляется расстояние K от вершины УЗ снимка до точки (x_1, y_1) .
3. От вершины под углом γ_2 откладывается на расстоянии K точка (x_K, y_K) .
4. Если количество темных точек изображения $b(x, y) = 0$, лежащих на отрезке между точками (x_1, y_1) и (x_K, y_K) , больше $2/3$ длины отрезка, то $u(x, y) = 1$, иначе $u(x, y) = 0$.
5. Если $u(x, y) = 1$, то суммирование продолжается, меняется значение точки (x_1, y_1) (берется следующая точка, лежащая на левой границе сегмента), и повторяются этапы 2 – 4.
6. Если $u(x, y) = 0$, то суммирование прекращается, меняется значение начальной точки (x_0, y_0) .
 - Найденные в каждом соответствующем сегменте максимально широкие области принимаются за соответствующие камеры сердца и аорты.
 - Построение осей камер сердца и аорты (рисунок 3, в). Для этого определяется центр тяжести для каждой найденной области h . Из ЦТ проводятся два отрезка до нижней и верхней границы таким образом, чтобы полученная линия проходила через вершину снимка.

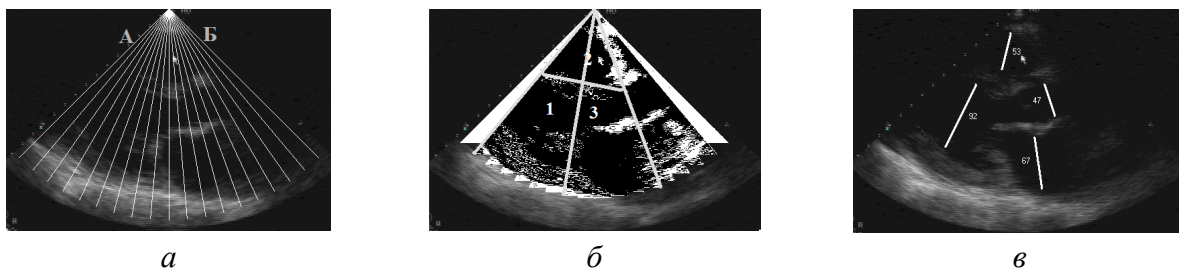


Рисунок 3 – Обработка УЗ снимков в позиции по длинной оси

Алгоритм обработки УЗ снимков в апикальных позициях А.3. Для выделения ЛЖ на снимках в апикальных позициях разработан алгоритм, использующий один из следующих 3 видов сегментации: на основе контурных преобразований; текстурная; секторная.

После сегментации выполняется поиск описанного вокруг ЛЖ прямоугольника (П): (x_1, y_1) – координата левого верхнего угла, (x_2, y_2) – координата правого нижнего угла. Координата правой стороны прямоугольника П определяется следующим образом: производится суммирование по каждому столбцу сегментированного изображения $B(x, y)$:

$$E(x) = \sum_{y=0}^M B(x, y). \quad (5)$$

Столбец с максимальным значением справа от центра принимается $x_2 = \max_{x \in [N/2, N]} E(x)$ за правую границу ЛЖ. Остальные 3 координаты (x_1, y_1, y_2) определены экспериментально. Из центра П проводятся лучи с интервалом в 1, 2, ..., 10 градусов:

$$\begin{cases} x = X - k \cos \alpha, \\ y = Y - k \sin \alpha, \end{cases} \quad (6)$$

где (X, Y) – координаты центра П; k – расстояние от центра (X, Y) до ближайшей светлой точки изображения $B(x, y)$, лежащей на проводимом отрезке.

В результате получается набор пар координат точек $(x_0, y_0), (x_1, y_1), \dots, (x_N, y_N)$, которые соединяются выпуклой оболочкой, внутренние точки которой маркируются как точки ЛЖ.

Результаты сравнительного исследования алгоритмов определения характеристик левого желудочка на тестовых изображениях

Алгоритм	Среднее время обработки одного кадра, с.	Отклонения от ручного выделения			Отклонения от тестовых изображений		
		S,%	V,%	L,%	S,%	V,%	L,%
Контурные преобразования	2,587	7,4	8,5	6,7	5,3	6,2	4,3
Текстурная сегментация	8,739	4,9	5,1	5,8	4,8	5	4,8
Секторная сегментация	1,14	4,3	3,5	3,3	3	3,1	3,5
Метод активных контуров	1,853	6,8	6,9	5,7	4,8	5,4	4,5

Исследования разработанного алгоритма с использованием различных типов сегментации, а также метода активных контуров проводились на созданных тестовых УЗ снимках сердца в апикальных позициях. На каждом изображении были рассчитаны основные характеристики ЛЖ: площадь S , длина L , объем V .

В таблице приведены результаты отклонений характеристик ЛЖ для каждого алгоритма от параметров снимка, а также среднее время обработки одного кадра. Наиболее быстрым с достаточно высокой точностью определения S, V, L является разработанный алгоритм на основе секторной сегментации.

На УЗ снимках в *позиции по короткой оси* для выделения границ ЛЖ используются формулы (4) – (6), диапазон радиуса изменяется от 20 до 60 пикселей.

Способ и алгоритм оценки локальной сократимости левого желудочка сердца А.4. В кардиологии анализ ЛС ЛЖ основан на 16- сегментной модели ЛЖ . В каждой из основных позиций ЛЖ разделяется на несколько сегментов, динамика изменения которых оценивается в полном цикле сокращения ЛЖ.

В работе предлагается способ, основанный на анализе вектора смещения центра тяжести ЛЖ между снимками. Во время сокращения положение ЛЖ и его центра тяжести на снимке должно оставаться неизменным, если УЗ датчик не смещается. При равномерном сокращении ЛЖ изменяются его размеры и положение стенок относительно центра тяжести. При нарушении сократимости происходит смещение ЦТ ЛЖ в сторону сегмента, где произошло нарушение. На рисунке 4 приведена схема алгоритма, реализующего данный способ.

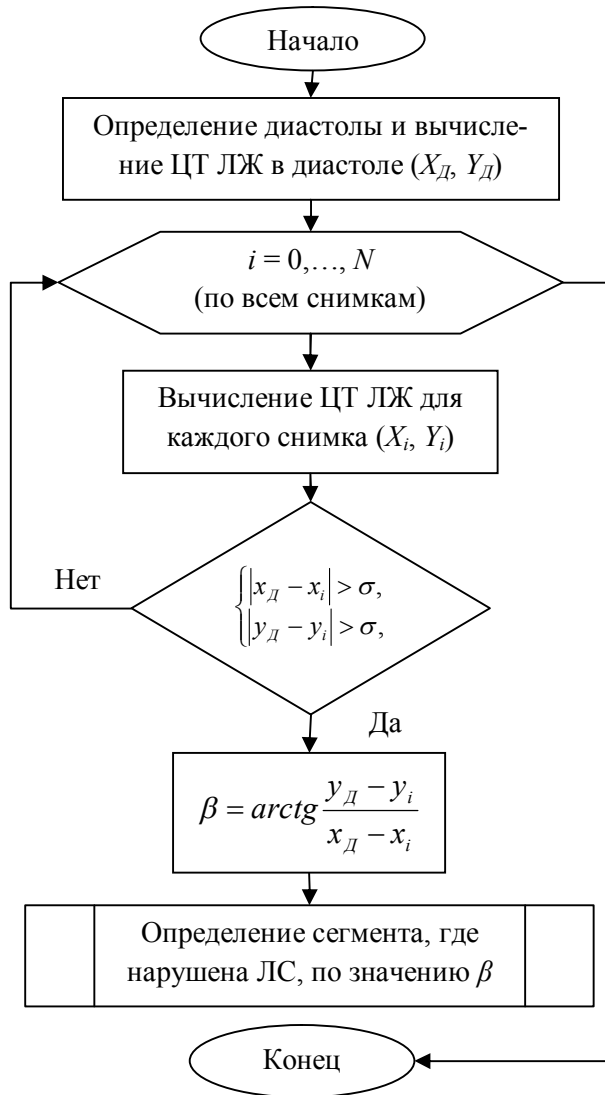


Рисунок 4 – Блок-схема алгоритма

Третья глава посвящена разработке АСОПСППЭС, ее отдельных подсистем и модулей.

Поставленные в первой главе задачи исследования и полученные во второй главе основные научные результаты позволяют определить набор требований к системе в целом и обрабатываемым ею изображениям, ее техническому, математическому, алгоритмическому, программному обеспечению и отдельным подсистемам. АСОПСППЭС должна отвечать следующим требованиям:

- 1) иметь подсистему предварительной обработки снимков, осуществляющую подавление помех, шума, увеличение контраста и т.д.;
- 2) регистрировать видеопоследовательность УЗ снимков, получаемую от УЗ аппарата, разбивать ее на отдельные кадры, преобразуя в 8-битные полутоновые изображения;
- 3) автоматически обрабатывать снимки в основных позициях (выделять границы камер сердца и аорты);
- 4) автоматически рассчитывать необходимые для диагностики параметры выделенных фигур и сравнивать их с установленными нормами;

Приведем пример использования данного алгоритма для определения ЛС ЛЖ в позиции по короткой оси. После определения угла β в зависимости от направления смещения по четвертям к углу β прибавляется следующее значение: первая четверть $\beta + 0$, вторая четверть $\beta + \pi$, третья четверть $\beta + \pi$, четвертая $\beta + 2\pi$.

Если $\beta \in [0^\circ, 60^\circ)$ или $\beta \in [180^\circ, 240^\circ)$, то нарушения произошли в переднем и заднем сегментах.

Если $\beta \in [60^\circ, 120^\circ)$ или $\beta \in [240^\circ, 300^\circ)$, то нарушения произошли в передне-перегородочном и задне-боковом сегментах.

Если $\beta \in [120^\circ, 180^\circ)$ или $\beta \in [300^\circ, 360^\circ)$, то нарушения произошли в задне-перегородочном и боковом сегментах.

- 5) производить анализ локальной сократимости ЛЖ;
- 6) выявлять отклонения от нормы и информировать врача о них;
- 7) позволять ввод дополнительной информации о пациенте;
- 8) сохранять всю полученную и вычисленную информацию в БД;
- 9) формировать отчеты по результатам обследования каждого пациента и различные статистические отчеты;
- 10) затрачивать минимум времени для обработки и анализа результатов обследования одного пациента.

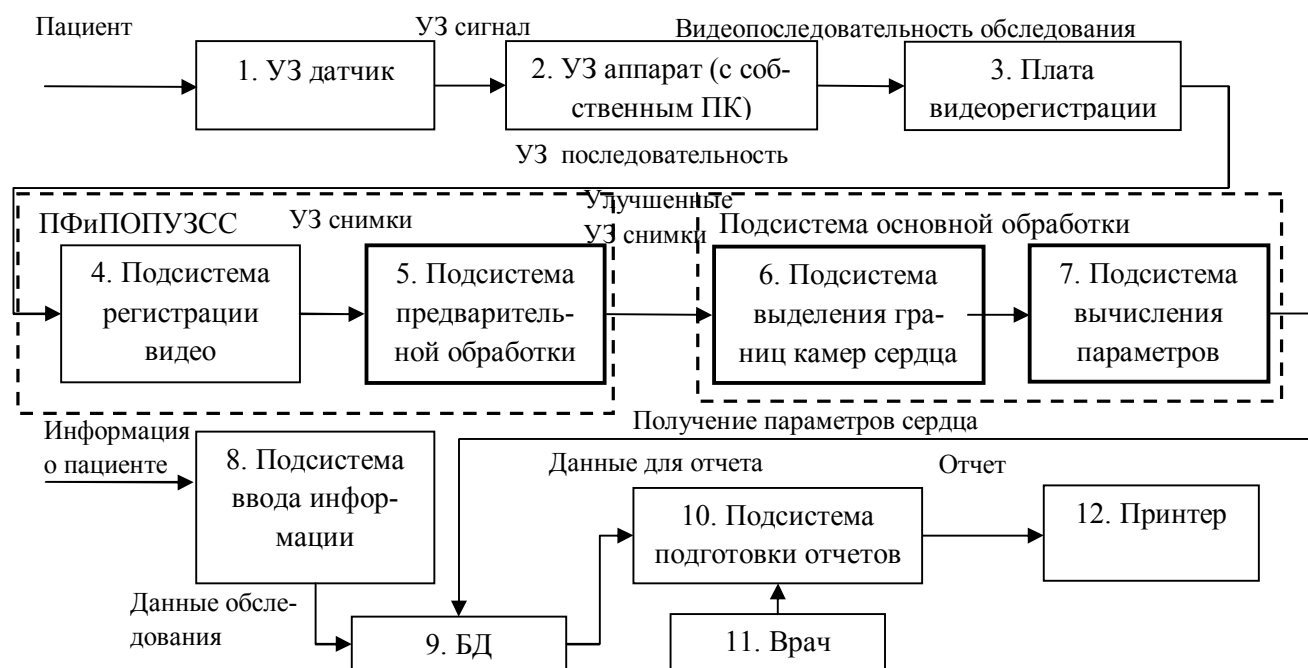


Рисунок 5 – Общая функциональная схема АСОПСППЭС

На рисунке 5 дана общая функциональная схема АСОПСППЭС. Блоки 1–3 представляют собой аппаратные части, необходимые для получения и регистрации УЗ снимков, а также связи УЗ установки с ПК, остальные – программные подсистемы, которые выполняются на ПК, БД – для хранения информации. Подсистемы 5, 6, 7 являются главными компонентами системы и реализованы на основе проведенных научных исследований, представленных в главе 2.

В четвертой главе приведены результаты экспериментальных исследований разработанной системы на реальных данных в кардиологическом отделении ж/д больницы города Муром.

Полное обследование с использованием разработанной системы прошли 47 пациентов в августе – ноябре 2010 года. Число мужчин – 34, женщин – 13. Возраст пациентов от 35 до 57 лет, индекс массы тела от 19.5 до 39.6 кг/м². Пациенты группировались по факторам риска, влияющим на развитие ИБС. Факторы риска были определены кардиологом из истории болезни и учитывались при ручном анализе снимков врачом. В октябре – ноябре 2011 года 7 пациентов были обследованы повторно.

Каждый пациент прошел обследование в покое и под нагрузкой, в результате которых были зарегистрированы последовательности УЗ снимков в четырех основных позициях: в покое – 114 кадров на пациента, под нагрузкой – 117.

Под нагрузкой у пятерых пациентов не удалось получить четкие изображения сердца (средняя яркость изображений была ниже установленной нормы), поэтому их анализ не проводился (4 мужчины, 1 женщина).

Все зарегистрированные снимки были обработаны вручную и с помощью АСОПСППЭС. В ходе обследования проводились:

– расчет основных параметров сердца в стандартных позициях, сравнение их с установленными нормами;

– расчет фракции выброса (ФВ). ФВ должна быть выше 50 %, иначе можно судить о нарушении ЛС ЛЖ:

$$V_B = \frac{V_D - V_C}{V_D} 100 \%, \quad (7)$$

где V_D , V_C – диастолический и систолический объемы ЛЖ;

– анализ ЛС ЛЖ на основе 16-сегментной модели.

На основе полученных результатов делался вывод о наличии признаков ИБС или других болезней.

В 20 случаях не были установлены нарушения ЛС ЛЖ (12 мужчин, 8 женщин), в 8 случаях признаки ИБС были выявлены при проведении обследования в покое, для 15 пациентов потребовалось провести обследования под нагрузкой.

Наибольшее количество нарушений ЛС ЛЖ приходится на базальный и средний сегменты в апикальных позициях и в позиции по длинной оси. Значение ФВ под нагрузкой в основном больше, чем до нагрузки, так как скорость обращения крови увеличивается. В нескольких случаях ФВ под нагрузкой была меньше, что можно объяснить более выраженными нарушениями ЛС ЛЖ. Такие случаи представляют наибольшую опасность для пациента.

Семь пациентов были обследованы повторно через год, что позволило проанализировать динамику изменения параметров сердца между несколькими обследованиями.

АСОПСППЭС позволяет представить полученные данные (вычисленные параметры сердца) в виде графиков. На рисунке 6, а приведен график изменения объемов ЛЖ одного пациента за два года: отмечены верхняя и нижняя границы допустимых значений объема, а вертикальной чертой – отклонение от нормы. На данном графике видно, что в 2010 году было небольшое отклонение от нормы, в 2011 оно исчезло.

На рисунке 6, б представлен график, на котором объем ЛЖ превышает верхнюю границу, из чего можно сделать вывод о расширении ЛЖ. Кроме того, в данном случае нарушена ЛС ЛЖ, ФВ в 2010 году составляет 43 %, в 2011 – 45 %. Полу-

ченные результаты были подтверждены врачом при ручной обработке данных снимков.



Рисунок 6 – Графики изменения объемов ЛЖ

АСОПСППЭС предоставляет врачу следующие возможности:

- проводить автоматизированный анализ всех зарегистрированных снимков, тратя на каждый кадр от 2 до 3 секунд (врач вручную обрабатывает один снимок примерно за минуту), при этом погрешность измерения геометрических параметров не превышает 5 %;

- проследить изменение всех вычисленных параметров в динамике сокращения сердца, автоматически определяя отклонения от допустимых норм;

- хранить полученные результаты в БД;

- проследить и оценивать изменения параметров сердца при разных обследованиях одного пациента;

- использовать полный объем информации (все зарегистрированные снимки и рассчитанные параметры, графики их динамики изменений в рамках одного и нескольких обследований) для постановки более точного диагноза.

В заключении сформулированы основные результаты работы.

1. Проведены обзор и анализ способов, существующих алгоритмов, методов и систем обработки эхокардиографических снимков. Показано, что существующая ручная технология обработки УЗ снимков не позволяет провести полный анализ зарегистрированных кадров каждого пациента из-за трудоемкости и ограниченности времени приема, не удастся оценить изменение параметров в динамике от снимка к снимку в основных позициях, что приводит к потере большого объема информации, необходимого для анализа признаков ИБС.

2. Разработаны:

- алгоритм сегментации изображений на последовательности эхокардиографических снимков в проекции по длинной оси, отличающийся предварительным разбиением изображения на секторы с равномерной яркостью и позволяющий автоматически осуществить выделение камер сердца и аорты и измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

– алгоритм автоматического построения непрерывных границ камер сердца на последовательности эхокардиографических снимков в апикальных проекциях, основанный на предварительном выделении правой и левой стенок левого желудочка, что дает возможность использовать произвольный угол наклона камер без применения шаблонов и осуществлять измерение их размеров с погрешностью не более 5 %.

– способ определения признаков нарушения локальной сократимости левого желудочка сердца, заключающийся в анализе вектора смещения его центра тяжести между снимками последовательности эхокардиографических изображений, позволяющий, в отличие от ранее используемого способа разбиения левого желудочка на отрезки, оценить локальную сократимость в парастеральных проекциях.

3. Проведены исследования разработанных, существующих алгоритмов, а также ручной обработки на моделях УЗ снимков и реальных изображениях.

4. Создана тиражируемая автоматизированная система, построенная по модульному принципу, позволяющая врачу-кардиологу:

– регистрировать последовательность УЗ снимков обследований на ПК;
– проводить полный автоматизированный анализ зарегистрированной последовательности, в результате которого локализуются границы камер сердца и аорты, рассчитываются основные параметры и сравниваются с нормой;

– использовать полный объем вычисленных параметров для всей зарегистрированной последовательности для постановки диагноза ИБС;

– сохранять результаты в БД, что дает возможность вести различную статистику по всем и каждому пациенту, анализировать характер изменения параметров функционального состояния сердца между обследованиями;

– автоматически создавать отчеты о проведенных обследованиях и формировать больничный лист;

– проводить перспективные кардиологические исследования.

5. Разработана технология проведения эхокардиографических обследований в покое и под нагрузкой с использованием разработанной системы.

6. Разработана и сформирована БД для проведения научно-статистических исследований.

7. Созданная система эксплуатируется в кардиологическом отделении больницы ОАО «РЖД» на станции Муром.

Вышеизложенные позволяют утверждать, что поставленные задачи выполнены и цель достигнута.

В приложениях приведены результаты автоматизированной обработки последовательностей снимков в основных проекциях, дан список модулей системы и таблиц БД, представлены примеры формируемых системой отчетов. Приведены копии патентов на полезные модели и свидетельств о регистрации программ для ЭВМ, документы, подтверждающие практическое использование результатов диссертационной работы.

Публикации по теме диссертации
Статьи в журналах из перечня ВАК

1. Садыков С.С. Система автоматизации обработки и анализа эхокардиографических снимков [Текст] / Садыков С.С., Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Автоматизация и современные технологии. – 2010, № 10. С. 10 – 17.

2. Садыков С.С. Полная автоматизированная обработка последовательности ультразвуковых снимков сердца [Текст] / Садыков С.С., Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Известия вузов. Приборостроение. – 2010, №9. С. 27 – 33.

3. Садыков С.С. Технология обработки ультразвуковых снимков сердца на внешнем компьютере [Текст] / Садыков С.С., Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Вестник РГРТУ. – 2010, № 2 (32). – С. 22 – 27.

4. Садыков С.С. Сравнительный анализ алгоритмов сегментации эхокардиографических снимков [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Системы управления и информационные технологии. – 2010, № 1.1(39). – С. 184 – 187.

Монография

5. Садыков С.С. Автоматизированная обработка эхокардиографических снимков : монография [Текст] / С.С. Садыков, И.А. Сафиулова, М.И. Ткачук; Владим. гос. ун-т. имени А. Г. и Н. Г. Столетовых – Владимир: Изд-во Владим. гос. ун-та, 2012. – 134 с.

Свидетельства о регистрации программ

6. Сафиулова И.А. Система формирования последовательности и обработки эхокардиографических снимков на внешнем компьютере [Текст] / Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2010610421, 2010.

7. Садыков С.С. Система автоматизации обработки и анализа эхокардиографических снимков [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ №2010610422, 2010.

Патенты на полезные модели

8. Садыков С.С. Устройство определения левого желудочка сердца на ультразвуковых снимках [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Патент на полезную модель №90671, 2009.

9. Садыков С.С. Устройство определения полосы М режима на ультразвуковых снимках [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Патент на полезную модель №90918, 2009.

Статьи в других журналах и научных сборниках

10. Сафиулова И.А. Обработка и анализ эхокардиографических снимков в позиции по длинной оси [Текст] / Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Информационные технологии моделирования и управления. – 2009, № 5 (57). С. 645 – 651.

11. Ткачук М.И. Анализ сократимости левого желудочка сердца на эхокардиографических снимках [Текст] / Ткачук М.И. // Системы и методы обработки и анализа данных. Вып. 1. – Владимир: Изд-во Владим гос. ун-та, 2009. – С. 73 – 77.
12. Ткачук М.И. Требования к автоматизации процесса эхокардиографических обследований [Текст] / Ткачук М.И., Смирнов А.А. // Алгоритмы, методы и системы обработки данных. Вып. 13. – М.: Центр информационных технологий в природопользовании, 2008. С. 135 – 140.
13. Садыков С.С. Секторная сегментация эхокардиографических изображений [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Алгоритмы, методы и системы обработки данных. Вып. 14. – М.: Центр информационных технологий в природопользовании, 2009. С. 138 – 144.
14. Ткачук М.И. Программные средства формирования и обработки последовательности эхокардиографических снимков на внешнем компьютере [Текст] / Ткачук М.И., Баранов А.А. // Алгоритмы, методы и системы обработки данных. Вып. 14. – М.: Центр информационных технологий в природопользовании, 2009. С. 178 – 183.
15. Ткачук М.И. Алгоритмы диагностики ИБС [Текст] / Ткачук М.И. // Алгоритмы, методы и системы обработки данных. Вып. 15. – Муром: Изд. полиграф. центр МИ ВлГУ, 2010. – С. 178 – 186.
16. Ткачук М.И. Определение полосы М-режима на эхокардиографических изображениях [Текст] / Ткачук М.И. // Материалы междунар. науч.-практ. конф. «Новейшие научные достижения – 2009». – Днепропетровск: Наука и образование, 2009. С. 40–45.
17. Ткачук М.И. Автоматическая обработка эхокардиографических снимков [Текст] / Ткачук М.И. // Биомедсистемы 2009: материалы конференции. – Рязань: РГРТУ, 2009. С. 208 – 211.
18. Садыков С.С. Анализ сократимости левого желудочка сердца [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Медико-экологические информационные технологии – 2009: сборник материалов 12-ой междунар. науч.-техн. конф. – Курск: Курск. гос. техн. ун-т., 2009. – С. 141 – 144.
19. Садыков С.С. Программные компоненты информационной системы исследования сердца [Текст] / Садыков С.С., Ткачук М.И. // Медико-экологические информационные технологии – 2009: сборник материалов 12 Междунар. науч.-техн. конф. – Курск: Курск. гос. техн. ун-т., 2009. С. 144 – 148.
20. Садыков С.С. Диагностика состояния сердца на основе компьютерной автоматизированной обработки эхокардиографических изображений [Текст] / Садыков С.С., Сафиулова И.А., Ткачук М.И. // Высокотехнологичные методы диагностики и лечения заболеваний сердца, крови и эндокринных органов: материалы всероссийской научно-практической конференции с международным участием. – СПб.: ИнфоРА, 2010. С. 204.

Ткачук Максим Игоревич

АВТОМАТИЗИРОВАННАЯ СИСТЕМА И АЛГОРИТМЫ ОПРЕДЕЛЕНИЯ
ПАРАМЕТРОВ СЕРДЦА ПО ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ
ЭХОКАРДИОГРАФИЧЕСКИХ СНИМКОВ

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Подписано в печать 19.04.2012. Формат бумаги 60X84 1/16.
Бумага офсетная. Печать трафаретная. Усл. печ. л. 1,0.
Тираж 100 экз. Заказ

Участок оперативной полиграфии Рязоблстатуправления
390013, Рязань, ул. Типанова, 4.

