

На правах рукописи

Ладаев Дмитрий Александрович



**АЛГОРИТМ ОБНАРУЖЕНИЯ  
QRS-КОМПЛЕКСОВ ЭКГ-СИГНАЛОВ НА ОСНОВЕ  
ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ**

Специальность 05.13.18 – математическое моделирование,  
численные методы и комплексы программ

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



Саранск – 2007

Работа выполнена на кафедре «Автоматизированные системы обработки информации и управления» ГОУВПО «Мордовский государственный университет имени Н П Огарева»

Научный руководитель	кандидат технических наук, профессор	С А Федосин
Официальные оппоненты	доктор технических наук, профессор	Б В Чувыкин
	кандидат физико-математических наук, доцент	А Н Федоткин
Ведущая организация	ОАО «Саранский приборостроительный завод»	

Защита состоится «8» ноября 2007 года в 14 ч 00 мин на заседании диссертационного совета КМ 212 117 07 по присуждению ученой степени кандидата технических наук в Мордовском государственном университете им Н П Огарева по адресу 430000, г Саранск, ул Большевикская, 68, ауд 225(1)

С диссертацией можно ознакомиться в Научной библиотеке ГОУВПО «Мордовский государственный университет им Н А Огарева», автореферат размещен на сайте [http //dsov mrsu ru](http://dsov.mrsu.ru)

Автореферат разослан «6» октября 2007 года

Ученый секретарь  
диссертационного совета  
кандидат физико-математических наук



Л А Сухарев

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность темы

Рост числа заболеваний и смертельных исходов, связанных с различными функциональными изменениями в работе сердца является одной из самых актуальных проблем систем здравоохранения Российской Федерации и других стран мира

Важность решения проблемы повышения качества жизни людей в аспекте раннего диагностирования и своевременного лечения различных кардиологических заболеваний не вызывает сомнений у исследователей. Особо актуальным при этом является процесс автоматизации задач анализа огромного массива электрокардиографической информации

Начало восьмидесятых годов прошлого столетия ознаменовано появлением нового направления в области обработки данных – вейвлет-анализа. Его успешное применение во многих практических и теоретических приложениях косвенно свидетельствует о неисчерпаемых возможностях вейвлет-методов и постоянно стимулирует поиск новых задач

Не отвергая значимость анализа Фурье, применяемого в настоящее время в большинстве случаев для анализа электрокардиографических сигналов (ЭКГ-сигналов), вейвлет-методы успешно дополняют, а иногда способны и полностью заменить обработку данных традиционными методами. В отличие от преобразования Фурье, результаты, полученные с помощью вейвлет-анализа, зачастую обладают большей информативностью и, что самое главное, большей точностью

Вейвлет-преобразование привносит в обработку данных дополнительную степень свободы. Так, например, Фурье-анализ способен показать поведение сигнала в частотной области, оставляя открытым вопрос о локализации во времени различных компонент сигнала. Локализационные свойства вейвлет-анализа заложены в самой его структуре

В настоящее время в электрокардиографии большое значение уделяется анализу желудочковой активности сердца. В частности – наиболее значимым с точки зрения диагностики является так называемый QRS-комплекс ЭКГ-сигнала, отражающий процессы сокращения правого и левого желудочков. Именно он содержит информацию об инфаркте миокарда, ишемических изменениях, синдроме Вольфа-Паркинсона-Уайта, тахикардии, желудочковой фибрилляции и других заболеваниях

Для точной постановки диагноза пациенту порой недостаточно 1-5-минутной процедуры снятия ЭКГ на стандартных регистраторах, так различные заболевания могут проявлять себя непериодично, кратковременно в течение суток и более. Поэтому в таких случаях прибегают к длительному холтеровскому мониторингованию электрической активности сердца. А это приводит к неизбежному накоплению огромного количества информации, требующей детального анализа

Существующие методы и стандарты анализа ЭКГ-сигналов, базирующиеся на Фурье-преобразовании и частотном анализе, оказываются не вполне подходящими для точного обнаружения QRS-комплексов, так как не учитывают нестационарной и негармонической природы кардиосигналов.

Вейвлет-преобразование при соответствующей дополнительной обработке позволяет не только с высокой степенью точности локализовать требуемые участки сигнала, но и быть полезным в идентификации возможных функциональных изменений в работе миокарда.

### **Цель и задачи диссертационной работы.**

Основная цель диссертационной работы состоит в разработке алгоритма обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов, обладающего более высокой точностью детектирования по сравнению с существующими методиками и как следствие – более высокой прогностической значимостью.

Для достижения поставленной цели в диссертации решены следующие задачи:

1. Созданы модели электрокардиографических сигналов с учетом различных вариантов искажений.
2. Проанализированы модели и реальные ЭКГ-сигналы с применением стандартных вейвлетов. Выбран наиболее эффективный вейвлет-базис для достижения поставленной цели.
3. Применены алгоритмы шумоподавления. Выбран наилучший метод с точки зрения наивысшей возможной точности классификации QRS-комплексов.
4. Создано программное обеспечение, осуществляющее выделение QRS-комплексов из анализируемого сигнала и сохранение результатов в общедоступном формате файлов.

### **Методы исследования.**

В диссертационной работе используется аппарат цифровой обработки сигналов, математической статистики, методы теории принятия решений, экспериментальные исследования на реальных объектах.

### **Научная новизна работы**

1. Предложена линейно-квадратичная модель ЭКГ-сигналов с применением интерполяционных полиномов Эрмита и учетом миографической интерференции, наводки питающей сети и дрейфа изолинии сигнала.
2. Выбрана вейвлет-функция, обеспечивающая наибольшую точность определения QRS-комплексов.
3. Обоснован выбор типа вейвлет-носителя для применения в реализации дискретного вейвлет-преобразования, осуществляющего анализ ЭКГ-сигналов.

4 Впервые в практике анализа ЭКГ-сигналов применен штрафной алгоритм шумоподавления Берга-Массара для повышения точности определения QRS-комплексов

5 Разработана методика и предложен алгоритм обнаружения QRS-комплексов

### **Практическая значимость результатов исследований.**

1 Разработанный алгоритм обладает более высокой точностью обнаружения QRS-комплексов по сравнению с существующими методами и может быть применен для последующей идентификации и классификации возможных функциональных изменений и патологий в работе сердца

2 Предложенный алгоритм может быть реализован аппаратно для осуществления непрерывного контроля сердечной активности в режиме реального времени в системах холтеровского (суточного) и прикроватного мониторинга

3 Проведенное сравнительное экспериментальное исследование существующих типов вейвлет-функций позволило выбрать наиболее эффективную из них для обнаружения QRS-комплексов, что значительно расширяет платформу для дальнейших исследований по цифровой обработке электрокардиографических сигналов

4 Предложенные в работе модели и алгоритм могут быть использованы при разработке коммерческих медицинских диагностических систем, решающих задачи обработки и анализа ЭКГ-сигналов

5 Разработаны программные комплексы, осуществляющие создание моделей ЭКГ-сигналов с учетом различных параметров и обнаружение QRS-комплексов

### **Внедрение результатов работы.**

Достоверность представленных в диссертации результатов подтверждается корректностью выбранного математического аппарата, результатами моделирования на компьютере, а также практическими данными, полученными при проведении функциональной ЭКГ-диагностики, что подтверждается соответствующим актом

Материалы результатов диссертационной работы используются в курсе «Цифровая обработка сигналов и данных» для студентов специальности 220200 «Автоматизированные системы обработки информации и управления» Мордовского государственного университета им Н П Огарева

### **Представляется к защите.**

- 1 Линейно-квадратичная модель ЭКГ-сигналов с применением интерполяционных полиномов Эрмита и учетом различных шумовых компонент
- 2 Обоснование выбора типа вейвлет-носителя для применения в реализации дискретного вейвлет-преобразования, осуществляющего дискретный анализ электрокардиологических сигналов
- 3 Обоснование выбора метода трешхолдинга вейвлет-коэффициентов для повышения точности обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов
- 4 Алгоритм обнаружения QRS-комплексов, основанный на использовании дискретного вейвлет-преобразования и штрафного метода Берга-Массара

### **Апробация результатов работы.**

Основные положения и результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на

- Всероссийской научной конференции «Проектирование научных и инженерных приложений в среде MATLAB» (г Москва, 2004 г )
- межвузовской конференции «XXXIV Огаревские чтения» (г Саранск, 2006 г ),
- V Международной научно-технической конференции «Информационно-вычислительные технологии и их приложения» (г Пенза, 2006 г ),
- V Всероссийской научно-технической конференции «Современные методы и средства обработки пространственно-временных сигналов» (г Пенза, 2007 г ),
- научных семинарах Средневолжского математического общества под руководством профессора Е В Воскресенского (г Саранск, 2006г , 2007г )

### **Публикации.**

По теме диссертации опубликовано 12 печатных работ, из них 1 – в изданиях, рекомендованных ВАК РФ, 3 – свидетельства об официальной регистрации программ ЭВМ В соавторстве опубликованы 2 работы

### **Структура и объем диссертации.**

Диссертация состоит из введения, пяти глав, заключения и списка литературы, включающего 104 наименования Основная часть работы изложена на 135 страницах машинописного текста Работа содержит 67 рисунков и 29 таблиц, а также 2 приложения на 8 листах

## ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **введении** показана и обоснована актуальность работы, сформулированы основные цели и задачи, научная новизна и практическая ценность диссертационной работы.

В **первой главе** освещены проблемы генеза электрокардиологических сигналов, а также описана предлагаемая их математическая модель.

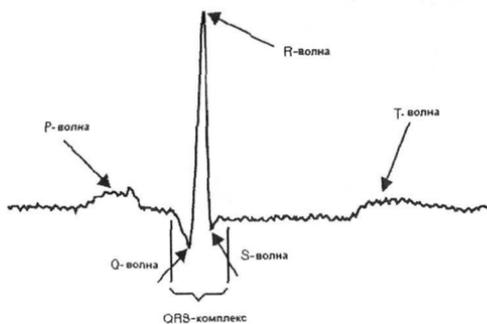


Рис. 1 – Структурные элементы одного кардиоцикла

Время его начала и окончания, форма и амплитуда зубцов q, r, s (рис.1), а также их длительность позволяют специалисту-диагностику судить о наличии у обследуемого определенных заболеваний и синдромов, в том числе тех, которые могут привести к летальному исходу у больного.

Кроме задачи автоматизированного выявления заболеваний, связанных с изменением QRS-комплекса, точность его определения является основой практически для всех остальных методов анализа ЭКГ-сигналов: оценки сердечного ритма, классификации сердечных циклов, компрессии ЭКГ-сигнала и т.д.

Создание моделей электрокардиографических сигналов носит важную роль, так как наличие адекватной модели позволяет проводить различные исследования (например, вейвлет- или фурье- анализ) и эксперименты на наборе сгенерированных данных, имитирующих различные отклонения или заболевания, не прибегая к анализу реальных сигналов. Они рассматриваются в виде линейной комбинации исходного, «чистого», незашумленного сигнала и некоторой аддитивной помехи:

$$S(nT) = s(nT) + \varepsilon(nT),$$

где  $s(nT)$  - исходный сигнал;

$\varepsilon(nT)$  - соответствующие аддитивные помехи;

$S(nT)$  - реальный сигнал.

Типичная ЭКГ состоит из нескольких зубцов, сегментов и интервалов, отражающих сложный процесс распространения волны возбуждения по сердцу.

QRS-комплекс – это самая важная часть электрокардиограммы. Он отображает электрическую активность сердца в процессе сокращения правого и левого желудочков.

### Линейно-квадратичная аппроксимация ЭКГ-сигнала

Для моделирования исходного электрокардиографического сигнала ( $s(t), s(nT)$ ) предлагается использовать функции первой и второй степени – отрезки прямых для интервалов P-Q, S-T, T-P, QRS-комплекса; и параболические элементы для зубцов Р и Т.

При описании линейного элемента (рис. 2, а) сигнала воспользуемся каноническим уравнением прямой, проходящей через две точки А и В.

$$X(nT) = \frac{(nT - nT_A)(X(nT_B) - X(nT_A))}{nT - nT_A} - X(nT_A)$$

Для построения кривых, соответствующих зубцам Р и Т будем использовать две функции второго порядка (рис. 2, б). Первая из них будет описывать процесс поляризации предсердий (в зубце Р) и релаксации правого желудочка (зубец Т) на отрезке АВ:

$$X_1(nT) = A_1(nT)^2 + B_1(nT) + C_1.$$

А вторая – процесс релаксации предсердий (в зубце Р) и релаксации левого желудочка (в зубце Т) на отрезке ВС:

$$X_2(nT) = A_2(nT)^2 + B_2(nT) + C_2$$

Экстремумы данных функций находятся в вершинах зубцов Р и Т – в точке В.

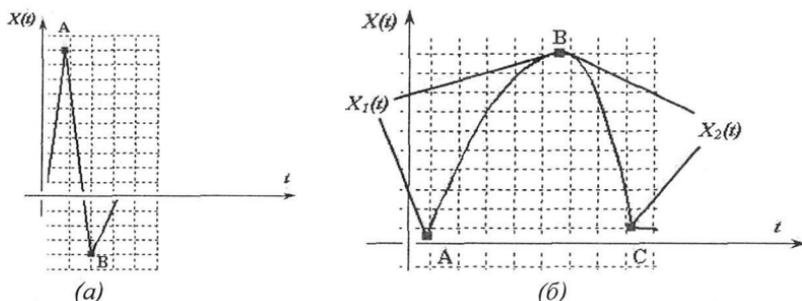


Рис. 2 – Примеры построения R-S-интервала из линейных элементов (а) и зубца Т из параболических элементов (б)

Для  $t \in [t_A; t_B]$  система нахождения коэффициентов параболического сегмента имеет вид:

$$\begin{bmatrix} t_A^2 & t_A & 1 \\ t_B^2 & t_B & 1 \\ 2t_B & 1 & 0 \end{bmatrix} \times \begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \\ C_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_1(t_A) \\ X_1(t_B) \\ 0 \end{bmatrix}$$

Ее решением является следующий вектор значений

$$\begin{bmatrix} A_1 \\ B_1 \\ C_1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_A^2 & t_A & 1 \\ t_B^2 & t_B & 1 \\ 2t_B & 1 & 0 \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} X_1(t_A) \\ X_1(t_B) \\ 0 \end{bmatrix}$$

Аналогично для  $t \in [t_B, t_C]$  коэффициенты кривой второго порядка находятся по формуле

$$\begin{bmatrix} A_2 \\ B_2 \\ C_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} t_B^2 & t_B & 1 \\ t_C^2 & t_C & 1 \\ 2t_B & 1 & 0 \end{bmatrix}^{-1} \times \begin{bmatrix} X(t_B) \\ X(t_C) \\ 0 \end{bmatrix}$$

### *Интерполяция смоделированных ЭКГ-сигналов*

В ряде случаев возникает необходимость ресемплинга (изменения количества отсчетов) получившейся в результате моделирования кривой ЭКГ. Как правило, ресемплинг сигналов проводится в сторону увеличения числа их отсчетов, повышения частоты дискретизации с максимальным сохранением формы самого сигнала.

В данной главе рассматривается применение следующих методов интерполяции:

- кусочно-линейный метод (linear),
- метод кубических сплайнов (spline),
- кусочный метод Эрмита (pchip)

По результатам исследований наилучшим методом был признан кусочный метод Эрмита, так как, обладая одинаковой вычислительной сложностью с методом сплайнов, он дает гораздо меньше осцилляций сигнала при моделировании набора данных гладких и негладких функций (QRS-комплекс, P-Q-интервал и т.д.), и в отличие от кусочно-линейного метода более точно интерполирует участки ЭКГ-сигнала, которые можно описать набором гладких функций – зубцы P и T.

### *Шумовые составляющие модели*

На вид электрокардиографического сигнала при проведении ЭКГ-исследований большое влияние оказывают шумовые компоненты ( $\varepsilon(nT)$ ), приводящие к искажению исходной кривой.

На практике рассматривают следующие наиболее значимые шумовые составляющие реального сигнала: миографическая интерференция ( $\varepsilon_{mi}$ ), интерференция питающей сети ( $\varepsilon_{pi}$ ), дрейф изолинии ( $\varepsilon_{di}$ ).

*Миографическая интерференция (наводка)* – это явление искажения исходного кардиосигнала, вызванное механическим тремором или

иной активностью групп мышц человеческого тела в местах наложения электродов

Будем описывать данный вид помехи с помощью модели аддитивного белого гауссова шума с нулевым средним и единичной дисперсией

$$f(n) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{n^2}{2}}$$

Гауссово распределение было выбрано как модель миографического шума, так как существует центральная граничная теорема, утверждающая, что при весьма общих условиях распределения вероятностей суммы  $J$  статистически независимых случайных переменных подчиняется гауссовому закону распределения при  $J \rightarrow \infty$ , причем вид отдельных функций распределения не имеет значения. Поэтому даже если отдельные случайные процессы сокращения отдельных мышечных волокон скелета будут иметь негауссово распределение, то распределение вероятностей совокупности сокращения групп мышц, состоящих из очень большого числа мышечных волокон, будет стремиться к гауссовому распределению.

При добавлении миографической наводки на модель дискретного ЭКГ-сигнала  $s(nT)$ , состоящего из  $N$  отсчетов, будем, в зависимости от величины отношения «сигнал/шум» - SNR (дБ), измерять мощность исходного сигнала  $sPower$  (дБ) и вычислять мощность шумовой компоненты  $nPower$  (дБ) по следующим формулам [3, 4]

$$sPower = 10 \lg \left( \left[ \sum_{t=0}^{N-1} |s(tT)|^2 \right] / N \right),$$

$$nPower = sPower - SNR$$

Тогда шумовая миографическая компонента будет рассчитываться по формуле

$$\varepsilon_{mi}(N) = \sqrt{10^{\frac{nPower}{10}}} \text{ randn}(N),$$

где  $\text{randn}(N)$  - последовательность  $N$  случайных чисел, отвечающих гауссову распределению с нулевым средним и единичной дисперсией

Также частой причиной наличия в ЭКГ-сигналах помех является *интерференция (наводка) питающей промышленной сети*, которая представляет собой гармоническую помеху с частотой сети питания  $f_{pi}$  50-60 Гц и малым значением амплитуды  $A_{pi}$  ( $A_{pi} \leq 1 \text{ мВ}$ )

$$\varepsilon_{pi}(nT) = A_{pi} \sin(2\pi nT f_{pi})$$

Явление дрейфа или смещения изоэлектрической линии ЭКГ-сигнала, как правило, связано с плохим контактом датчиков кардиорегистратора с кожей обследуемого пациента или с недостаточно хорошей обработкой ее поверхности

Будем описывать данную помеху в виде гармонического сигнала с частотой  $f_{di}$  до 1 Гц и значением амплитуды  $A_{pi}$  до 5 мВ

$$\varepsilon_{di}(nT) = A_{di} \sin(2\pi nT f_{di})$$

Результаты моделирования сигналов-шаблонов (реальных результатов кардиографических исследований) с частотами дискретизации от 128 до 255 Гц и учетом различных шумовых составляющих приведены в таблице 1. Указанные частоты были выбраны как основные при использовании методов многочасового холтеровского мониторинга

Таблица 1 – Средняя относительная точность моделирования, %

Метод	Точность модели	Элемент сигнала					
		P	P-Q	QRS	S-T	T	T-P
кусочно-линейный	92,3	81,7	96,8	98,9	97,1	82,3	97,1
кубических сплайнов	93,3	97,9	91,2	87,9	92,0	98,4	92,1
кусочный Эрмита	98,8	98,9	98,8	99,3	98,5	99,0	98,6

Во второй главе рассматриваются существующие подходы и принципы программного определения QRS-комплексов

Весь процесс определения QRS-комплексов можно разделить на две основные части (рис 3) – препроцессинговый этап и этап принятия решений

Существующие препроцессинговые методы определения QRS-комплекса можно разделить на следующие основные классы

- несинтаксический,
- синтаксический,
- трансформативный

Именно препроцессинговые методы играют главную роль в выделении QRS-комплексов, так как алгоритмы определения пиков сигнала и принятия решений практически полностью базируются на них

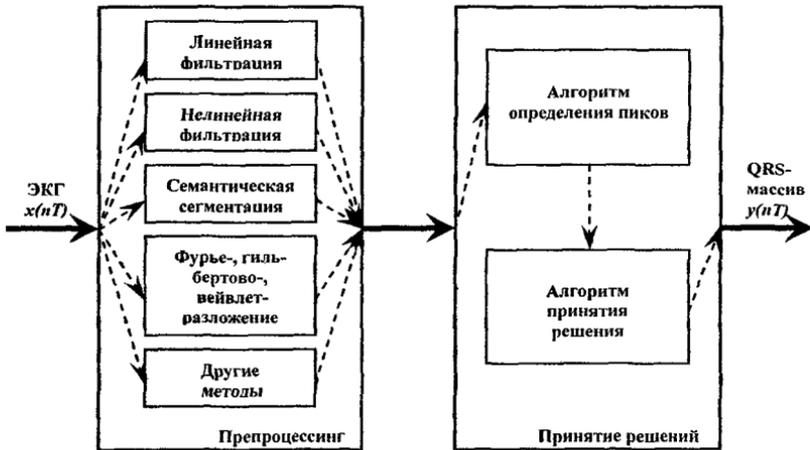


Рис 3 – Общая структура детекторов QRS-комплексов

*Несинтаксические методы* базируются на использовании различных видов фильтров, математических моделях участков сигнала

Методы цифровой фильтрации нашли широкое применение в задаче распознавания QRS-комплексов, так как они показывают относительные точности определения QRS-комплексов в 90% – 95% и имеется возможность аппаратной реализации фильтрующих блоков, однако данные методы обладают большой вычислительной сложностью, невысокой точностью в определении ширины комплексов. Нестационарная и нелинейная природа ЭКГ-сигналов приводит к необходимости создания сложных нелинейных адаптивных фильтров.

Алгоритмы, основанные на математических моделях отдельных участков ЭКГ-сигнала также обладают рядом существенных недостатков: необходимостью ручной сегментации данных, неопределенностью в выборе характеристической функции для описания участков сигналов, и, самое главное, большой вычислительной сложностью.

Сигналы, анализируемые с использованием *синтаксических методов*, рассматриваются как конкатенация лингвистических примитивов, т.е. как строки. Парсинг таких строк по определенному сформированному словарю паттернов (алфавиту) позволяет выделить определенные «символы» - характерные участки сигнала. Средняя точность определения QRS-комплексов с использованием такого метода – 95-99%, но это длительный и очень ресурсоемкий процесс, потому что на каждой итерации требуется обращение ко всему словарю шаблонов. Кроме этого сложные синтаксические конструкции, которые могут появляться при различных, особенно сочетанных заболеваниях, заметно снижают точность и адекватность подобных методов. Для повышения точности классификации необходимо

ручное обновление словаря шаблонов, что бывает подчас невозможно, например, в системах холтеровского или прикроватного мониторинга

*Трансформативные методы* также нашли широкое применение при анализе ЭКГ-сигналов и обнаружении QRS-комплексов. Они базируются на различных математических разложениях сигналов Гильберта, Фурье, вейвлет. Их использование помогает характеризовать сигналы по энергии, спектру, а также временным локальным особенностям. Однако практически все разложения, дающие в результате их применения частотный спектр, чувствительны к шумовым составляющим реальных сигналов, а также форме и длительности элементов сигналов. Это снижает точность определения QRS-комплексов. Кроме того, задача часто сводится к нахождению зубца с максимальной амплитудой. Еще одним недостатком спектральных методов является невозможность точной временной локализации QRS-комплексов.

Практика использования различных вейвлетов и вейвлет-преобразования в целом для определения положения QRS-комплексов показывает, в свою очередь, высокую эффективность. Во всех рассмотренных работах разных исследователей отмечается высокая точность методов, использующих вейвлет-преобразование, которая близка к 100%, правда практически всегда эта точность связана с определением положения только R-зубцов QRS-комплексов. Также подтверждается низкая зависимость точности обнаружения в результате вейвлет-анализа от формы зубцов комплексов и их длительности. Данные результаты дают право сделать вывод о предпочтительном использовании вейвлет-анализа для обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов по сравнению с остальными рассмотренными подходами.

**Третья глава** посвящена применению вейвлет-анализа для обработки электрокардиологических сигналов.

Существует большое количество вейвлет-функций  $\psi_0(t)$ , которые могут использоваться в качестве базиса разложения, и соответствующих им фильтров, поэтому задача выбора оптимального вейвлета до сих пор остается фундаментальной проблемой. На практике критерием выбора наилучшего вейвлета является получение лучших результатов с его применением при переборе множества вариантов. В нашем случае оптимальным считается вейвлет, который обеспечивает достижение максимального числа корректных классификаций QRS-комплексов ЭКГ-сигналов. Под «корректной классификацией» будем иметь в виду факт правильного определения местоположения участков QRS-комплексов в анализируемых сигналах.

Из-за наличия большого количества вейвлет-функций, которые могут использоваться в качестве базиса разложения, и соответствующих им фильтров, задача выбора оптимального вейвлета до сих пор остается фундаментальной проблемой. На практике пока не существует однознач-

ного критерия выбора наилучшего вейвлета, чаще всего таковым является получение лучших результатов с применением одного из базисов при переборе множества вариантов В нашем случае оптимальным считается вейвлет, который обеспечивает достижение максимального числа корректных классификаций QRS-комплексов ЭКГ-сигналов Под "корректной классификацией" будем иметь в виду факт правильного определения местоположения участков QRS-комплексов в анализируемых сигналах, т е появления, изменения формы, окончания характеристических элементов - зубцов Q, R и S

В теории вейвлет преобразования в качестве базовых рассматривают следующие основные функции и их семейства Хаара (haar), Добеши (db), Койфлета (coif), симлеты (sym), Гаусса (gaus), Морле (morl), комплексные Гаусса (cgau), комплексные Морле (cmor), Шеннона (shan)

При анализе ЭКГ сигналов будем учитывать следующие ограничения

– в качестве базовых функций допустимо использовать только те, которые имеют реализацию в виде дискретного вейвлет преобразования

Это ограничение связано с необходимостью уменьшения избыточной вычислительной нагрузки в системах автоматизированного анализа

– Порядок высокочастотного и низкочастотного фильтров, предназначенных для выделения детализирующей и аппроксимирующей составляющих, не должны превышать 10

Учет данного требования приведет к значительному уменьшению количества операций умножения, как одной из ресурсоемких вычислительных операций

Исходя из вышеперечисленных требований, была сформирована таблица 2, содержащая удовлетворяющие указанным условиям вейвлет-функции

Таблица 2 – Вейвлет-функции, удовлетворяющие указанным условиям

Функция (семейство)	Номер функции в семействе	Количество коэффициентов фильтров	
		$h(n)$	$l(n)$
haar	-	2	2
db	2	4	4
	3	6	6
	4	8	8
	5	10	10
coif	1	6	6
sym	2	4	4
	3	6	6
	4	8	8
	5	10	10

Для проведения исследований по обнаружению QRS-комплексов различными вейвлетами будем использовать набор тестовых сигналов, описание которых и достоверное количество содержащихся в них QRS-комплексов приведены в таблице 3.

Таблица 3 – Набор тестовых сигналов

№ п/п	Описание сигнала	Кол-во QRS-компл.	Время нач. t0, сек	Время конечн. t1,сек
1.	Тестовый смоделированный набор	376	0	250
2.	Нормальный синусовый ритм	308	0	190
3.	Нормальный синусовый ритм	308	0	190
4.	Атриальная фибрилляция	305	0	200
5.	Атриальная фибрилляция	305	0	200
6.	Суправентрикулярная аритмия	316	0	270
7.	Суправентрикулярная аритмия	316	0	270
8.	Нормальный синусовый ритм	327	30	210
9.	Нормальный синусовый ритм	327	30	210
10	Желудочковая аритмия	330	0	305
<b>ИТОГО</b>		<b>3218</b>		

На рис. 5. и рис. 6. приведены примеры корректных и неверных случаев обнаружения QRS-комплексов в результате использования предлагаемых алгоритмов.



Рис. 5 - Участок ЭКГ-сигнала с правильно определенными QRS-комплексами

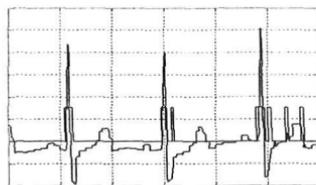


Рис. 6 - Участок ЭКГ-сигнала с неправильно определенными QRS-комплексами

В результате применения вейвлет-разложения ЭКГ-сигналов с использованием различных базисных функций при различных уровнях декомпозиции было показано (см. таблицу 4), что наибольшая точность определения QRS-комплексов достигается на втором уровне декомпозиции при использовании вейвлета Добеши-2 (рис.7). Снижение точности классификации на первом уровне связано с большим количеством коэффициентов высокой амплитуды, получаемых на отрезках времен, не принадлежащих QRS-комплексам (см. рис. 8).

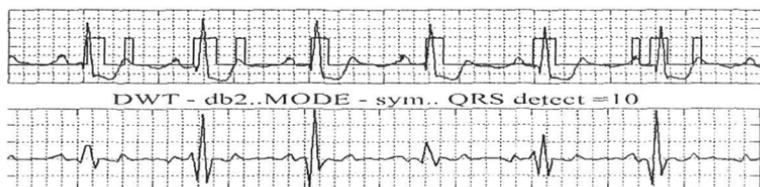


Рис. 7 - Участок ЭКГ-сигнала с определенными QRS-комплексами на втором уровне вейвлет-разложения (DB-2)

Снижение же точности определения на более высоких уровнях связано с резким понижением частоты семплирования на текущем уровне разложения (вследствие особенностей использования быстрого алгоритма вейвлет-преобразования) и небольшим количеством получаемых в результате разложения значащих коэффициентов.

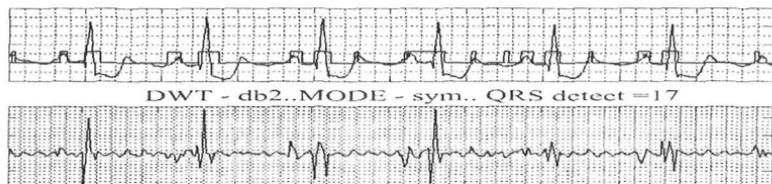


Рис. 8 - Участок ЭКГ-сигнала с определенными QRS-комплексами на первом уровне вейвлет-разложения (DB-2)

В таблице 4 приведены средние значения точностей обнаружения QRS-комплексов при использовании различных стандартных вейвлет-базисов на различных уровнях разложения.

Таблица 4 – Средние значения точностей обнаружения QRS-комплексов на различных уровнях

	Базисная вейвлет-функция									
	haar	db2	db3	db4	db5	coif1	sym2	Sym3	sym4	sym5
Средние значения точностей, %										
уров. 1	72,1	82,3	80,5	81,1	69,3	81,5	81,1	70,6	79,1	78,2
уров. 2	89,4	<b>90,6</b>	85,9	87,7	81,6	89,1	89,3	86,0	88,9	88,8
уров. 3	86,2	87,9	83,0	84,3	78,2	83,5	85,4	82,6	81,8	82,0
уров. 4	69,8	79,3	76,5	77,3	68,7	78,0	77,9	69,5	73,5	74,7

В четвертой главе рассматривается разработанный алгоритм обнаружения QRS-комплексов, основанный на применении вейвлета DB-2 и штрафного метода Берга-Массара.

Оценка сигнала (восстановление, трешхолдинг сигнала), который был изменен вследствие влияния аддитивного шума, интересует многих исследователей, как с теоретической, так и с практической точки зрения

Пусть сигнал  $x_i$  был подвергнут воздействию аддитивного шума  $z_i$

$$y_i = x_i + z_i \quad (i = 0, 1, \dots, N-1)$$

Проблема состоит в том, чтобы получить из зашумленного сигнала  $y_i$  в результате некоторых преобразований такой сигнал  $\bar{x}_i$ , который бы с максимально возможной точностью повторял оригинальный набор данных  $x_i$  и сохранял при этом его важные характерные особенности

В своих работах Дж Уивер (J Weaver), Д Донохо (D Donoho), И Джонстон (I Johnstone) и др показали, что алгоритмы, базирующиеся на вейвлет-разложении, позволяют значительно снизить уровень шума в сигнале, не сглаживая его характерных изломов, а также имеется возможность выбора между сглаженностью и четкостью результирующего сигнала

Пусть  $W$  – прямое ортогональное вейвлет-преобразование, а  $W^{-1}$  – обратное ортогональное вейвлет-преобразование Тогда формула (1) может быть записана в виде

$$d_i = c_i + e_i$$

$$\text{где } d = W\{Y\}, c = W\{X\}, e = W\{Z\}$$

Пусть  $T()$  – функция преобразования, тогда операцией шумоподавления (оценки сигнала) с использованием вейвлет-трешхолдинга будем считать

$$\bar{X} = W^{-1}[T(W\{Y\})]$$

Существует несколько способов расчета пороговых значений вейвлет-коэффициентов при вейвлет-трешхолдинге В данной главе рассматривается применение  $\text{Sqrt-log}$  – метода, методов Штейна и Берга-Массара применительно к ЭКГ-сигналам с целью повышения точности определения положения QRS-комплексов

### ***Sqrt-log method.***

Данный метод относится к «жесткому» трешхолдингу, т е значения вейвлет-коэффициентов  $C_i$  на заданном уровне должны по модулю превышать значения пороговой величины  $T_{universal}$

$$T_{universal} = \sqrt{2\sigma_{mad}^2 \ln(N)} ,$$

$$\text{где } \sigma_{mad} = \frac{\text{median}(|c_0|, |c_1|, |c_{N-1}|)}{0.6745}, N - \text{количество коэффициентов}$$

Пример применения *sqrt-log*-метода приведен на рис 9

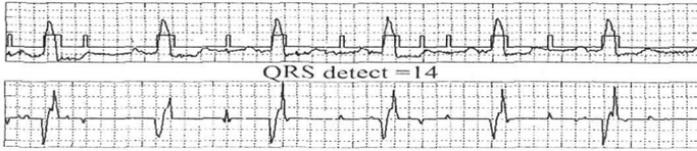


Рис. 9 – Найденные QRS-комплексы и график вейвлет-коэффициентов (DB-2) на 2 уровне разложения при Sqrt-log-методе

### Метод Штейна

Более гибким вариантом трешхолдинга вейвлет-коэффициентов  $W(m,n)$  (т.н. «мягкий» трешхолдинг) является метод Штейна, описываемый приведенными ниже формулами.

$$W(m,n) = \begin{cases} W(m,n) - T_m, & \text{если } W(m,n) > T_m \\ 0, & \text{если } |W(m,n)| \leq T_m \\ W(m,n) + T_m, & \text{если } W(m,n) < -T_m \end{cases},$$

$$T_m = \arg \min_{t \geq 0} [SURE(W)],$$

$$SURE(W) = \sigma_{mad}^2 - \frac{1}{N} \left( 2\sigma_{mad}^2 \cdot \#\{n : |W(m,n)|\} - \sum_{k=1}^k \min(|W(m,n)|)^2 \right)$$

Пример применения метода Штейна приведен на рис.10.

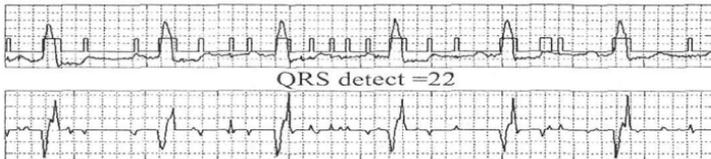


Рис. 10 – Найденные QRS-комплексы и график вейвлет-коэффициентов (DB-2) на 2 уровне разложения при использовании метода Штейна

### Штрафной метод Берга-Массара

Данная стратегия вычисления пороговых значений вейвлет-коэффициентов была разработана Л. Бергом (L. Birgé) и П. Массаром (P. Massart). Она является одним из вариантов стратегии «фиксированной формы».

Пороговые значения  $\lambda$  определяются следующим образом:

$$\lambda = |c(t^*)|, \quad \text{при}$$

$$t^* = \arg \min \left[ -\sum \{c^2(k)\} + 2\sigma_{mad} \cdot t \left( a + \ln \left( \frac{n}{t} \right) \right) \right];$$

где  $c(k)$  – вейвлет-коэффициенты, отсортированные в порядке убывания абсолютных значений;

$\sigma_{\text{шум}}$  – дисперсия шума;

$a$  – параметр разреженности,  $a > 1$ ;

$t = 1, \dots, N$

В данном алгоритме определяются три интервала изменений значения параметра  $a$ , которые задают величину «штрафа»:

- «высокий», при  $2.5 \leq a < 10$ ;
- «средний», при  $1.5 \leq a < 2.5$ ;
- «низкий», при  $1 \leq a < 1.5$ .

Пример применения при  $a=10$  приведен на рис.11.

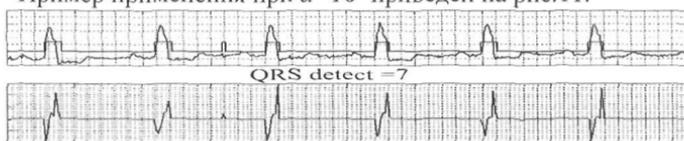


Рис. 11 – Найденные QRS-комплексы и график вейвлет-коэффициентов (DB-2) на 2 уровне разложения при штрафном методе Берга-Массара

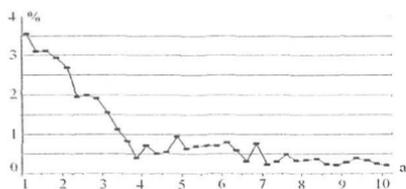


Рис. 12 – Зависимость ошибки обнаружения (%) от величины штрафного порога ( $a$ )

Экспериментально было показано (см. рис. 12), что наилучшее определение QRS-комплексов достигается при «высоком» уровне «штрафа».

При сравнении всех методов и способов трешхолдинга был сделан вывод о том, что наименьшие ошибки и наибольшие точности восстановления сигналов

достигаются при использовании локального многоуровневого трешхолдинга. Сравнительные значения ошибок обнаружения QRS-комплексов и точности восстановления ЭКГ-сигналов при локальном многоуровневом трешхолдинге приведены на рис.13-14.

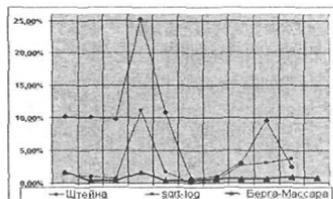


Рис. 13 – Графики погрешностей определения QRS-комплексов

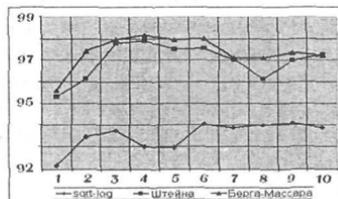


Рис. 14 – Графики средних точностей восстановления ЭКГ-сигналов

Исходя из полученных в предыдущих результатах, схема алгоритма обнаружения QRS-комплексов с использованием вейвлет-функции DB-2 и штрафного алгоритма Берга-Массара имеет следующий вид (рис. 15):

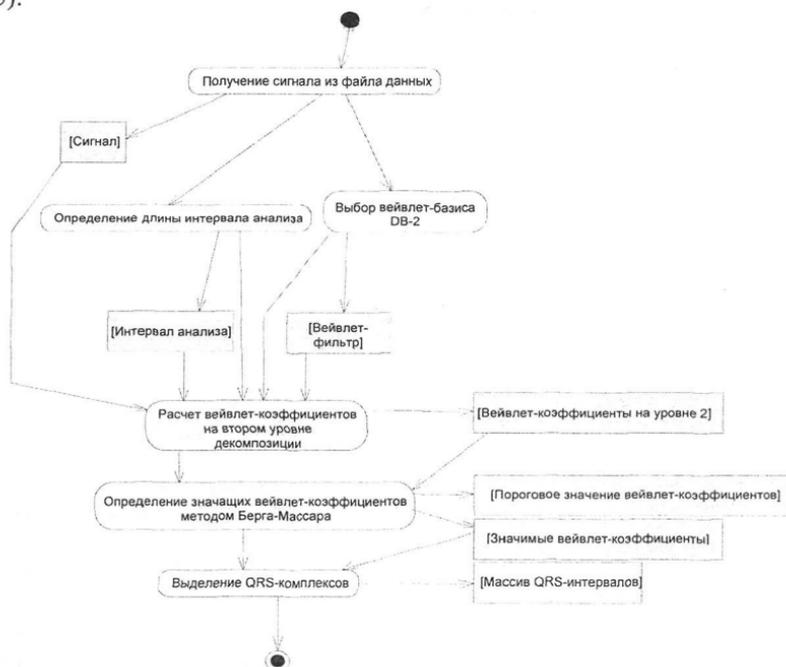


Рис. 15 – Схема алгоритма обнаружения QRS-комплексов с использованием вейвлет-функции DB-2 и штрафного алгоритма Берга-Массара

В пятой главе приведены описания созданных программных комплексов «ЭКГ-генератор», «Точечное конструирование ЭКС» и «Вейвлет-анализатор ЭКГ-сигналов».

Также в данной главе были рассмотрены различные форматы зрания электрокардиографической информации: EDF/EDF+, GDF, MIT/BIH.

Предложенный в главе 4 алгоритм был реализован в программе «Вейвлет-анализатор ЭКГ-сигналов».

Кроме этого был разработан собственный формат хранения значений временных интервалов местонахождения QRS-комплексов, на основе языка XML.

В заключении перечислены основные результаты и выводы, полученные в диссертации.

## **ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ И ВЫВОДЫ**

- 1 Предложена линейно-квадратичная модель ЭКГ-сигналов с применением интерполяционных полиномов Эрмита и учетом миографической интерференции, наводки питающей сети и дрейфа изолинии сигнала Разработан программный комплекс, реализующий эту модель
- 2 Проанализированы существующие методики обнаружения QRS-комплексов Показано, что наиболее эффективными и перспективными являются алгоритмы, основанные на вейвлет-анализе кардиосигналов
- 3 Применен дискретный вейвлет-анализ для интерпретации результатов анализа электрокардиографических сигналов
- 4 Обоснован выбор вейвлет-фильтров для применения в дальнейших исследованиях
- 5 Проанализированы результаты применения различных методов вейвлет-трешхолдинга для повышения точности обнаружения QRS-комплексов Показана наилучшая эффективность штрафного метода Берга-Массара
- 6 Получена табулированная зависимость точности определения QRS-комплексов от величины задаваемого штрафного порога
- 7 Разработана программа «Вейвлет-анализатор ЭКГ-сигналов», реализующая предложенный алгоритм обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов
- 8 Предложен формат хранения данных об обнаруженных QRS-интервалах на базе языка XML
- 9 Анализ данных, полученных при помощи указанного программного комплекса, показал высокую степень достоверности результатов работы

## **ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИОННОЙ РАБОТЫ**

### **Публикации в изданиях, рекомендованных ВАК**

- 1 Ладяев Д А Использование вейвлета Добеши-2 и алгоритма Берга-Массара при решении задачи обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов // Системы управления и информационные технологии, 2007, N2 1(28) - С 162-166

### **Публикации в других изданиях**

- 2 Ладяев Д А Моделирование электрокардиографических сигналов в среде Matlab // Труды Всероссийской научной конференции "Проектирование научных и инженерных приложений в среде MATLAB" М ИПУ РАН, 2004 ил С 1744-1751
- 3 Ладяев Д А Кластерный анализ в обнаружении предсердной узловой экстрасистолии // Информационные технологии моделирования и управления (выпуск №1(19)) // Воронеж Научная книга, 2005 ил С 25-29

- 4 Ладяев Д А Использование вейвлетов в задаче распознавания QRS-комплексов ЭКГ-сигналов // Вычислительные системы и технологии обработки информации Межвуз сб. научн тр – Вып 6 (30) ИИЦ ПГУ, 2006, с 117-125
- 5 Ладяев Д А Использование алгоритмов шумоподавления в задаче определения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов // XXXIV Огаревские чтения материалы науч конф в 2 ч Ч 2 Естественные и технические науки/сост О И Скотников, отв за выпуск В Д Черкасов – Саранск Изд-во Мордов ун-та, 2006 С 240
- 6 Ладяев Д А Моделирование ЭКГ-сигнала / Ладяев Д А , Федосин С А // Информационные технологии моделирования и управления (выпуск №6(31)) // Воронеж Научная книга, 2006 ил С 702-709
- 7 Ладяев Д А Методы определения QRS-комплексов // Информационно-вычислительные технологии и их приложения сборник статей V Международной научно-технической конференции - Пенза РИО ПГСХА, 2006 ил С 207-210
- 8 Ладяев Д А Алгоритм вейвлет-анализа одномерных сигналов в режиме реального времени / Ладяев Д А , Абакумов А А // Современные методы и средства обработки пространственно-временных сигналов сборник статей V Всероссийской научно-технической конференции – Пенза АНОО «Приволжский дом знаний», 2007 ил С 19-22
- 9 Ладяев Д А Программные комплексы моделирования и обнаружения QRS-комплексов ЭКГ-сигналов // Препринт N110 Саранск СВМО, 2007 - 22 с

#### **Свидетельства об официальной регистрации программ**

- 10 ЭКГ-генератор / Д А Ладяев, Мордовский госуниверситет им Н П Огарева – № 2006612076, зарег в Реестре программ для ЭВМ 15 06 2006 г
- 11 Вейвлет-анализатор ЭКГ-сигналов / Д А Ладяев, Мордовский госуниверситет им Н П Огарева – № 2006612077, зарег в Реестре программ для ЭВМ 15 06 2006 г
- 12 Точечное конструирование ЭКС / Д А Ладяев, Мордовский госуниверситет им Н П Огарева – № 2006612076, зарег в Реестре программ для ЭВМ 15 06 2006 г

Подписано в печать 04 10 07 Объем 1,25 п л  
Тираж 100 экз Заказ № 1782  
Типография Издательства Мордовского университета  
430000, г Саранск, ул Советская, 24