

На правах рукописи

**ВАРНАВСКИЙ АЛЕКСАНДР НИКОЛАЕВИЧ**

**СПОСОБЫ И СРЕДСТВА  
ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА  
НА ОСНОВЕ НЕЛИНЕЙНЫХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ  
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА  
В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ**

Специальность: 05.11.17 – Приборы, системы и изделия  
медицинского назначения

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

Рязань 2008

Работа выполнена в Государственном образовательном учреждении  
высшего профессионального образования  
«Рязанский государственный радиотехнический университет»

Научный руководитель:

доктор технических наук Михеев Анатолий Александрович.

Официальные оппоненты:

**Селищев** Сергей Васильевич, доктор физико-математических наук,  
заведующий кафедрой "Биомедицинские системы" МИЭТ;

**Гуржин** Сергей Григорьевич, кандидат технических наук, доцент кафедры  
"Информационно-измерительная и биомедицинская техника" РГРТУ.

Ведущая организация:

ОАО «Елатомский приборный завод», г. Елатьма, Рязанская область.

Защита состоится « 21 » ноября \_\_\_\_\_ 2008 г. в 12 часов  
на заседании диссертационного совета Д 212.211.04  
в ГОУВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет»  
по адресу: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке ГОУВПО  
«Рязанский государственный радиотехнический университет»

Автореферат разослан « 17 » октября \_\_\_\_\_ 2008 года

Ученый секретарь  
диссертационного совета

Борисов А. Г.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность работы.** Сердечно-сосудистые заболевания по статистике занимают первое место среди причин смертности россиян. В связи с этим возникает острая необходимость точной и своевременной диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы на ранних стадиях развития патологий. Особое место среди таких заболеваний занимают различные нарушения ритма – аритмии. В настоящее время среди многочисленных инструментальных методов исследования ведущее место принадлежит электрокардиографии. Этот метод исследования биоэлектрической активности сердца является сегодня незаменимым в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофии желудочков и предсердий, ишемической болезни, инфарктов миокарда и других заболеваний сердца.

В Приоритетном национальном проекте «Здоровье» отмечается актуальность решения задач, направленных на укрепление здоровья населения России, снижение уровня заболеваемости, инвалидности, смертности, а также на удовлетворение потребности населения в высокотехнологичных видах медицинской помощи. При этом отмечается недостаточная оснащенность медицинских учреждений диагностическим оборудованием. Все это требует разработки и внедрения высокоэффективных диагностических систем медицинского назначения, в том числе и систем автоматизации кардиологических исследований. Создание способов и средств, направленных на повышение качества автоматического анализа электрокардиосигнала (ЭКС) и обеспечивающих надежную диагностику патологий сердца, в том числе и аритмий, способствует оптимизации лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Теоретические и практические аспекты выделения информативных параметров ЭКС и анализа ритма сердца рассмотрены в работах отечественных и зарубежных авторов: Баевского Р.М., Истоминой Т.В., Манило Л.А., Нагина В.А., Прошина Е.М., Селищева С. В., Dotsinsky I.A., Pan J., Stoyanov T.V., Tompkins W.J. и других. Как следует из этих работ, наибольшее распространение в настоящее время получили методы анализа ЭКС во временной области. Для обнаружения аритмии во временной области выделяют начало каждого кардиоцикла или так называемые опорные точки на QRS-комплексе и анализируют полученную последовательность R-R-интервалов. При этом остальные элементы определяют относительно выделенной опорной точки. Однако при таком подходе существует ряд проблем выделения опорных точек при изменчивости формы QRS-комплексов, высоких частотах сердечных сокращений (ЧСС) и наличии полиморфных аритмий. Кроме того, проблемы возникают при определении форм аритмий, выскальзывающих импульсов, блокированных предсердных экстрасистол, мерцательных аритмий и т.п., связанных с выделением низкоамплитудных зубцов на фоне высокоамплитудных.

Таким образом, разработка более совершенных способов и средств анализа сердечного ритма и распознавания аритмий относится к одному из

актуальных направлений по созданию медицинской техники, предназначенной для автоматической диагностики в кардиологии.

**Цель диссертационной работы:** повышение достоверности обнаружения нарушений сердечного ритма, определения видов и форм аритмий в режиме реального времени на основе разработки и применения способов нелинейного преобразования амплитудно-временных параметров электрокардиосигнала.

Для достижения поставленной цели должны быть решены следующие **задачи**.

1. Разработка функционального преобразования амплитудно-временных параметров электрокардиосигнала, обеспечивающего выделение его зубцов.
2. Исследование и разработка способов повышения достоверности определения начала каждого кардиоцикла и водителя ритма.
3. Исследование и разработка способа анализа ритма сердца в режиме реального времени, основанного на функциональных интегральных преобразованиях ЭКС, позволяющего определять регулярность и частоту сердечных сокращений, основные показатели вариабельности сердечного ритма.
4. Исследование и разработка способов повышения достоверности обнаружения в режиме реального времени видов нарушений ритма сердца, основанных на введенных функциональных интегральных преобразованиях ЭКС.
5. Разработка аппаратных и программных средств, реализующих предложенные способы.

**Методы исследования.** Для решения поставленных задач в работе применен комплексный подход, в основу которого положены теоретические и экспериментальные исследования. В теоретической части диссертационной работы использовались методы математического моделирования, цифровой фильтрации, математической статистики, теории функций.

Для подтверждения правильности теоретических выводов проводились экспериментальные проверки теоретических положений с использованием реальных электрокардиосигналов из стандартной базы ЭКГ-данных MIT-BIH Массачусетского технологического института США, пакетов программ схемотехнического и имитационного моделирования (MathCAD, MATLAB и AVR Studio), а также путем натурного макетирования и испытания средств анализа ритма сердца, разработанных на основе предложенных способов.

### **Научная новизна**

1. Показано, что для выделения любого зубца ЭКС на фоне остальных зубцов необходимы нелинейные преобразования амплитудно-временных параметров ЭКС, предложены функции преобразования, представляющие собой произведения двух сигмоидальных функций, обеспечивающие данное

выделение, установлена взаимосвязь между коэффициентами функций преобразований и амплитудно-временными параметрами ЭКС.

2. Предложены способы уменьшения, по меньшей мере на порядок, вероятности ошибки выделения опорной точки (ложные выделения, пропуски) за счет увеличения устойчивости к вариабельности формы элементов ЭКС и частоты сердечных сокращений, позволяющие достоверно определять начало кардиоцикла и водитель ритма.

3. Предложен способ анализа ритма сердца в режиме реального времени, основанный на нелинейных интегральных преобразованиях ЭКС, позволяющий определять регулярность и частоту сердечных сокращений, основные показатели вариабельности сердечного ритма с погрешностью, не превышающей одного периода дискретизации, а также виды нарушений ритма сердца.

**Достоверность научных положений и выводов** подтверждается корректным применением математического аппарата, результатами модельных и натуральных экспериментов, подтверждающими эффективность предложенных способов и алгоритмов, а также результатами практического использования алгоритмических и программных средств.

**Практическая ценность работы.** Предложенные способы и алгоритмы автоматического анализа ЭКС обеспечивают более достоверное обнаружение нарушений ритма сердца, определение вида аритмии и ее формы за счет применения функциональных интегральных преобразований при выделении отдельных элементов ЭКС (зубцов), в том числе и низкоамплитудных. Они могут быть использованы при проектировании систем автоматической обработки ЭКС, осуществляющих оценку состояния сердечно-сосудистой системы.

Схемотехнические и программные решения, реализующие предложенные способы анализа, могут быть использованы для решения исследовательских и практических задач в кардиологии. Исследования по теме диссертации проводились в связи с выполнением работ по гранту Администрации Рязанской области по разделу «Медицинская техника», утвержденному Постановлением № 178-КГ от 24.03.2004.

**Реализация результатов работы.** Результаты работы в виде программы обнаружения аритмии использованы в МУЗ «Детская поликлиника № 2» г. Рязани и ООО ЦМП «Истоки здоровья».

### **Положения, выносимые на защиту**

1. Функции нелинейных преобразований электрокардиосигнала во временной области, представляющие собой произведения двух сигмоидальных функций, обеспечивающие независимое от QRS-комплекса выделение зубцов электрокардиосигнала в режиме реального времени, и взаимосвязи

коэффициентов преобразования с амплитудно-временными параметрами ЭКС.

2. Способы уменьшения, по меньшей мере на порядок, вероятности ошибки выделения опорной точки (ложные выделения, пропуски) за счет увеличения устойчивости к вариабельности формы элементов ЭКС и частоты сердечных сокращений, позволяющие достоверно определять начало кардиоцикла и водитель ритма.

3. Способ анализа ритма сердца в режиме реального времени, основанный на нелинейных интегральных преобразованиях ЭКС, позволяющий определять регулярность и частоту сердечных сокращений, основные показатели вариабельности сердечного ритма с погрешностью, не превышающей одного периода дискретизации, а также виды нарушений ритма сердца.

4. Устройства, реализующие предложенные способы выделения опорных точек и обнаружения аритмий. Алгоритм анализа ритма сердца.

**Апробация работы.** Основные научные и практические результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались в период 2002 – 2008 гг. на десяти конференциях и симпозиумах по проблемам теории и практики обработки и распознавания биосигналов, медицинского приборостроения и автоматизации электрокардиографических исследований:

- всероссийских научно-технических конференциях студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» («Биомедсистемы») (г. Рязань, 2002-2007 гг.);
- V, VI международных симпозиумах «Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия» («КАРДИОСТИМ») (г. С.-Петербург, 2006, 2008 гг.);
- 4-й международной научной конференции «Метромед-2007», г. Санкт-Петербург;
- ежегодной всероссийской научной школе-семинаре «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине - 2007», г. Саратов.

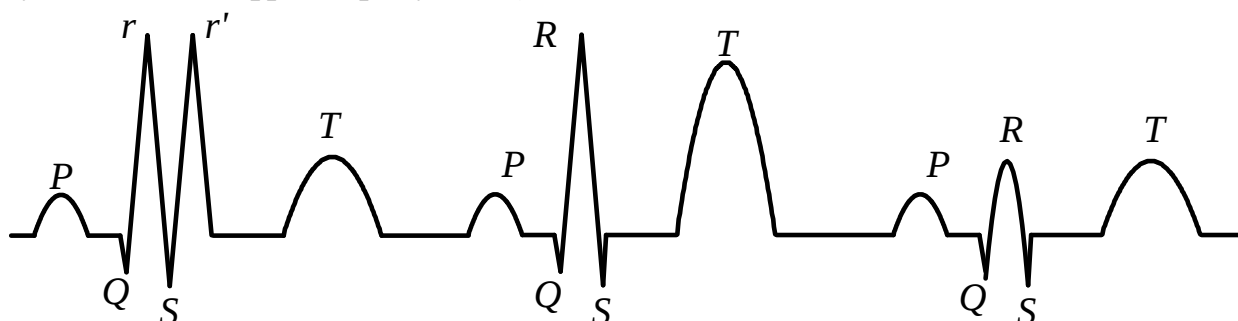
**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 28 научных работ, из них – 11 статей (в том числе опубликованных в ведущих рецензируемых журналах и изданиях, определенных ВАК Минобрнауки РФ, 3 статьи), 13 работ – в материалах российских и международных научно-технических конференций, 4 патента на изобретения, выданные Федеральной службой по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, списка литературы, включающего 115 наименований, приложений А-В. Основная часть работы изложена на 146 страницах машинописного текста. Работа содержит 66 рисунков и 13 таблиц. Общий объем составляет 184 страницы.

## КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность темы диссертационной работы, сформулирована ее цель, кратко изложены основные решаемые задачи и полученные результаты, включая научную новизну и практическую ценность, рассмотрены используемые методы исследования, освещены итоги реализации результатов работы, приведены научные положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** («Обзор методов и средств анализа ритма сердца на основе обработки электрокардиосигнала») приведены результаты анализа проблем, связанных с автоматизированным обнаружением аритмий. По результатам такого анализа сделан вывод о преобладающем использовании методов анализа нарушений ритма сердца во временной области, позволяющих проводить анализ ЭКС в режиме реального времени, а также сравнительно просто реализуемых. Здесь же отмечается сравнительно невысокая вероятность методов обнаружения аритмий, а также невозможность выявления некоторых видов аритмий. Отмечается, что обнаружение аритмии осуществляется на основе анализа последовательности интервалов RR, которые определяются путем выделения опорных точек на QRS-комплексе в каждом кардиоцикле. При этом надежность такого анализа снижается при различных модификациях формы QRS-комплекса (расщепление R-зубца, малая амплитуда, большой фронт, рисунок 1).



*Рисунок 1 - Модификации формы QRS-комплекса*

Описаны способы формирования пороговых уровней при выделении QRS-комплекса.

**Вторая глава** («Выбор и обоснование способов выделения информативных параметров электрокардиосигнала») посвящена теоретическому выбору и обоснованию способов выделения информативных параметров электрокардиосигнала. Выбрана модель зубца ЭКС, характеризующаяся основными амплитудно-временными параметрами: амплитудой  $A$ , длительностью  $T_z$ , параметрами формы и полярности  $F$ , позволяющая описать все преобразования сигнала.

Обоснована целесообразность замены функции  $Y(x)$  преобразования отдельных участков ЭКС произведением трех функций  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$ , каждая из которых определяет вклад значения соответствующего параметра

участка (амплитуды, длительности, формы и знака) в отдельности в результате преобразования. Причем аргументом функции  $\alpha(x)$  должна быть амплитуда участка  $A$ , аргументом  $\beta(x)$  - длительность участка  $Tz$ , аргументом  $\gamma(x)$  - параметр формы  $F$ . Для повышения надежности и помехоустойчивости анализа предложено осуществлять преобразования с использованием нескольких отсчетов, т.е. интегральные преобразования.

Предложена процедура вычисления результата преобразования на каждом  $k$ -м шаге дискретизации, заключающаяся во введении окна анализа длительностью  $T_w$ , выделяющего некоторое число  $N$  отсчетов ЭКС и перемещающегося вдоль сигнала с шагом, равным периоду дискретизации  $\Delta t$ :

$$N = \frac{T_w}{\Delta t}.$$

С учетом того, что рассматриваемая совокупность отсчетов ЭКС,

находящихся в окне анализа, несет информацию об амплитудно-временных параметрах его соответствующих участков, предложено вместо параметров  $A$ ,  $Tz$  и  $F$  участков использовать амплитудно-временные параметры отсчетов: модуль и знак отсчета  $x_k$ , время  $t_k^*$  отсчета относительно начала своего зубца. Предложено для вычисления  $t_k^*$  использовать сравнение отсчетов ЭКС с одним или двумя пороговыми уровнями (рисунок 2).

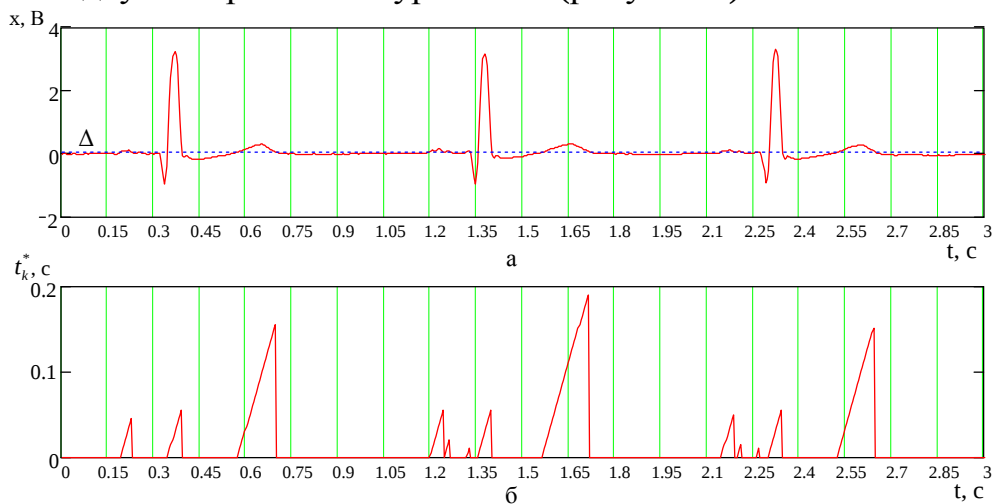


Рисунок 2 - Формирование времени отсчета  $t_k^*$

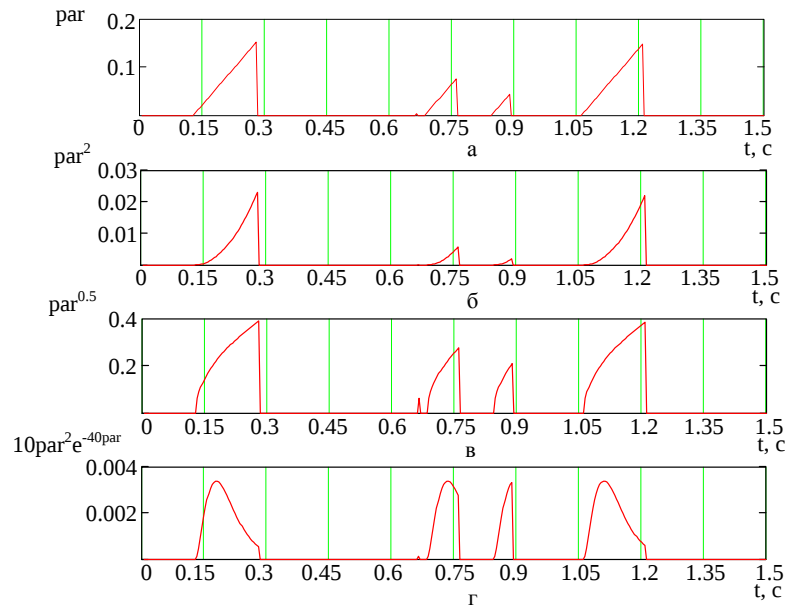
Показано изменение амплитудно-временных параметров зубцов или отсчетов ЭКС в зависимости от вида функций  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$ . На рисунке 3,а в качестве примера приведен график зависимости некоторого параметра  $par$  от времени, а рисунки 3,б-г иллюстрируют изменение такого параметра соответственно функциями  $x^2$ ,  $x^{1/2}$  и  $10x^2e^{-40x}$ .

Получено выражение для результата интегрального преобразования:

$$y_k = \sum_{n=0}^N \alpha(|x_{k-n}|) \beta(t_{k-n}^*) \gamma(x_{k-n}).$$

Показано, что соответствующим выбором функций  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$ , а также значений  $T_w$  или  $N$  можно обеспечить появление максимального значения  $y_k$  при наступлении обнаруживаемого события (появление рассматри-

ваемого зубца, аритмии и т.п.). Факт наличия такого максимума и соответственно события можно установить любыми известными методами, в том числе и пороговыми, описанными в главе 1.



*Рисунок 3 - Преобразования некоторого параметра  $par$*

Исследование результатов преобразования ЭКС, зубцы которого представлены выбранной моделью, позволило сделать следующие выводы.

1. При попадании в окно анализа нескольких элементов результат преобразования равен сумме результатов преобразования от каждого элемента в отдельности.
2. Использование линейных функций  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$  позволяет выделить зубцы с максимальными значениями амплитудно-временных параметров.
3. Для выделения зубцов с произвольными значениями амплитудно-временных параметров необходимо использование нелинейных функций, в простейшем случае - степенных.

Для реализации введенных преобразований ЭКС предложено использовать дискретный нерекурсивный параметрический фильтр, весовые коэффициенты которого равны произведению значений функций преобразования амплитудно-временных параметров. Показано, что использование предложенного параметрического фильтра в составе обобщенной схемы измерения и распознавания информативных параметров электрокардиосигнала (рисунок 4) существенно упрощает ее. При этом процесс преобразования ЭКС обеспечивает следующие преимущества: 1) возможность выделения различных информативных параметров ЭКС: как временных, так и амплитудных; 2) работа в режиме реального времени; 3) простота реализации процедуры выделения информативных параметров; 4) подход имеет явный физический смысл: работа с амплитудно-временными параметрами ЭКС.

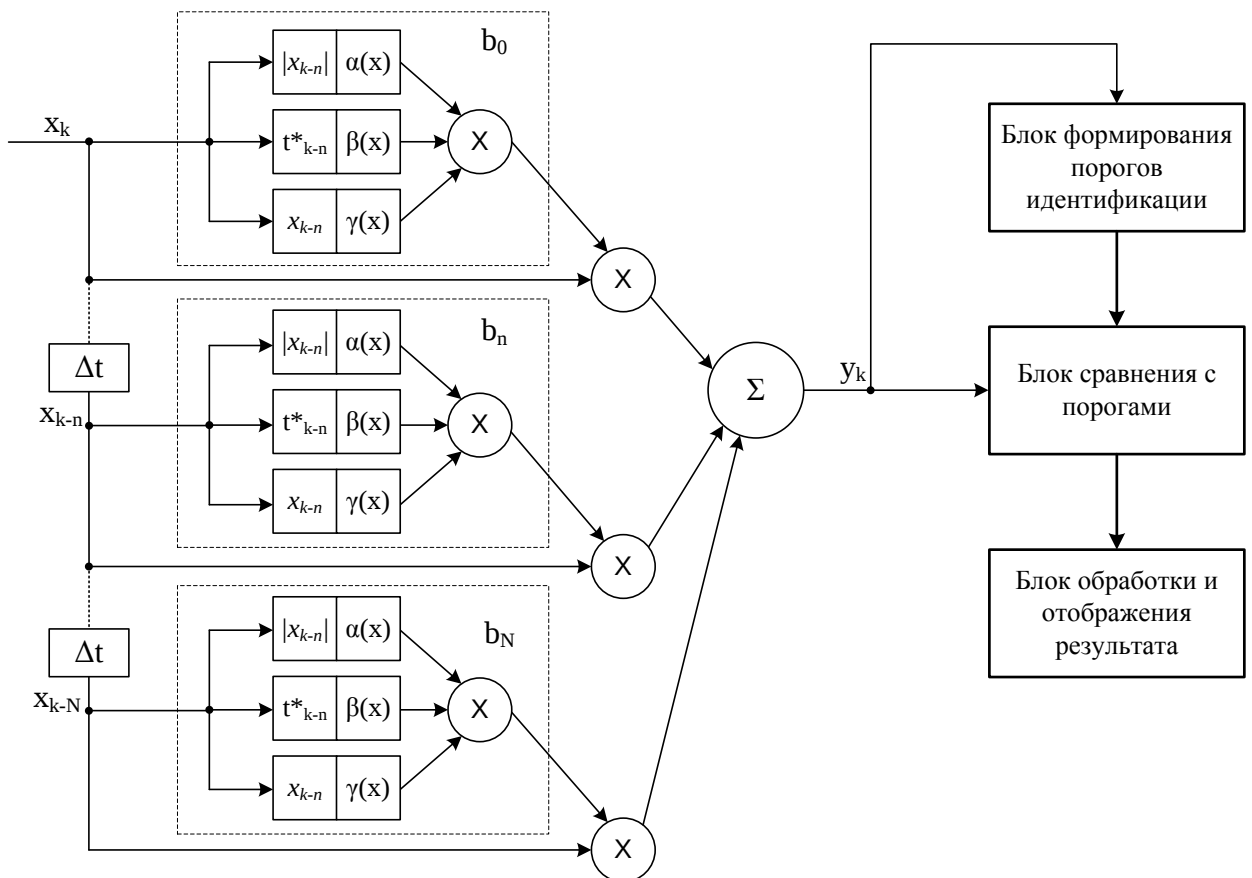


Рисунок 4 - Схема анализа ЭКС

Для формирования дискретных фильтров выделения зубцов ЭКС были определены требования к функциям  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ , которые заключаются в следующем.

1. Функции должны быть непрерывными в диапазоне рассматриваемых аргументов.
2. Заданным образом вести себя в районе нулевых значений аргумента. Поведения функций в этой области определяются наличием и уровнем шумов (флуктуационного шума, остаточного после фильтрации сигнала сетевой помехи, влияния физиологических артефактов, малых по длительности импульсных помех). Поэтому при малом значении аргументов значения функций должны быть малыми.
3. Максимальные значения каждой функции должны приходиться на амплитуду, длительность и параметр формы выделяемого зубца.
4. Функции должны иметь минимальные значения в области больших значений аргумента в случае выделения зубцов с малой амплитудой и длительностью.

Перечисленным выше требованиям удовлетворяет некоторая функция  $Y(x)$ , имеющая вид, изображенный на рисунке 5. Функция достигает максимального значения при значении аргумента  $x_m$ , соответствующего амплитуде, длительности или форме зубца. Было предложено в качестве функции  $Y(x)$  использовать произведение двух сигмоидальных функций.

Было показано, что при различных модификациях формы зубцов наиболее оптимальным является использование функции  $\gamma(x) = \frac{1}{|x|}$ , позволяющей выделять зубцы отрицательной полярности.

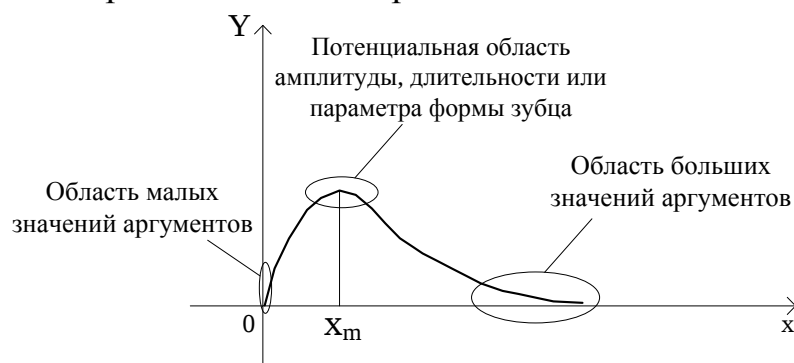


Рисунок 5 - График функции  $Y(x)$

С учетом возможных значений амплитудно-временных параметров каждого зубца и вероятности их появления были выбраны функции  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$  и ширина окна фильтра  $N$  для выделения каждого зубца (таблица 1).

Таблица 1 – Дискретные параметрические фильтры выделения зубцов ЭКС

| Фильтр<br>зубца   | $\alpha(x)$                                         | $\beta(x)$                                          | $\gamma(x)$     | $N$ при<br>$\Delta t=2\text{мс}$ |
|-------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|-----------------|----------------------------------|
| P                 | $\frac{1}{(1+e^{-100(x-0,05)})(1+e^{100(x-0,25)})}$ | $\frac{1}{(1+e^{-400(x-0,01)})(1+e^{200(x-0,11)})}$ | $\frac{1}{ x }$ | 75                               |
| R                 | $\frac{1}{(1+e^{-6(x-0,8)})}$                       | $\frac{1}{(1+e^{-400(x-0,01)})(1+e^{200(x-0,11)})}$ | $\frac{1}{ x }$ | 75                               |
| QRS<br>экстрасис. | $\frac{1}{(1+e^{-6(x-1)})}$                         | $\frac{1}{(1+e^{-600(x-0,1)})(1+e^{600(x-0,14)})}$  | $\frac{1}{ x }$ | 100                              |
| T                 | $\frac{1}{(1+e^{-20(x-0,4)})(1+e^{20(x-1)})}$       | $\frac{1}{(1+e^{-100(x-0,16)})}$                    | $\frac{1}{ x }$ | 150                              |

На рисунках 6,б, 6,в, 6,г показаны сигналы преобразования ЭКС (рисунок 6,а) каждого фильтра выделения зубцов Р, R и Т. Очевидно, что в области соответствующего зубца образуется максимум сигнала преобразования. Отмечено, что выделить каждый зубец можно путем сравнения сигнала преобразования с пороговым уровнем. Способы формирования такого уровня могут быть стандартными, например теми же самыми, что и при выделении QRS-комплекса, и описаны в главе 1.

Для анализа вариабельности интервалов R-R и P-P были предложены дискретные фильтры (таблица 2). Причем функции  $\alpha(x)$ ,  $\beta(x)$ ,  $\gamma(x)$  выбирались аналогично функциям фильтров соответствующих зубцов, а число  $N$  – из анализа зависимостей длительностей интервалов R-R, QT и PT от ЧСС.

Рисунки 7,б, 7,в иллюстрируют сигналы преобразования ЭКС (рисунок 7,а) каждого из фильтров интервалов P-P и R-R. Отмечено, что относительно уровня преобразования одного кардиоцикла образуются пики, причем пики, направленные вверх, указывают на уменьшение длительности кардиоцикла относительно окна анализа, а пики, направленные вниз, – на увеличение длительности кардиоцикла.

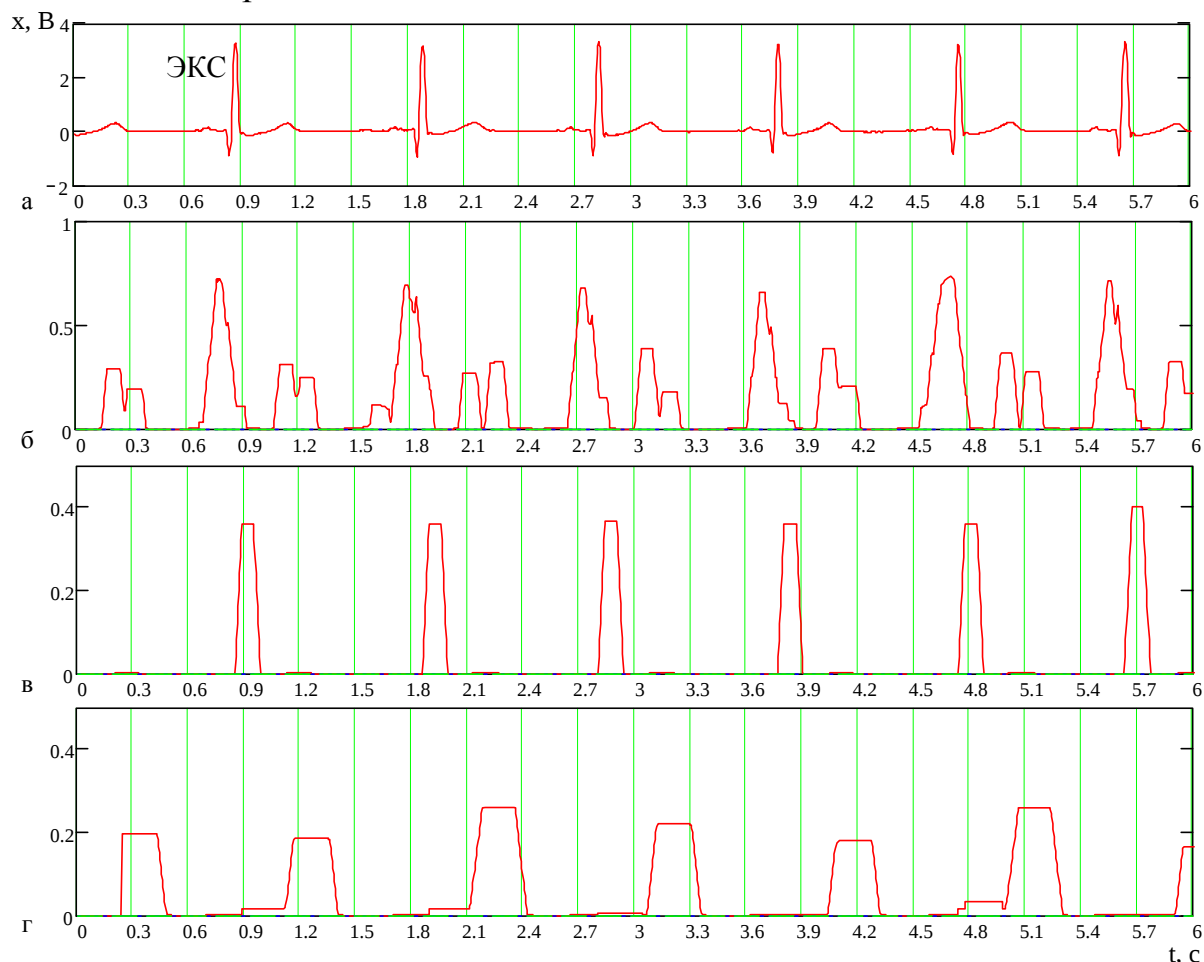


Рисунок 6 - Сигналы преобразования фильтрами зубцов P, R и T

Таблица 2 - Дискретные параметрические фильтры анализа интервалов

| Фильтр интервала | $\alpha(x)$                                         | $\beta(x)$                                          | $\gamma(x)$   | $N$ при $\Delta t=2\text{мс}$ |
|------------------|-----------------------------------------------------|-----------------------------------------------------|---------------|-------------------------------|
| P-P              | $\frac{1}{(1+e^{-100(x-0,05)})(1+e^{100(x-0,25)})}$ | $\frac{1}{(1+e^{-400(x-0,01)})(1+e^{200(x-0,11)})}$ | $\frac{1}{x}$ | 288                           |
| R-R              | $\frac{1}{(1+e^{-6(x-0,8)})}$                       | $\frac{1}{(1+e^{-400(x-0,01)})(1+e^{200(x-0,11)})}$ | $\frac{1}{x}$ | 250                           |

Предложено для анализа variability сердечного ритма осуществлять на основе анализа сигнала преобразования фильтра интервалов R-R с помощью двух пороговых уровней  $\Delta^{+,-}$  путем оценки участков сигнала преобразования  $\Delta TK^{+}$  и  $\Delta TK^{-}$ , выходящих за эти уровни. Величину пороговых уровней необходимо выбирать равной  $\Delta^{+,-} = Q_{KC} \pm 0,5Q_{KC}$ , где  $Q_{KC}$  - значение преобразования одного кардиоцикла.

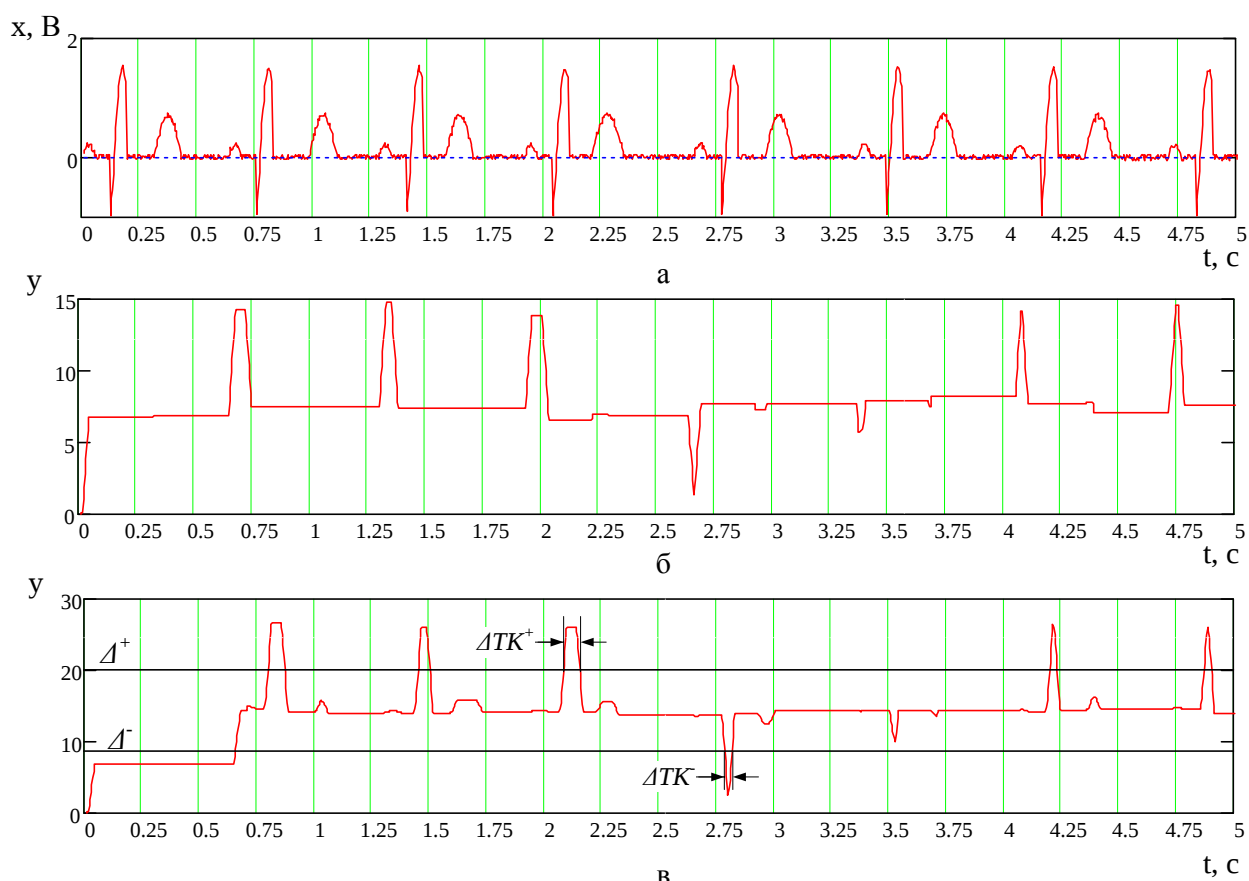


Рисунок 7 – Сигналы преобразования фильтрами интервалов P-P и R-R

**Третья глава** («Способы анализа ритма и обнаружения аритмий сердца») посвящена разработке способов и алгоритмов анализа ритма и обнаружения аритмий сердца.

Для определения начала кардиоцикла, расположения элементов внутри кардиоцикла и водителя ритма разработаны способы выделения опорной точки на TP-сегменте, позволяющие выделять опорную точку без учета формы QRS-комплекса. Для формирования пороговых уровней, использующихся при выделении опорных точек, а также для определения текущего времени отсчета относительно начала своего зубца предложено формировать дискретный параметрический фильтр и определять минимальную мощность  $s^2$  ЭКС в каждом кардиоцикле. На основании  $s_1^2, s_2^2, \dots, s_L^2$  таких значений, полученных в последних  $L$  кардиоциклах, величина пороговых уровней  $|U_{\Pi}|$  определяется по формуле

$$|U_{\Pi}| = M \sqrt{\frac{L}{\chi_1^2} \left( \frac{\sum_{i=1}^L s_i^2}{L} \right)},$$

где  $\chi_1^2$  - критерий Пирсона для вероятности  $\frac{1-\zeta}{2}$ ,  $\zeta$  - доверительная вероятность для генеральной дисперсии,  $M > 1$ .

Для повышения помехоустойчивости выделения опорной точки на ТР-сегменте предложено допускать превышение пороговых уровней несколькими (тремя) соседними отсчетами шума и выбирать число  $M=2$ . Предложен способ формирования и изменения числа счета. Вычислена вероятность правильного обнаружения опорной точки, которая составила 0,999.

Показано, что анализ сигнала преобразования фильтром интервалов R-R позволяет определить среднюю длительность кардиоцикла, регулярность и частоту сердечных сокращений, а также основные показатели variability сердечного ритма.

Показано, что, например, средняя длительность кардиоцикла  $\overline{TK}$  вычисляется по формуле

$$\overline{TK} = T_w + \frac{\sum_{b=0}^l \Delta TK_b^+ - \sum_{d=0}^m \Delta TK_d^-}{q},$$

где  $l$  - число участков сигнала преобразования, выходящих за пороговый уровень  $\Delta^+$ ,  $m$  - число участков сигнала преобразования, выходящих за пороговый уровень  $\Delta^-$ ,  $q$  - число кардиоциклов, а погрешность вычисления временных параметров не превышает одного периода дискретизации.

Показано применение рассмотренных дискретных параметрических фильтров зубцов и интервалов для обнаружения основных видов аритмий: синусовых брадикардий, тахикардий, аритмий, экстрасистолии, приступа пароксизмальной тахикардии, мерцательной аритмии. Обнаружение этих видов аритмий происходит в режиме реального времени. Рисунок 8 иллюстрирует принцип порогового обнаружения приступа пароксизмальной тахикардии с использованием фильтра интервалов R-R. Для этого помимо пороговых уровней  $\Delta^+$  и  $\Delta^-$  формируется дополнительный пороговый уровень  $\Delta_{IT} = 2,5Q_{KЦ}$ , а выход сигнала преобразования за этот пороговый уровень свидетельствует о приступе пароксизмальной тахикардии.

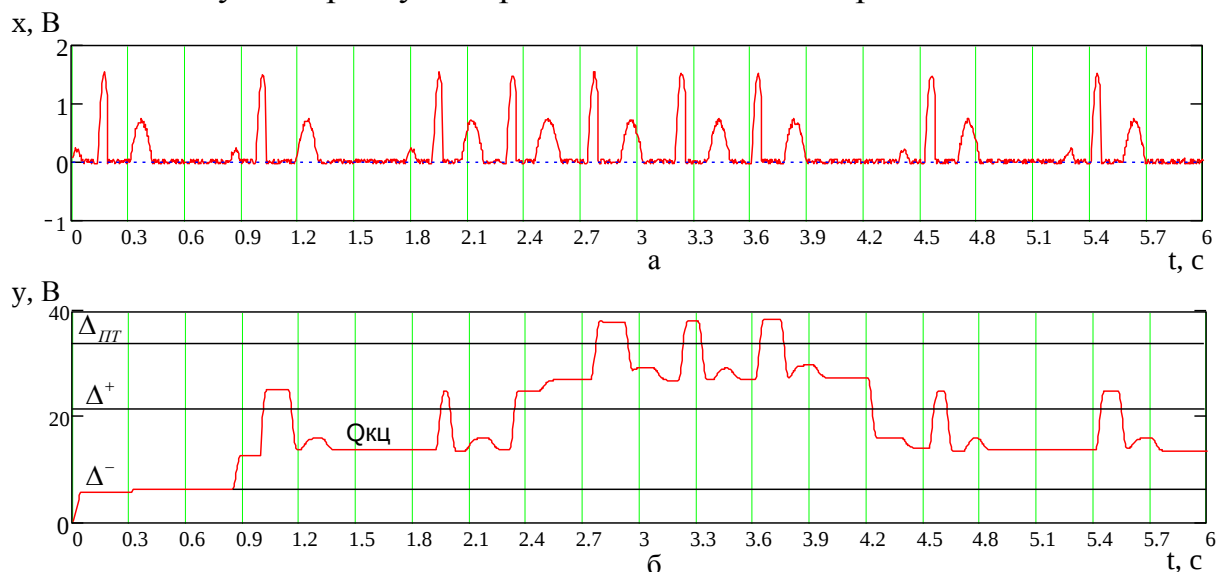


Рисунок 8 - Принцип обнаружения приступа пароксизмальной тахикардии

**В четвертой главе** («Практическая реализация предложенных способов анализа ритма сердца») приведены варианты практической реализации предложенных способов построения портативных диагностических кардиологических систем.

Рассмотрена реализация устройства выделения опорных точек в каждом кардиоцикле на ТР-сегменте. Разработан алгоритм обнаружения аритмий, оптимальный для реализации в виде портативного устройства. На основании данного алгоритма создано устройство на дискретных элементах, а также написаны программы анализа ЭКС для микроконтроллера Atmega 128 и среды Delphi.

Все предложенные способы анализа ритма сердца были апробированы на электрокардиосигналах, взятых из базы ЭКГ MIT-BIH.

**В заключении** излагаются основные результаты теоретических исследований и практических разработок, представленных в диссертационной работе.

## **ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ**

В диссертации решен ряд теоретических вопросов и разработаны алгоритмические средства анализа ритма и обнаружения аритмий для автоматического анализа ЭКГ, что привело к повышению достоверности распознавания нарушений сердечного ритма.

1. Предложены процесс преобразования ЭКС, заключающийся в использовании преобразований амплитуды, длительности, параметров формы и полярности, а также нелинейные функции, реализующие каждое из преобразований. Преобразования осуществляются над совокупностью отсчетов (интегральный подход) и позволяют выделить различные по амплитуде и длительности элементы электрокардиосигнала. Принцип выбора функций преобразования, а также длительности участка анализа – появление максимума сигнала преобразования при наступлении обнаруживаемого события. Предложено реализовать данные преобразования в виде дискретного параметрического фильтра, нерекурсивные параметрические коэффициенты которого равны произведению значений функций преобразования амплитудно-временных параметров. Было показано, что предложенный параметрический фильтр можно использовать в составе обобщенной схемы измерения и распознавания информативных параметров электрокардиосигнала, существенно упрощая ее. Отмечались преимущества такой схемы анализа.

2. Для выделения информативных параметров ЭКС, таких как начало кардиоцикла, и определения порядка следования элементов, предложен способ выделения опорной точки на ТР-сегменте, инвариантный к изменению ЧСС и обеспечивающий помехоустойчивое выделение опорных точек независимо от варибельности форм элементов QRS-комплекса и зубца Т за счет формирования пороговых уровней в зависимости от величины СКО шума, а также учета выхода допустимого числа соседних отсчетов за пороговые

уровни, позволяющий увеличить вероятность правильного выделения опорной точки до 0,999.

3. Предложены способы и алгоритмы выделения зубцов электрокардиосигнала, основанные на его нелинейных преобразованиях, обеспечивающие достоверное обнаружение форм аритмий. Экспериментальные исследования показали, что вероятность правильного выделения зубцов Р, R и Т составляет 0,975, 0,999 и 0,995 соответственно, а вероятность выделения зубцов известными методами во временной области составляет порядка 0,98.

4. На основе интегральных преобразований электрокардиосигнала разработаны способы обнаружения нарушений сердечного ритма, основных видов аритмий и их форм, позволяющие проводить анализ ЭКС при различных формах его элементов, широком диапазоне ЧСС, а также полиморфных аритмиях. Экспериментальные исследования показали, что вероятность правильного обнаружения аритмии составляет 0,995, что больше вероятности обнаружения аритмий известными методами анализа ЭКС во временной области (порядка 0,98).

5. Разработанные способы анализа нарушений ритма и обнаружения аритмий сердца были реализованы в виде аппаратных и программных средств, что подтвердило практическую значимость работы и справедливость предложенных в работе теоретических положений.

Изложенное позволяет утверждать, что все поставленные задачи решены, и цель диссертационной работы достигнута.

## **СПИСОК ОПУБЛИКОВАННЫХ РАБОТ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

1. Варнавский А.Н. Энергетический анализ элементов электрокардиосигнала //Тезисы докладов конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы-2002). 2002. - С. 38-39.
2. Варнавский А. Н., Михеев А. А. Выявление опорных точек на электрокардиосигнале для определения длительности кардиоцикла //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. - Рязань, 2003. - С. 37-40.
3. Варнавский А.Н. Возможность выделения R-R интервала на основе временного окна //Тезисы докладов конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы-2003). 2003. - С. 79-80.
4. Варнавский А.Н. Автоматическое изменение ширины временного окна в методе выделения опорной точки на ТР сегменте //Тезисы докладов конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы-2004). 2004. - С. 141-142.
5. Варнавский А.Н. Область применимости метода выделения опорной точки на ТР-сегменте электрокардиосигнала //Физика полупроводни-

- ков. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2004. - С. 40-44.
6. Варнавский А.Н., Михеев А.А. Выделение опорной точки электрокардиосигнала на ТР сегменте //Медицинские приборы и технологии. Межвуз. сб. науч. статей Тульского Государственного университета. – Тула, 2005. - С. 107-111.
  7. Варнавский А. Н., Мельник О. В, Михеев А. А. Метод выделения опорной точки в каждом кардиоцикле //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. 2005. № 1-2. - С. 36-39.
  8. Варнавский А.Н. Выделение опорной точки в каждом кардиоцикле при наличии синусовой аритмии //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2005. - С. 70-71.
  9. Варнавский А.Н. Исследование энергетических характеристик и параметров элементов электрокардиосигнала //Тезисы докладов конференции студентов, молодых ученых и специалистов «Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы» (Биомедсистемы-2005). – Рязань, 2005. - С. 74-75.
  10. Варнавский А. Н., Михеев А. А. Метод выделения начала кардиоцикла в реальном времени и его реализация //Вестник аритмологии. 2006. Приложение А. - С. 194.
  11. Варнавский А.Н., Морозов В.С. Определение экстрасистолы электрокардиосигнала //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2006. - С. 35-38.
  12. Варнавский А.Н. Способы повышения достоверности выделения опорной точки на ТР-сегменте электрокардиосигнала //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2006. - С. 57-61.
  13. Варнавский А.Н. Энергетический подход к обнаружению экстрасистол электрокардиосигнала //Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2006». – Рязань, 2006. - С. 83-84.
  14. Варнавский А.Н. Новое направление в определении начала кардиоцикла //Измерительные и информационные технологии в охране здоровья. МЕТРОМЕД-2007: труды международной научной конференции. 2007. - С. 41-43.
  15. Варнавский А.Н. Способ контроля предсердного и желудочкового ритмов электрокардиосигнала и возможность выявления экстрасистол на его основе //Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2007: материалы ежегодной Всероссийской научной школы-семинара; под ред. проф. Д.А. Усанова. – Саратов, 2007. - С. 29-31.
  16. Варнавский А. Н., Мельник О. В, Михеев А. А. Определение среднего значения длительности RR-интервала в режиме реального времени //Вестник РГРТА. 2007. № 20. - С. 61-64.

17. Варнавский А.Н. Выявление аритмии электрокардиосигнала //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2007. - С. 28-33.
18. Варнавский А.Н. Использование параметрического цифрового фильтра для выделения временных параметров элементов ЭКС //Физика полупроводников. Микроэлектроника. Радиоэлектронные устройства: межвуз. сб. науч. тр. – Рязань, 2007. - С. 33-38.
19. Патент РФ № 2302197, А61В 5/02. - Способ выделения начала кардиоцикла в реальном времени и устройство для его осуществления /А. Н. Варнавский, А. А. Михеев //Открытия. Изобретения. 2007. № 19.
20. Патент РФ № 2303944, А61В 5/02. Устройство для выделения начала кардиоцикла в реальном времени /А. Н. Варнавский, А. А. Михеев //Открытия. Изобретения. 2007. № 22.
21. Варнавский А.Н., Мельник О.В. Энергетический подход к выявлению аритмии электрокардиосигнала //Медицинская техника. 2007. № 6. - С. 12-15.
22. Варнавский А.Н. Обнаружение аритмий сердца в режиме реального времени //Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2007». - Рязань, 2007. - С. 223-227.
23. Варнавский А.Н., Князев Г.С. Обнаружение пароксизмальной тахикардии //Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2007». - Рязань, 2007. - С. 103-105.
24. Варнавский А.Н., Шатров Р.С. Определение вида ритма сердца //Материалы всероссийской конференции «Биомедсистемы – 2007». – Рязань, 2007. - С. 101-103.
25. Патент РФ № 2312593, А61В 5/0452. Способ выделения начала кардиоцикла в реальном времени и устройство для его осуществления /А. Н. Варнавский, О.В. Мельник, А. А. Михеев //Открытия. Изобретения. 2007. № 35.
26. Варнавский А.Н. Метод определения водителя ритма в режиме реального времени //Вестник аритмологии. 2008. Приложение А. - С. 157.
27. Варнавский А.Н., Шатров Р.С. Новый подход к определению показателей вариабельности сердечного ритма //Вестник аритмологии. 2008. Приложение А. - С. 157.
28. Патент РФ № 2321339, А61В 5/0402. Способ выявления аритмии электрокардиосигнала в реальном времени и устройство для его осуществления /А. Н. Варнавский, О.В. Мельник, А. А. Михеев //Открытия. Изобретения. 2008. № 10.

Варнавский Александр Николаевич

СПОСОБЫ И СРЕДСТВА  
ВЫЯВЛЕНИЯ НАРУШЕНИЙ РИТМА СЕРДЦА  
НА ОСНОВЕ НЕЛИНЕЙНЫХ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ  
ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА  
В РЕЖИМЕ РЕАЛЬНОГО ВРЕМЕНИ

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Подписано в печать \_\_16.10.2008\_\_ Формат бумаги 60X84 1/16.  
Бумага офсетная. Печать трафаретная. Усл. печ. л. 2,0.  
Уч.-изд. л. 2,0. Тираж 100 экз.

Рязанский областной комитет государственной статистики  
390013 ул. Типанова, д. 4