

На правах рукописи

Щепетов Денис Сергеевич

**СИСТЕМА ДЛИТЕЛЬНОГО МОНИТОРИРОВАНИЯ
ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ КАРДИОСТИМУЛЯТОРОВ С
ПОВЫШЕННОЙ ДОСТОВЕРНОСТЬЮ ВЫДЕЛЕНИЯ ЭЛЕМЕНТОВ
КАРДИОГРАММ**

05.13.05 - Элементы и устройства вычислительной техники
и систем управления

Автореферат диссертации
на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Автор:

Москва – 2011 г.

Работа выполнена в Национальном исследовательском ядерном университете «МИФИ»

Научный руководитель доктор технических наук, профессор
Дубровский Игорь Александрович

Официальные оппоненты: доктор технических наук
Соболев Александр Владимирович
кандидат технических наук
Прилуцкий Дмитрий Анатольевич

Ведущая организация: Национальный исследовательский университет
Московский государственный институт
электронной техники

Защита состоится 18 апреля 2011 г. в 15 час. 00 мин.

На заседании диссертационного совета Д212.130.02

в Национальном исследовательском ядерном университете «МИФИ»

по адресу: 115409 Москва, Каширское шоссе, 31, тел. 324-84-98, 323-91-76

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке НИЯУ «МИФИ»

Автореферат разослан марта 2011 г.

Просим принять участие в работе совета или прислать отзыв в одном экземпляре, заверенный печатью организации.

Ученый секретарь
диссертационного совета
доктор технических наук,
профессор



П.К. Скоробогатов

Общая характеристика работы

Диссертация направлена на решение научно-технической задачи создания системы длительного мониторинга электрокардиограмм (ЭКГ) в условиях функционирования имплантированных электрокардиостимуляторов (ЭКС) с повышенной достоверностью выделения элементов ЭКГ. Мониторинг ЭКС является на сегодняшний день одним из основных методов оценки работы ЭКС наряду с использованием встроенных в ЭКС средств оценки их работоспособности. Основным критерием качества системы длительного мониторинга является достоверность автоматического выделения элементов сигнала ЭКГ и эпизодов работы ЭКС. Достоверность оценивалась по проценту ошибок первого и второго рода по стандартному протоколу тестирования на международных базах данных сигналов АНА-DB и MIT-BIH и на модельных сигналах.

Актуальность темы диссертации. Повышение качества лечения сложных нарушений ритма и проводимости сердца достигается усложнением алгоритмов функционирования ЭКС. Как следствие, усложняется диагностика нарушений функционирования в системе «ЭКС – сердце». Современные ЭКС содержат встроенные узлы телеметрии для запоминания и передачи врачу коротких участков ЭКГ. Однако, память ЭКС имеет довольно малый объем, а встроенные алгоритмы диагностики имеют ряд недостатков. Альтернативный метод диагностики осуществляется с помощью холтеровского монитора (ХМ). Требование к длительности мониторинга в течение 1-2 суток определяется тем, что многие нарушения в системе «ЭКС – сердце» происходят достаточно редко, а для понимания причины возникновения нарушений необходимо проанализировать предысторию возникшего нарушения и его последствия.

Необходимым условием эффективного обнаружения нарушений стимуляции является точное распознавание на ЭКГ стимулов (отметок импульсов) ЭКС, комплексов QRS и зубцов P (сигналов QRS и P, описывающих прохождение волны возбуждения по желудочкам и предсердиям соответственно). При длительном мониторинге ЭКГ распознавание должно быть, очевидно, автоматическим. Параметры сигналов QRS, P и импульсов ЭКС различаются на ЭКГ на 2-3 порядка по амплитуде и длительности. Поэтому основная трудность заключается в автоматическом распознавании на ЭКГ сигналов QRS и P в присутствии стимулов ЭКС.

При прямом использовании ХМ необходимы более мощные и дорогостоящие аппаратные средства для анализа ЭКГ и более емкая память для сохранения ЭКГ. Альтернативой является регистрация ЭКГ с **большой** частотой дискретизации и **большим** разрешением только при возникновении нарушений ритма или при наступлении событий, представляющих интерес для врача.

В России ежегодно имплантируют свыше 20 тыс. ЭКС. Поэтому точное распознавания сигналов QRS и P на ЭКГ в присутствии стимулов ЭКС и использование полученных данных для анализа нарушений в системе «ЭКС – сердце» является актуальной задачей.

Состояние исследований по проблеме.

Задача повышения достоверности оценивания ЭКС с помощью ХМ может быть разбита на несколько подзадач. Во-первых, задача выделения импульсов ЭКС на поверхностной записи ЭКГ. Сначала эта задача решалась на программном уровне с помощью средств цифровой фильтрации (J. Gillberg, 2007). В работе (Y-Ye Lin, 2010) был предложен гибридный программно-аппаратный метод решения задачи, который позволил существенно увеличить достоверность выделения с 98% до 99,9%.

Во-вторых, задача выделения сигналов QRS и элементов сигналов P,T. Для решения задачи используются методы цифровой фильтрации с помощью Фурье (S. Ravindran, 2010) и вейвлет (B. Gunther, 1993) преобразований. Определенные успехи были достигнуты при использовании метода комплексных вейвлетов (A. Charef, 2008). В работе (R. Poli, 1995) оптимальная форма цифрового фильтра определялась методами генетического программирования. Несмотря на то, что значения ошибок распознавания первого и второго рода находятся на достаточно низком уровне 0,2-0,3%, эффективность их применения к анализу стимулированных QRS оказывается достаточно низкой (A. Mousa, 2004).

В-третьих, задача автоматического поиска нарушений ритма и функционирования ЭКС. Для ее решения используются словарные методы (K. Sternickel, 2002), методы нечеткой логики (WG. Baht, 2002). Эти методы пригодны только для апостериорного анализа длительной записи, так что задача кодирования нарушений в носимом регистраторе остается открытой.

Целью диссертации является разработка системы, позволяющей существенно повысить достоверность распознавания на ЭКГ элементов сигнала QRS и P для эффективного выделения нарушений в системе «ЭКС – сердце». Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

1. Разработать методы распознавания на ЭКГ сигналов QRS, существенно различающихся по форме, включая сигналы QRS, вызванные импульсами ЭКС и имеющие иную форму и длительность сравнительно с естественными сигналами QRS.

2. Разработать алгоритмы выделения сигналов P при известных положениях сигнала QRS, позволяющие выделить сигнал P в случае его зашумления; при высокой частоте сердечных сокращений или при наложении сигнала P на другие сигналы ЭКГ. Реализовать систему поиска нарушений в работе ЭКС с использованием разработанных алгоритмов.

3. Разработать аппаратно-программные средства для выявления в автоматическом режиме эпизодов работы ЭКС, обнаружения интересующих врача событий и записью информативных участков ЭКГ с большей частотой дискретизации и разрешением.

Методы исследования. В исследованиях использовались методы цифровой обработки сигналов, цифровой фильтрации, распознавания образов, статистического анализа и прототипирования электронных устройств

Научная новизна.

1. Разработан метод выделения элементов сигнала ЭКГ из шума и анализа их формы, основанный на кратно-масштабном резонансном преобразовании специального вида, позволивший уменьшить число ошибок выделения элементов сигнала ЭКГ в 2-4 раза. Эффективность метода подтверждена аналитически на модельных сигналах ЭКГ и тестированием на наборах ЭКГ из международных баз данных.

2. Разработаны алгоритм и устройство обработки ЭКГ с сохранением информативных для врача участков ЭКГ для последующего апостериорного анализа по задаваемых врачом кодам формы информативных сигналов и образцов ритма пациента. Алгоритм и устройство позволяют производить измерения ЭКГ на повышенной частоте дискретизации и дополнительные измерения в момент выявленного нарушения ритма сердца пациента на ЭКГ.

3. Разработан и реализован модуль холтеровского монитора для анализа получаемых данных об элементах ЭКГ и стимулах ЭКС, позволяющий выделять и классифицировать эпизоды работы ЭКС для различных режимов работы ЭКС.

Практическая значимость.

1. Создана программная реализация высокоточного алгоритма выделения элементов сигнала QRS, позволяющая снизить ошибки распознавания первого рода до 0,04% и второго рода до 0,06%.

2. Создана программная реализация алгоритма выделения сигнала Р при низком значении отношения сигнал-шум, высокой частоте сердечных сокращений и наложении элемента сигнала Р на элементы сигналов предыдущего кардиоцикла.

3. Разработана структура регистратора с автоматически переключаемыми частотами записи ЭКГ 250-1000-8000 Гц, позволяющая сохранять участки ЭКГ, на которых произошло нарушение стимуляции с повышенной частотой для последующего анализа.

4. Разработан программный комплекс оценки нарушений в системе «ЭКС – сердце», позволяющий кодировать и выявлять нарушения стимуляции в зависимости от типа имплантированного ЭКС.

Апробация работы. Экспериментальные образцы разработанной системы длительного мониторинга прошли клинические испытания в Московском городском центре кардиостимуляции на базе ГКБ-4 г. Москвы. Результаты диссертации использованы в программно-аппаратных комплексах «Союз ДМС» и «Холтер ДМС» производства ООО «ДМС Передовые Технологии» и широко используются в клиниках РФ, Республики Беларусь, Казахстана и Италии.

Основные результаты диссертации докладывались на научных сессиях МИФИ (Москва, 2007-2010 гг.); на научной конференции “Электроника, микро– и наноэлектроника” (Нижний Новгород, 2009 г.); на международной конференции «The 4th Russian-Bavarian Conference on Biomedical Engineering» (Москва, 2008 г.).

Результаты, выносимые на защиту.

1. Методы выделения сигналов QRS, P и стимулов ЭКС, основанные на резонансном кратномасштабном преобразовании.
2. Алгоритмы выделения эпизодов работы ЭКС и нарушений в системе стимуляции.
3. Параметрическая модель сигнала ЭКГ для оценки достоверности выделения элементов, позволяющая получать аналитические оценки числа ошибок первого и второго рода в зависимости от параметров шума.
4. Структурная схема регистратора ЭКГ с переменной частотой дискретизации 250-8000 Гц, позволяющая сохранять участки ЭКГ, на которых произошло нарушение стимуляции с повышенной частотой для последующего анализа.

Публикации по теме диссертации. По теме диссертации опубликованы 6 печатных работ, из них одна работа в издании из перечня ВАК. Все работы опубликованы без соавторов.

Структура и объем диссертации. Диссертация содержит 110 страниц, в том числе 15 рисунков, 7 таблиц, список литературы из 99 наименований и состоит из введения, пяти глав, заключения и списка литературы

Содержание диссертации

В первой главе описываются основные методы выделения элементов ЭКГ, выделения эпизодов работы ЭКС и кодирования нарушений ритма и стимуляции. Основные методы выделения элементов сигнала QRS можно разделить на 2 группы: фильтрационные и корреляционные. Алгоритмы группы фильтрационных методов основаны на подборе коэффициентов фильтров, чаще всего линейных, которые дают большой отклик на элементах сигнала QRS. В качестве методов фильтрации используются прямая фильтрация и/или преобразования типа Фурье или вейвлет. К достоинству фильтрационных методов можно отнести их высокую производительность и

невосприимчивость к высокочастотным шумам, сетевым наводкам и низкочастотным колебаниям базовой линии при записи ЭКГ.

К недостаткам фильтрационных методов следует отнести относительно низкое качество работы при наличии QRS-подобных помех и их невысокую точность в случае выделения сигнала в условиях соотношения сигнал-шум менее единицы. Это объясняется тем, они основаны на выделении «полосы», т.е. области пространства частот для КИХ или БИХ фильтров, фазового пространства (для вейвлет), или части словаря элементов (для бимлет) преобразований. Поскольку встречающиеся на ЭКГ элементы сигнала QRS, P, T и артефакты имеют или близкий, или перекрывающийся частотный диапазон, невозможно подобрать линейный фильтр, позволяющий безошибочно выделять тот или иной элемент сигнала.

Корреляционные основаны либо на корреляции сигнала ЭКГ с заданным образцом, либо на сопоставление участков ЭКГ с заданным образцом или кривой, описываемой некоторой математической моделью. Несомненным достоинством корреляционных методов является устойчивость к QRS подобным артефактам и способность выделять элементы сигнала ЭКГ в условиях малого отношения сигнал/шум. К недостаткам следует отнести неустойчивость к высокочастотным помехам и, в особенности, низкочастотным колебаниям базовой линии.

Обоснована целесообразность комбинации методов первой и второй группы.

Во второй главе описываются модификации методов выделения элементов ЭКГ и стимулов ЭКС. На модельных ЭКГ показано, что выделение эпизодов работы ЭКС на записях ЭКГ, оцифрованных с частотой 250 – 1000 Гц, с помощью существующих методов является неэффективным. Показано, что более эффективным является выделение эпизодов работы ЭКС непосредственно в носимом регистраторе при частоте дискретизации не менее 8000 Гц. Типичная полоса частот для элементов сигнала ЭКГ составляет 0 – 125 Гц, а характерные частоты высокочастотного и низкочастотного шумов 50 Гц и 3 Гц соответственно. Таким образом, на частоте дискретизации 8000 Гц основной сигнал представляет собой исключительно сигнал ЭКС.

Построена модель для распознавания на ЭКГ элементов QRS, P, T. Модель имеет вид:

$$Ecg(t) = \sum_i QRS_i(t) + P_i(t) + T_i(t) + move(t) + noise(t), \quad (1)$$

где $QRS_i(t)$ – сигналы QRS; $P_i(t)$, $T_i(t)$ – элементы сигнала P, T; $move(t)$ – низкочастотные помехи и дрейф изолинии; $noise(t)$ – высокочастотные помехи (сетевые наводки и электромиографические сигналы).

Сигналы QRS задаются в виде линейной комбинации одной из двух форм UniPolar(t) и BiPolar(t):

$$\begin{aligned} \text{QRS}(t) &= 1 \cdot \text{Unipolar}(x) + (1 - \kappa) \cdot \text{BiPolar}(t) , \\ \kappa &\in [0,1] . \end{aligned} \quad (2)$$

Кривые UniPolar(t) и BiPolar(t) имеют следующий вид:

$$\begin{aligned} \text{UniPolar}(t) &= (1 - t^2) \cdot e^{\frac{-t^2}{2 \cdot w}} , \\ \text{BiPolar}(t) &= \frac{t}{1 + w} \cdot e^{\frac{-t^2}{2 \cdot w \cdot (1 + w)}} . \end{aligned}$$

Коэффициент $\frac{1}{1 + w}$ в формуле (2) был введен для того, чтобы амплитуда элементов QRS, являющихся выпуклой комбинацией двух форм, была постоянной.

Элементы сигнала P, T описываются следующей формулой:

$$\begin{aligned} P(t) &= e^{\frac{-t^2}{2 \cdot w_P}} , \\ T(t) &= e^{\frac{-t^2}{2 \cdot w_T}} , \end{aligned}$$

где w_P и w_T – имеют смысл ширины элементов сигнала P и T.

Высокочастотные шумы задаются в виде δ -коррелированного случайного процесса, с изменяемым коэффициентом автокорреляции σ :

$$\overline{\xi(t) \cdot \xi(t + \tau)} = \sigma \cdot \delta(\tau) . \quad (3)$$

Низкочастотные колебания базовой линии описываются с помощью полинома третьего порядка от времени.

$$\text{move}(t) = a + b \cdot t + c \cdot t^2 + d \cdot t^3 . \quad (4)$$

Для оптимизации методов выделения сигналов QRS выполнен эксперимент для четырех классов модельных сигналов: 1) высокочастотных шумов, 2) физиологически нормальных сигналов QRS, 3) сигналов QRS с увеличенной длительностью (к ним относятся и сигналы вызванные ЭКС), 4) аномальных сигналов QRS, длительность которых соответствует длительности сигнала T. Для этих классов построен график модуля свертки специального QRS-подобного фильтра $\varphi(t)$ от длительности сигнала QRS. Фильтр $\varphi(t)$ задавался формулой

$$\varphi(t) = \{-1, -2, -3, -4, -3, -2, -1, 0, 2, 4, 6, 8, 6, 4, 2, 0, -1, -2, -3, -4, -3, -2, -1\}, \quad (5)$$

Результат фильтрации сигналов классов 1 – 4 показан на графике рис.1.

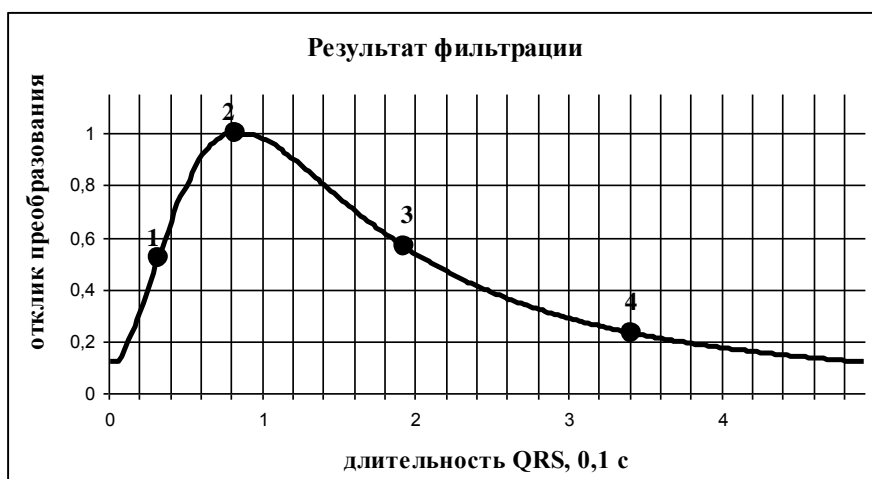


Рис. 1. Зависимость отклика QRS-подобного фильтра (5) от длительности сигнала QRS.

Как видно, при увеличении длительности нормального сигнала QRS (точка 2) в два раза отклик фильтра $\varphi(t)$ падает примерно в два раза (точка 3) и становится практически равным модулю свертки высокочастотного шума с $\varphi(t)$ (точка 1). Однако отклик фильтра на широких сигналах QRS все еще много больше, чем на сигналах T (точка 4). На записи пациента без ЭКС амплитуда высокочастотных шумов много меньше, чем амплитуда QRS, длительность собственных сигналов QRS примерно постоянна, а сигналы T эффективно отсекаются фильтром (5). Поэтому результат выделения сигналов QRS с использованием фильтра (5) может оказаться приемлемым. Но при обработке длительной записи с ЭКС такой фильтр может быть неэффективен, так как в качестве высокочастотных шумов здесь выступают импульсы ЭКС, амплитуда которых может быть много больше QRS, а длительность стимулированных и собственных сигналов QRS может существенно различаться.

Для того чтобы устранить резкое падение отклика в диапазоне длительностей, сигналов QRS, вводится преобразование.

$$F(t) = \max_{w \in [w_1, w_2]} \Phi(w, t), \quad (6)$$

$$\Phi(w, t) = \left\| \left(\int \varphi(t - \tau) \cdot \operatorname{ecg}\left(\frac{\tau}{w}\right) d\tau \right) \right\|.$$

При использовании преобразования (6) отклик фильтра на сигналах QRS, различающихся только длительностью, будет одинаков в заданном диапазоне длительностей, что подтверждается графиком на рис. 2.

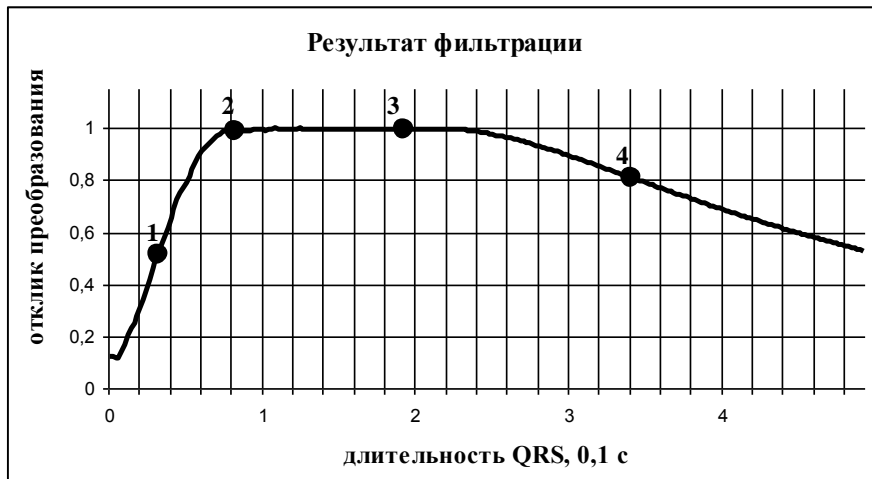


Рис. 2. Зависимость отклика нелинейного фильтра (6) от длительности сигнала QRS.

С помощью преобразования (6) удастся добиться равного значения отклика нелинейного фильтра в точках (2) и (3). Однако разность между значениями функции отклика в точках (2)–(1) и (3)–(4) оказывается меньше, чем для линейного фильтра (3), что отрицательно влияет на способность фильтра подавлять высокоамплитудные помехи.

Чтобы увеличить эту разность, введем дополнительную функцию подавления:

$$Q(t) = A(w') \cdot \Phi(w', t), \quad (7)$$

где

$$w' = \arg \max_{w \in (w_1, w_2)} \Phi(w, t),$$

$$A(w) = e^{\left(-\frac{(w - w_0)^4}{p} \right)}.$$

График зависимости преобразования (7) от ширины комплекса QRS представлен на рис.3.

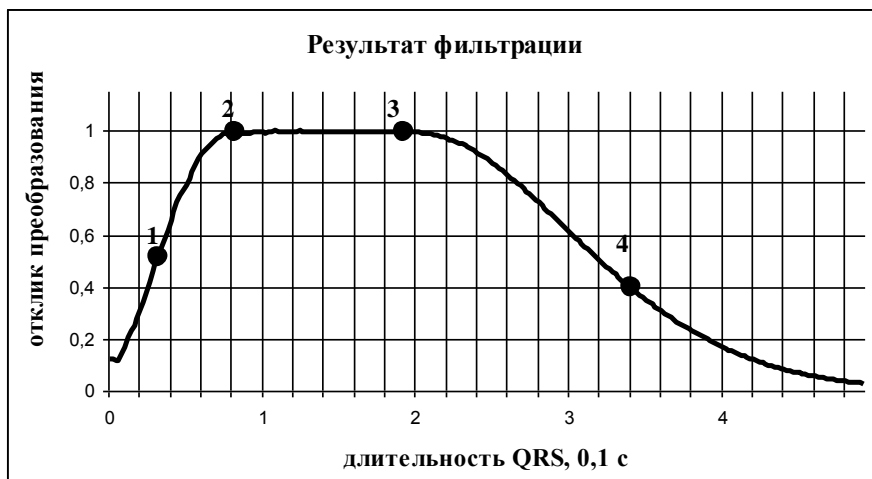


Рис. 3. Зависимость отклика нелинейного фильтра с функцией подавления (7) от длительности сигнала QRS.

Как видно, для преобразования (7) отклик в точках (2) и (3) постоянен, а разность между значением функции в точках (2) – (1) и (3) – (4) больше, чем для линейного фильтра.

Переход от преобразования (5) к преобразованиям (6) и (7) существенно увеличивает объем вычислительных ресурсов для обработки ЭКГ. Поэтому предлагается ряд методов сокращения вычислительных затрат.

Во-первых, значения преобразования (5) вычисляются только для малой части сигнала ЭКГ. Поскольку интервал между элементами R сигнала QRS не может быть меньше абсолютного периода рефрактерности, то искать элементы R следует целесообразно только в точках существенных экстремумов преобразования (5):

$$|F(t)| = \max_{\tau, \tau \in [t-\Delta t, t+\Delta t]} |F(\tau)|,$$

где Δt равно абсолютному периоду рефрактерности. Это объясняется тем, что элемент QRS имеет наибольшую амплитуду на ЭКГ из всех элементов сигнала, за исключением высокоамплитудных помех. Точка с максимальным значением преобразования (5) не будет принадлежать элементу QRS только в случае, если в окрестности радиуса периода рефрактерности элемента QRS появится высокоамплитудная QRS-подобная помеха. В случае наличия в окрестности элемента QRS высокочастотной или низкочастотной помехи с амплитудой, меньшей амплитуды QRS, максимум преобразования (5) все равно будет достигаться в точке, принадлежащей элементу QRS. Появление высокоамплитудной QRS-подобной помехи в окрестности элемента QRS является событием, вероятностью появления которого можно пренебречь.

Во-вторых, поиск максимума преобразования (6) может осуществляться с применением алгоритмов типа метода Ньютона или метода сопряженного градиента, позволяющего находить максимумы функции за $O(\log N)$ шагов, где N – число точек, в которых искомая функция проверяется на максимум. В работе использован модифицированный вариант симплекс-метода, который при поиске экстремума дает высокую производительность.

Приведем результаты оценки значений преобразования (6) на модельных высокочастотном и низкочастотных шумах. Для высокочастотного шума $\text{noise}(t)$ (3) значение преобразования (6) имеет вид

$$\Phi[w, \xi(t)] = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \cdot \xi\left(\frac{t-\tau}{w}\right) d\tau \right| \approx \frac{1}{w},$$

а для низкочастотного шума $\text{move}(t)$ (4) значение преобразования (6) имеет вид

$$\Phi[w, \text{move}(t)] = \left| \int_{-\infty}^{\infty} \varphi(t) \cdot \text{move}((t - \tau) \cdot w) \cdot d\tau \right| \approx w .$$

Таким образом, если задан диапазон допустимых длительностей элементов QRS, максимум преобразования (6) не может быть достигнут внутри этого диапазона, что исключает вероятность появления ошибки второго рода.

Выполнено тестирование алгоритма, основанного на вычислении преобразования (6), по стандартному протоколу на международных базах данных сигналов АНА-DB, МИТ-ВИН и отечественной базы Rohmine. Рассчитывался процент ошибок первого рода α (ложно – положительных) и процент ошибок второго рода β (ложно – отрицательных):

$$\alpha = 100 \cdot \text{FN} / (\text{TP} + \text{FN}), \quad \beta = 100 \cdot \text{FP} / (\text{TP} + \text{FN}),$$

где FN (False Negative) – число ложно отрицательных меток, TP (True Positive) – число истинно положительных меток, FP (False Positive) – число ложноположительных меток.

Результаты приведены в табл.1.

Таблица 1. Результаты тестирования в %

База	α	β
МИТ-ВИН	0,04	0,06
Aha-DB	0,08	0,09
Rohmine	0,04	0,08

Было замечено, для вычисления преобразования (6) число проходов по ЭКГ не превышало 5. Таким образом, данный метод обеспечивает производительность на уровне обычных фильтрационных методов.

Третья глава посвящена методам и алгоритмам выделения элементов Р на длительной записи ЭКГ после распознавания элементов QRS. Особенность автоматического выделения элементов Р на участке между двумя элементами QRS заключается в том, что элемент Р существенно меньше элементов QRS и Т и может быть меньше, чем шумы. Иначе говоря, выделение элемента Р происходит при соотношении сигнал/шум меньшим или равным единицы. Для выделения элемента Р преобразование (6) заменено разложением по базису из заданных однопараметрических ортонормированных функций, а вместо модуля преобразования (6) использован максимум $F(t)$ нормы вектора разложения $N(t, w)$ сигнала ЭКГ по этому базису:

$$F(t) = \max_w N(t, w) ,$$

$$N(t, w) = \left[\sum_i C_i(t, w)^2 \right]^{0.5} , \quad (8)$$

где

$$C_i(t, w) = \int_{-\infty}^{\infty} \Phi_i(t - \tau, w) \cdot \text{ecg}(\tau) d\tau .$$

В качестве базисных функций были выбраны функции

$$\Phi_i(t, w) = H_i\left(\frac{t}{w}\right) \cdot e^{\left(\frac{t^2}{\sqrt{(2)} \cdot w}\right)},$$

где $H_i\left(\frac{t}{w}\right)$ – полином Эрмита i -го порядка, $i = 3..10$

Использование данного разложения требует существенно больших вычислительных ресурсов, чем преобразование (6). Поэтому были разработаны методы приближенного вычисления преобразования (8). Идея методов – сократить количество операций вычисления максимума преобразования (8) за счет вычисления значения преобразования (8) только в нескольких точках и оценке границ этого значения в точках окрестности. Поиск значения максимума преобразования (8) ведется «сверху вниз», т.е. от больших значений параметра w к меньшим. Из фиксированном значении параметра длительности w_i вычисление значения преобразования (8) производится только в точках, удовлетворяющих условию:

$$t_{ij} = j \cdot w_i, j = 1, 2, \dots$$

Основным методом уменьшения времени обработки является применение коэффициентов, позволяющих вычислить максимум функции в фазовой окрестности точки (t, w) по значению функции в этой точке. Для фильтра (6) условие на максимум функции записывается в следующем виде.

$$\max_{t \in [t_0 - w/2, t_0 + w/2]} |F(t)| = p_1 \cdot \Phi(t_0, w), \quad p_1 < 2 \quad (9)$$

Если оценка максимума (9) меньше уже максимального значения для множества точек с фиксированным параметром длительности w_i , то не имеет смысла продолжать поиск (8) в ее окрестности.

Для повышения способности преобразования (8) отделять элементы сигнала P от остальных элементов сигнала ЭКГ и шумов в качестве аналога функции подавления (7) используется функция:

$$A(C_k^1, w^1) = \kappa(C_k^1, w^1, C_k^0, w^0),$$

в которой коэффициент корреляции κ вычисляется по формуле

$$\kappa(C_k^1, w^1, C_k^2, w^2) = \sum_{i,j} C_i^1 \cdot C_j^2 \cdot F_{ij}(w_1, w_2),$$

где $F_{ij}(w_1, w_2)$ имеет вид:

$$F_{ij}(w_1, w_2) = \int_{-\infty}^{+\infty} H_i\left(\frac{t}{w_1}\right) \cdot H_j\left(\frac{t}{w_2}\right) \cdot e^{\left(\frac{-t^2 \cdot (w_1^2 + w_2^2)}{(w_1 \cdot w_2)^4}\right)} dt.$$

Таким образом, функция подавления зависит от корреляции вектора разложения, полученного при вычисления преобразования (8) и эталонного вектора, описывающего усредненный элемент Р.

Выполнено тестирование преобразования (8) на достоверность разделения элементов Р и Т на 3000 реальных сигналах из баз данных сигналов Aha-Db и MIT-BIH. Границы элементов Р, Т размечались вручную экспертов (врачом) и для каждого элемента Р или Т указывался его тип. Измерялся средний процент α и β ошибок при классификации элементов ЭКГ на классы Р и Т. Для каждой ЭКГ классификатор сначала обучался на небольшом (10% от общего числа элементов) случайно сформированном тестовом множестве, а затем классифицировал весь набор данных. Классификация проводилась по методу ближайшего соседа. Результаты тестирования представлены в табл. 2. Как видно, преобразование (8) позволяет с вероятностью $\sim 0,99$ разделять элементы Р и Т.

Таблица 2: Ошибки классификации, %

Класс	α	β
Элемент Р	1,17	0,89
Элемент Т	0,87	1,15

Окончательное решение о том, является ли найденный экстремум элементом Р, принимается сравнением значения преобразования (8) с адаптивным пороговым значением. Решение об отсутствии или наличии одного или нескольких элементов Р (трепетание предсердий) на ЭКГ принимается в зависимости от количества и соотношения амплитуд найденных элементов.

Выполнено тестирование достоверности выделения элемента Р в зависимости от отношения сигнал/шум S/N. Результаты представлены в таблице табл. 3.

Таблица 3. Достоверность выделения, %

Элемент Р	S/N = 2	S/N = 1	S/N = 0,5
Отсутствует	100	100	99,2
Один	99,6	98,5	97,2
Более одного	99,5	96,7	92,4

Примеры выделения элементов Р при высокой частоте сердечных сокращений (ЧСС – 180 уд/мин) и при наличии высокоамплитудных помех и приведены на рис. 4, рис. 5 (элементы Р отмечены стрелками).



Рис. 4. Выделение элемента Р при высокой ЧСС.



Рис. 5. Выделение элемента Р на зашумленной записи ЭКГ.

Как видно из анализа рис.4 и рис.5. разработанный алгоритм позволяет выделять в автоматическом режиме элементы Р как при малом расстоянии между элементами QRS, так и. на сильно зашумленном сигнале. Поскольку две эти ситуации являются наиболее сложными для автоматического выделения элемента Р, высокая достоверность выделения (табл. 3) позволяет считать задачу решенной.

Четвертая глава посвящена аппаратной реализации предложенных методов и алгоритмов в носимом регистраторе. Общая схема разработанного регистратора представлена на рис.6.

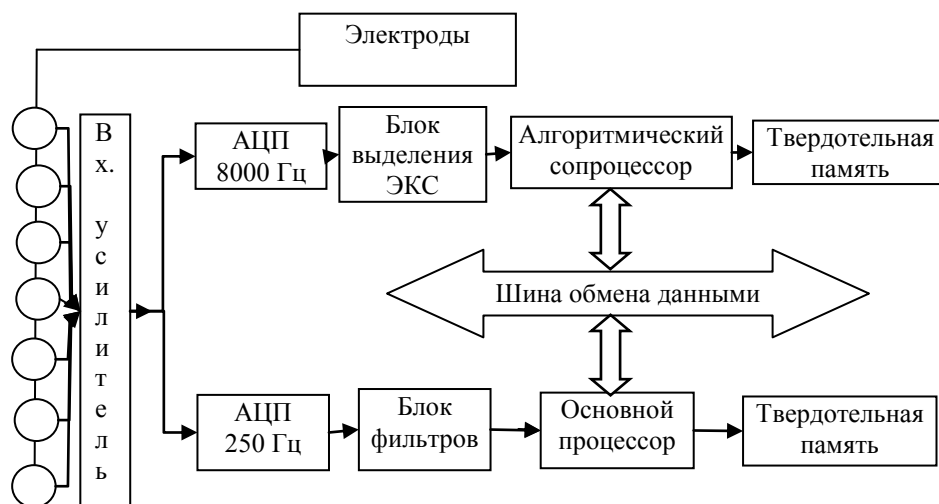


Рис. 6. Структурная схема регистратора.

Для решения задачи разработаны: блок выделения импульсов ЭКС, прошивка алгоритмического процессора, архитектура шины обмена данными, протокол обмена между алгоритмическим и основным процессорами, блок фильтров для удаления шума с ЭКГ.

Основное назначение устройства – осуществлять регистрацию и обработку ЭКГ, а также автоматически увеличивать частоту дискретизации при возникновении на ЭКГ одного из запрограммированных врачом событий. Входной сигнал оцифровывается двумя АЦП с частотами дискретизации 250 Гц и 8000 Гц. Поступающая на вход АЦП 250 Гц ЭКГ очищается от помех и сохраняется со сжатием без потерь. Эта ЭКГ представляет собой основной массив данных, необходимый для дальнейшего анализа. ЭКГ, оцифрованная с частотой 8000 Гц, подвергается процедуре предобработки для формирования канала ЭКС. Далее, сигнал передается на алгоритмический процессор, в котором происходит обработка ЭКГ и предварительное выделение элементов ЭКГ и импульсов ЭКС; в нем же затем проверяется выполнение условий наступления запрограммированных событий. Если условия наступления событий выполнены, сигнал сохраняется в память алгоритмического

процессора следующим образом. Сигнал преобразуется к частоте 1000 Гц и вычисляются два уровня преобразования Хаара:

$$h^i(j) = l^{i-1}(2 \cdot j + 1) - l^{i-1}(2 \cdot j) ,$$

$$l^i(j) = \frac{(l^{i-1}(2 \cdot j) + l^{i+1}(2 \cdot j + 1))}{2} ,$$

где $l^i(j)$ – значение низкочастотной составляющей сигнала на i -том уровне в точке с номером j , $h^i(j)$ – значение высокочастотной составляющей сигнала на i -том уровне в точке с номером j . Самый низкочастотный сигнал представляет собой основной сигнал ЭКГ, оцифрованный с частотой 250 Гц. Остальные три компонента сохраняются в памяти регистратора. При считывании ЭКГ основной процессор обращается к алгоритмическому процессору за информацией о том, был ли блок данных записан в формате 1000 Гц. Если блок данных был оцифрован с *большой* частотой, то он с помощью обратного преобразования Хаара над сохраненной в устройстве информацией достраивается до записи, оцифрованной с частотой 1000 Гц.

Процедура программирования событий заключается в заполнении полей структуры, которая описывает текущие 29 RR–интервалов, нормированных на среднюю ЧСС на этих интервалах. Нормировка осуществляется для того, чтобы иметь возможность выявлять события в широких пределах изменения ЧСС.

Также возможно задавать события, зависящие от формы элементов QRS. При этом в память устройства записывается набор коэффициентов разложения (8), которые сравниваются с коэффициентами разложения обрабатываемых элементов. При необходимости события объединяются с помощью логических операторов И, ИЛИ, НЕ. Для экономии вычислительных ресурсов сначала вычисляется результат преобразования (6), а затем с помощью полученного параметра ширины вычисляются коэффициенты (8).

Алгоритм предобработки канала ЭКС осуществляется с помощью фильтрами с индексом 2 или 3 из набора (8), настроенных на длительность импульсов ЭКС, и записи результатов в канал ЭКГ, оцифрованный с частотой 250 Гц, по формуле:

$$ecg(i) = \max_{j \in (i*8, i*8+8)} |stim(j)| .$$

Блок фильтров на рис. 6 позволяет методом нелинейной фильтрации удалять из сигнала ЭКГ шумы с известными спектральными характеристиками, но при этом передавать без искажений стимулы ЭКС. В фильтре сигнал ЭКГ делится на три потока: первый E_1 проходит через фильтр низких частот с частотой среза H_1 Гц, второй E_2 проходит через фильтр высоких частот с частотой среза L_2 Гц, третий E_3 фильтрации не

подвергается. Выходной сигнал представляет собой сумму потоков E_2 и E_3 с весом, задаваемым потоком E_1 :

$$E_1(t) = H_1 \cdot E_{cg}(t), E_2(t) = L_2 \cdot E_{cg}(t), E_3(t) = E_{cg}(t),$$

$$\text{Out} = \left(1 - \frac{E_1(t)}{\max E_1(t)}\right) \cdot E_2(t) + \frac{E_3(t) \cdot E_1(t)}{\max E_1(t)}.$$

Результат фильтрации зашумленных с отношением $S/N = -5$ дБ и относительно чистых сигналов с помощью нелинейного и полосового фильтров Баттерворта третьего порядка с полосами подавления (33, 37 Гц) и (48, 52 Гц) представлены на рис. 7, рис. 8.

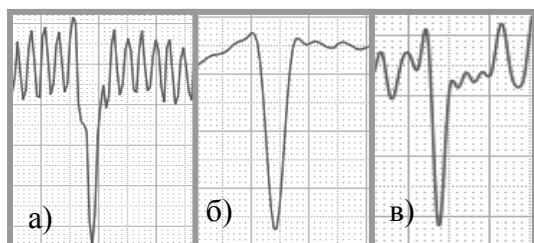


Рис. 7. Зашумленный участок: исходный сигнал (а), после нелинейной фильтрации (б), после полосовой фильтрации (в).

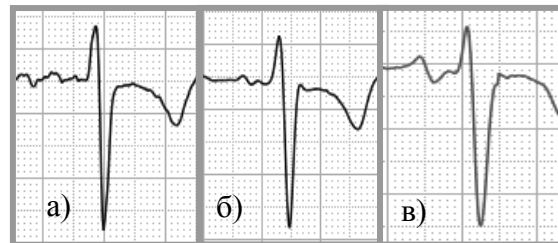


Рис. 8. Чистый участок: исходный сигнал (а), после нелинейной фильтрации (б), после полосовой фильтрации (в).

Как видно, что нелинейная фильтрация лучше подавляет помехи и создает меньше артефактов сравнительно с полосовой.

В пятой главе описана программная реализация предложенных алгоритмов для персонального компьютера. Изложен метод выделения и регистрации эпизодов работы ЭКС с помощью процедуры предобработки. Сигнал сворачивается с помощью описанного в главе 4 метода и с уменьшенной частотой дискретизации сохраняется в специальном канале. Далее, на каждом участке ЭКГ длительностью L с координатами $(t, t+L)$ методом Expectation-Maximization (EM) решается задача разделения сигнала на информативную и шумовую компоненты. Метод EM выбран по следующим причинам: количество стимулов ЭКС на ЭКГ не велико и даже в отладочном режиме на интервале стимуляции не может больше 3–4 стимулов. Поэтому их можно считать «выбросами» в терминологии алгоритма EM, малочисленность которых гарантирует сходимость алгоритма EM.

Выбор длительности участка определяется следующими условиями: минимальный размер окна должен содержать хотя бы один эпизод работы ЭКС, а также обеспечивать приемлемую точность измерения характеристик шума и приемлемый уровень достоверности нулевой гипотезы (эти значения задаются пользователем). Сверху размер окна должен быть ограничен так, чтобы характер шума был неизменным на протяжении окна. Максимальный размер окна задается пользователем. Алгоритм выделения стимулов ЭКС представлен на рис. 9.

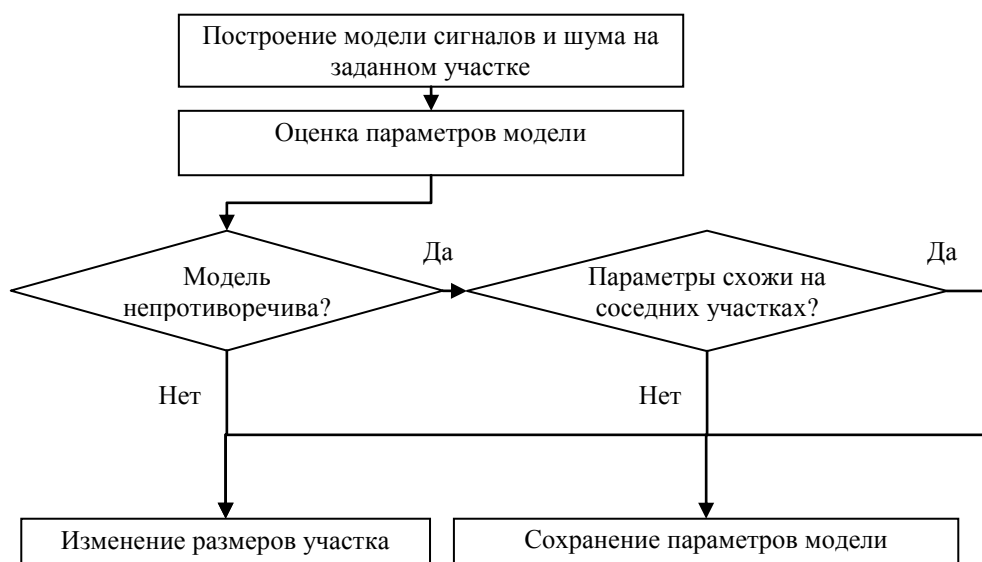


Рис. 9. Алгоритм выделения стимулов ЭКС.

Использование переменной длины окна позволяет максимально аккуратно и без появления систематических ошибок обрабатывать участки с изменяющимися характеристиками шумового сигнала.

Излагается алгоритм выделения эпизодов нарушения процесса стимуляции, основанный на обработке событий методом модифицированных деревьев решений. В рамках этого алгоритма ЭКГ представляет собой поток элементов. Каждый элемент представляет собой либо элементы QRS, P или T, либо стимул ЭКС. На первом этапе выделяются элементы сигнала и стимулы ЭКС, на втором этапе выявляется взаимосвязь между ними. Полученный список элементов обрабатывается с помощью двоичных деревьев решений, в узлах которых лежат функции, принимающие на вход очередь из последних 27 элементов и структуру данных, хранящую текущие усредненные параметры записи: среднюю ЧСС, уровень шума на ЭКГ, тип и режим стимуляции ЭКС. Функции могут содержать условия как на сами элементы, так и на результат выполнения других функций. Результат вычисления функции представляется либо как логическая 1 (событие наступило), либо как логический 0 (событие не наступило). События делятся на промежуточные, которые будут использоваться для вычисления других функций, и конечные, которые имеют смысл для врача. События описываются с помощью XML-разметки и хранятся в специальном файле описания. При запуске процедуры выявления нарушений стимуляции файл загружается в память ПК, производится построение дерева функций в памяти. Функции, результат работы которых соответствует конечным событиям, располагаются в листьях дерева, а события, от которых зависит большее число других, располагаются ближе к корню. Файл, описывающий события, после каждого

исправления проверяется утилитой, которая ищет синтаксические ошибки, неиспользуемые функции, функции, ссылающиеся на недопустимые элементы, и ряд других нарушений. В случае, если подобные функции найдены выдается сообщение об ошибке с указанием неправильно описанной функции и обработка прекращается.

Предложенная схема позволяет достаточно компактно описать нарушения стимуляции для применяемых типов ЭКС.

В заключении подводятся итоги работы и формулируются основные её результаты..

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основные научные результаты диссертации заключаются в следующем:

1. Предложен оригинальный метод анализа формы элементов сигнала ЭКГ и выделения их из шума, основанный на кратно-масштабном резонансом преобразовании специального вида.

2. Проведено тестирование метода на наборах тестовых ЭКГ из международных баз данных сигналов АНА-DB и MIT-BIH. Показано, что при выделении элементов сигнала ЭКГ метод позволяет в 2-4 раза уменьшить число ошибок первого и второго рода.

Основные практические результаты диссертации заключаются в следующем:

1. Разработаны алгоритм и устройство обработки ЭКГ, позволяющие выделять информативные для врача участки ЭКГ для последующего апостериорного анализа, на основе задаваемых врачом кодов формы сигналов и интервалов между сигналами QRS. Устройство позволяет обрабатывать ЭКГ с повышенной частотой дискретизации и выполнять специальные измерения в момент возникновения нарушения функций ЭКС.

2. Разработаны алгоритмы обработки ЭКГ, выделения эпизодов работы ЭКС и классификации импульсов ЭКС по режимам стимуляции. Алгоритмы основаны на анализе кода формы стимула ЭКС, оцифрованного с частотой дискретизации 8000 Гц, и информации о форме и моменте появления элементов Р. сигналов предсердной активности пациента. Реализованный в устройстве алгоритм позволяет выделять и классифицировать эпизоды работы ЭКС для всех режимов работы ЭКС.

Список работ, опубликованных по теме диссертации

1. Щепетов Д.С. Использование бимлет преобразования в задаче кодирования формы комплексов QRS // Электроника, микро- и нанoeлектроника. Сб. научн. трудов / Под редакцией В.Я. Стенина. – М.: МИФИ, 2009. –С.205-210.
2. Щепетов Д.С. Алгоритм автоматического распознавания зубца Р на длительной записи ЭКГ //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника 2009. – №8. – С.98-106
3. Щепетов Д.С. Программно алгоритмический модуль для расширения диагностических возможностей холтеровской мониторной системы // Научная сессия МИФИ 2008. Сб. научн. трудов. В 15 томах. Т.1. Автоматика. микроэлектроника. Электроника.

Электронные измерительные системы. Компьютерные медицинские системы. Т. 1. – М.:МИФИ, 2008. – С.47-48.

4. Shchepetov D.S. A multiscale algorithm for P-wave parameters estimation // Proc. of 4th Russian-Bavarian Conference on Biomedical Engineering, 2008, 132-140.

5. Щепетов Д.С. Алгоритм автоматической детекции зубца Р// Электроника, микро- и наноэлектроника. Сб. научн. трудов / Под редакцией В.Я. Стенина. – М.: МИФИ, 2008. – С.141-146.

6. Щепетов Д.С. Метод улучшения алгоритма пометки комплексов QRS // Научная сессия МИФИ 2007. Сб. научн. трудов. В 15 томах. Т.1. Автоматика. микроэлектроника. Электроника. Электронные измерительные системы. Компьютерные медицинские системы. Т. 1. – М.:МИФИ, 2007. – С.35-39.