

УЗБЕКСКОЕ АГЕНТСТВО СВЯЗИ И ИНФОРМАТИЗАЦИИ
ТАШКЕНТСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

На правах рукописи

Носиров Лазизхон Фарходович

**АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ СРЕДСТВА ОБРАБОТКИ И
ИНТЕРПРЕТАЦИИ КАРДИОГРАММ**

Специальность: 5А521909 – Аппаратно-программное обеспечение
биотехнических систем

На соискание академической степени магистра

Работа рассмотрена
и допускается к защите
зав. кафедрой «Компьютерные системы»
Мусаевым М.М. _____
« ____ » _____ 2010 г.

Научный руководитель
д.т.н., проф. Мусаев М.М.

Ташкент – 2010

Оглавление

ВВЕДЕНИЕ.....	3
ГЛАВА 1. ОБЗОР СОВРЕМЕННЫХ ЦИФРОВЫХ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФОВ.....	7
1.1. Схемотехническое построение современных цифровых электрокардиографов.....	7
1.2. Программное обеспечение современных цифровых электрокардиографов.....	13
1.3. Методы и средства испытаний современных цифровых электрокардиографов.....	18
1.4. Выводы.....	27
ГЛАВА 2. ЭТАПЫ ПРЕДВАРИТЕЛЬНОЙ ОБРАБОТКИ КАРДИОГРАММ.....	28
2.1. Этапы исследования и методы решения.....	28
2.2. Характеристики электрокардиограммы.....	35
2.3. Анализ погрешностей каналов измерения.....	44
2.4. Выводы.....	52
ГЛАВА 3. МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ОБРАБОТКИ И ИНТЕРПРЕТАЦИИ ЭКГ.....	54
3.1. Характеристики помех при регистрации электрокардиограмм и методы их устранения.....	54
3.2. Интерпретация сигналов ЭКГ с использованием вейвлет- преобразование.....	56
3.3. Фильтрация сигналов ЭКГ на основе сплайн- аппроксимации.....	62
3.4. Выводы.....	70
ГЛАВА 4. ПРОГРАММНАЯ РЕАЛИЗАЦИЯ АЛГОРИТМА ФИЛЬТРАЦИИ И ИНТЕРПРЕТАЦИИ ЭКГ.....	72
4.1. Программы фильтрации сигналов ЭКГ с применением- сплайн аппроксимации.....	72
4.2. Программная реализация алгоритма интерпретации ЭКГ в среде Matlab.....	74
4.3. Порядок функционирования программ.....	79
4.4. Инструкции для пользователей программ.....	84
4.5. Выводы.....	88
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	89
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	90
ПРИЛОЖЕНИЯ.....	94
1. Список и обозначение аббревиатур.....	94
2. Исходный код программы.....	95

Введение

Сбор, обработка и автоматизированный анализ физиологической информации человека являются важнейшей составной частью многих диагностических методов современной медицины. Компьютерные системы сбора и математической обработки электрофизиологических сигналов являются сложными аппаратно-программными комплексами, состоящими из множества программных компонент, выполняющих функции регистрации медицинской информации, ее анализа и обработки, а также диагностики.

Роль электрофизиологических сигналов в современной диагностике трудно переоценить. Однако имеющиеся в клинике аппаратные комплексы записи и анализа электрофизиологических сигналов обладают рядом погрешностей различного происхождения. Это связано с тем, что электрокардиографы, электроэнцефалографы, эхокардиографы, ангиографические комплексы, томографическая аппаратура работают с малыми величинами токов и напряжений на уровне милливольт и микроампер. В этом случае несовершенство аппаратуры и наличие помех приводит к тому, что контроль одного и того же физиологического процесса, проводимый различными общепризнанными приборами, дает различные значения контролируемых параметров.

При построении информационных технологий обработки биомедицинских данных приходится сталкиваться с решением задачи измерения параметров физиологических сигналов, которые характеризуют форму отдельных информативных фрагментов обрабатываемого сигнала. Например, при обработке электрокардиограмм (ЭКГ) и магнитокардиограмм (МКГ) необходимо получать достаточно точное представление об амплитудах и продолжительностях зубца Р, комплекса QRS и сегмента ST-T, отражающих работу предсердий и желудочков сердца в течение кардиоцикла. Недопустимое искажение таких фрагментов в процессе компьютерной обработки приводит к неверной интерпретации сигнала.

Преобладающая помеха, как правило, имеет частоту от 40 до 55 Гц, при этом она может изменяться как по частоте, так и по амплитуде и фазе колебаний даже в течение нескольких секунд на одном интервале. Для сигналов, амплитудные и частотные параметры которых существенно отличаются от основного сигнала, наиболее эффективным способом подавления помех является низкочастотная фильтрация. Такой фильтр реализуется не аппаратным, а программным способом, что чрезвычайно важно, поскольку позволяет не усложнять средства регистрации, а использовать широчайшие возможности компьютера, входящего, как правило, в состав компьютерных комплексов.

В последнее время ведутся активные работы по разработке более точных и быстрых алгоритмов классификации электрокардиограмм. Широко используется спектральный анализ электрокардиограмм с последующим табличным преобразованием для нахождения QRS-комплексов. Также другие работы используют частотно-временной анализ для выявления QRS-комплексов, а также дополнительной информации об относительном смещении QRS-комплексов в отведениях. При этом наряду с традиционным Фурье-анализом, стали широко применяться, особенно для алгоритмов фильтрации, скоростные алгоритмы спектрального анализа с использованием вейвлет-функций.

Актуальность данной работы. Таким образом, проблема разработки алгоритмов фильтрации и интерпретации электрокардиограмм (ЭКГ) весьма актуальна, особенно в связи необходимостью постановки точного и быстрого диагноза.

В соответствии с вышеизложенным актуальность представленной проблемы не вызывает сомнений.

Целью диссертационной работы является анализ аппаратно-программного обеспечения регистрации и обработки ЭКГ, разработка метода фильтрации с использованием сплайн-аппроксимации и интерпретации

сигналов ЭКГ на основе вейвлет-анализа. При этом решаются следующие задачи:

1. Исследование аппаратно-программных средств регистрации кардосигналов.
2. Анализ основных проблем по повышению качества обработки и постановке диагноза.
3. Исследование методов и алгоритмов программной фильтрации сигналов ЭКГ, разработка алгоритма низкочастотной фильтрации на основе сплайн-аппроксимации.
4. Разработка и реализация прикладных программ для фильтрации и интерпретации сигналов ЭКГ в системе 1-го стандартного отведения на основе разработанного алгоритма.
5. Разработка инструкций с целью эффективного применения разработанных прикладных программ.

Научная новизна диссертационной работы заключается в следующем:

- исследованы современные средства регистрации и обработки кардиографической информации, выявлены основные проблемы повышения качества обработки,
- разработан метод и соответствующий алгоритм низкочастотной фильтрации, отличающийся высоким быстродействием и относительной простотой программной реализации.
- разработан алгоритм интерпретации ЭКГ, которые дает возможность диагностировать сердечных заболеваний (аритмии).

Объектом исследования в данной диссертационной работе являются сигналы регистрации кардиограмм в медицинских исследовательских комплексах.

Методы исследования – аппроксимация функций, численные методы, спектральный анализ, средства программирования.

Практическая значимость – алгоритм фильтрации и интерпретации и их программное обеспечение имеют большую диагностическую значимость при

постановки диагноза. Разработанные прикладные программы и соответствующие инструкции пользователя могут быть использованы в медицинских учреждениях кардиологического профиля.

Апробации работы

Приведенные в диссертации результаты работы были приставлены автором на научно-технических конференциях аспирантов, магистров и одарённых студентов ТУИТ в 2009, 2010 г.

Публикации

За время работы над диссертацией была опубликована 1 научная работа.

Объем и структура работы. Магистерская диссертация состоит из введения, четырёх глав и заключения, изложена на 93 страницах машинописного текста, содержит 10 таблицы и 39 рисунков. Список литературы содержит 12 публикации.

Глава 1. Обзор современных цифровых электрокардиографов

1.1. Схмотехническое построение современных цифровых электрокардиографов

Современная электрокардиография основывается на съеме ЭКГ в 12-ти стандартных отведениях, поэтому рассмотрим электрокардиографы, обеспечивающие съем именно этих отведений.

В типовых многоканальных цифровых электрокардиографах [35,36] схема 12-ти стандартных отведений формируется при помощи входной коммутации перед малошумящими дифференциальными (инструментальными) усилителями, а необходимые вычисления производятся при помощи делителей напряжения на основе прецизионных резисторов. В этой схеме съем потенциалов осуществляется с правой руки (R), левой руки (L), левой ноги (F) и шести точек от правого края грудины до левой среднеподмышечной линии (C1-C6). На основе снятых потенциалов вычисляются следующие отведения:

1. основные $I = L - R$, $II = F - R$, $III = F - L$;

2. усиленные $aVR = R - \frac{L+F}{2}$, $aVL = L - \frac{R+F}{2}$, $aVF = F - \frac{R+L}{2}$;

3. грудные $V_i = C_i - \frac{R+L+F}{3}$, $i=1..6$.

При реализации такой схемы, как правило, задействуется и дополнительный электрод на правую ногу (N), который обеспечивает нулевой потенциал для аналогового сигнала. Также через этот электрод на тело пациента можно в противофазе подавать сигнал, полученный от преобразования одного или нескольких входных потенциалов, что, по сути, является аналогом низкочастотного рекурсивного (адаптивного) фильтра, призванного компенсировать высокоамплитудную синфазную помеху — в первую очередь наводку от электросети (50 или 60 Гц).

Соответствующими документами определено, что у входного электрокардиографического сигнала при полном размахе 5 мВ от пика до пика

допустимо наличие постоянной составляющей до 300 мВ. В первую очередь это требование объясняется необходимостью компенсации межэлектродных потенциалов, возникающих в местах подсоединения электродов [37]. Здесь следует отметить, что у современных AgCl электродов межэлектродный потенциал составляет единицы милливольт.

Необходимый диапазон частот для электрокардиографа должен составлять, как минимум, полосу от 0.05 до 120 Гц (по уровню -3 dB). Причем, если к верхнему диапазону частот нет четко обоснованных требований — в разных источниках называются значения от 100 до 250 Гц, то со значением нижней частоты пропускания связываются значимые диагностические параметры ЭКГ. С одной стороны, при постоянной времени менее 3,2 секунды, что соответствует 0.05 Гц, на электрокардиограмме наблюдаются искажения низкочастотного S-T интервала, приводящие к неверной диагностике изменений миокарда, вплоть до ошибочного заключения о наличии инфаркта [38]. С другой стороны, при некоторых исследованиях, например нагрузочных пробах, осознанно выбирается меньшая постоянная времени для лучшего удержания изолинии. Для подавления помех, связанных с электромиографическими сигналами, желателен антитреморный фильтр нижних частот (ФНЧ), ограничивающий диапазон входного сигнала до 60-70 Гц, а для борьбы с сетевой помехой режекторный фильтр на 50 Гц (60 Гц). В итоге электрокардиограф должен иметь переключаемый ФВЧ с наибольшей постоянной времени не менее 3,2 секунды, фильтр сетевой наводки и совмещенный с ним или реализованный отдельно переключаемый ФНЧ.

Частота дискретизации должна быть более чем в два раза выше верхней полосы пропускания. Как правило, применяют частоту дискретизации в 500 Гц, рекомендованную Американской ассоциацией кардиологов. Разрешение по амплитуде у современных приборов должно составлять не менее 5 мкВ. Высокое амплитудное разрешение необходимо для некоторых видов обработки кардиокирвых (например, ЭКГ высокого разрешения), а также для

высококачественного представления электрокардиограммы на экране или в твердой копии.

Для задания различных постоянных времени сигнала применяют переключаемый ФВЧ. Необходимую крутизну спада АЧХ в области верхних частот формируют при помощи ФНЧ как минимум второго порядка — теоретически на частоте равной половине от частоты дискретизации сигнал не должен превышать уровень, соответствующий младшему значащему разряду АЦП — в противном случае произойдет эффект наложения спектров. Аналоговый тракт должен обеспечить общий коэффициент усиления порядка 1000. Таким образом, 12-ти канальная система должна состоять из 12 трактов усиления, как минимум по три активных элементов в каждом, 12-ти канальном мультиплексоре и 12-ти разрядном АЦП за которым следует цифровой сигнальный процессор, микроконтроллер или компьютер [35].

Существует метод снижения аппаратных затрат, в котором электрокардиограф для синхронного съема 12-ти стандартных отведений строится по восьмиканальной схеме. Основываясь на том, что из 12 отведений только 8 линейно независимые, из схемы исключают 4 канала, что в полтора раза уменьшает количество аналоговых трактов, а также позволяет использовать широко распространенные восьмиканальные мультиплексоры или АЦП со встроенными мультиплексорами. Например, исключают аппаратные отведения III, aVR, aVL, aVF, которые программным способом вычисляются следующим образом:

$$\begin{aligned} \text{III} &= \text{II} - \text{I}, \\ \text{aVR} &= -\frac{\text{II} + \text{I}}{2}, \\ \text{aVL} &= \frac{2\text{I} - \text{II}}{2}, \\ \text{aVF} &= \frac{2\text{II} - \text{I}}{2}. \end{aligned}$$

Однако такое решение требует уменьшения времени между отсчетами на разных каналах. Если это время больше 15-20 микросекунд, то на вычисленных отведениях наблюдается искажение высокочастотных составляющих сигнала, обусловленное фазовыми набегам. Соответственно это заставляет устанавливать более высокоскоростные мультиплексоры и АЦП, а также обеспечивать скоростную доставку результатов АЦП до вычислителя или буфера промежуточной памяти. Последнее является в общем случае нетривиальной задачей, если учесть, что именно по цифровым линиям удобнее всего осуществлять гальваническую развязку при помощи относительно низкоскоростной оптической или индуктивной связи.

Основными ограничениями и недостатками, присущими классическому подходу при разработке аппаратуры цифровых ЭКГ систем являются:

- прецизионные резисторы во входном каскаде схемы формирования отведений,
- относительно сложные инструментальные входные усилители для подавления синфазной помехи,
- крупногабаритные конденсаторы с малыми токами утечки в ФВЧ,
- ФНЧ высокого порядка для ограничения спектра аналогового сигнала при достаточно низкой частоте оцифровки,
- схемы выборки-хранения и мультиплексор перед входом 12-ти разрядного АЦП, вносящие дополнительные нелинейные искажения, а также фазовый межканальный сдвиг.

Цифровая обработка сигналов (ЦОС) является базовым принципом для разработки функциональной структуры современных многоканальных электрокардиографов. Качество ЦОС в значительной мере определяется качеством аналого-цифрового преобразования (АЦП), которое, в свою очередь, имеет зависимость от качества выделения электрокардиографического сигнала. Для выделения электрокардиографического сигнала обычно используют инструментальные усилители и аналоговую фильтрацию [35].

С развитием технологии производства сверхбольших интегральных схем появилась коммерческая элементная база, реализующая принцип сигма-дельта ($\Sigma-\Delta$) аналого-цифрового преобразования в одной микросхеме [35]. Сигма-дельта АЦП обладает высоким разрешением (более 14 разрядов). Технология сигма-дельта АЦП базируется на принципах цифровой фильтрации сигналов, что позволяет снизить требования к аналоговой фильтрации сигналов и вместо инструментальных усилителей использовать усилители постоянного тока. Недавно появились первые сведения о реализации электрокардиографов на сигма-дельта АЦП [35].

В работах [39,40] для реализации электрокардиографа использовались 22-х разрядные сигма-дельта АЦП AD7716 фирмы Analog Devices (производства США). Показано, что использование в электрокардиографах сигма-дельта АЦП является достаточно полезной альтернативой традиционных АЦП. Более того, сигма-дельта АЦП могут быть использованы и для других систем сбора и обработки биомедицинских сигналов, имеющих аналогичные требования по диапазону частот и динамическому диапазону входных сигналов — энцефалографическим, реографическим и т.д.

По Найквисту, частота дискретизации должна быть в два раза больше верхней граничной частоты аналогового сигнала. В сигма-дельта АЦП частота дискретизации во много раз больше удвоенной верхней граничной частоты аналогового сигнала, что позволяет увеличить число значащих разрядов АЦП и улучшить шумовые характеристики преобразования.

С использованием в схемотехнике электрокардиографов сигма-дельта АЦП [35] в первую очередь решается проблема входного диапазона. Постоянная составляющая на входе ЭКГ компенсируется за счет 5-6 дополнительных бит сигма-дельта АЦП. Последний обеспечивает 17-18 значащих разрядов в требуемой полосе частот, то есть перекрывает динамический диапазон входного сигнала как минимум в 105 дБ. Возможность полностью отказаться от ФВЧ с его крупногабаритными высокостабильными конденсаторами, а также проводить работу с нулевой нижней частотой,

является основным преимуществом технологии сигма-дельта АЦП при построении цифровых электрокардиографов. Также возможны программные решения интеллектуальной привязки изолинии отдельно по каждому из каналов на основе избирательного изменения постоянной времени цифрового ФВЧ для обеспечения минимального искажения низкочастотных составляющих электрокардиосигнала, одновременно удерживая его в середине диапазона устройства отображения.

Такие электрокардиографы предназначены для обеспечения работы синхронно с 12-ю ЭКГ отведениями. Девять полностью идентичных аналоговых каналов представляют собой операционные усилители с высоким входным сопротивлением и коэффициентом усиления 4 и последовательно с ними R-C ФНЧ. Имитация дифференциальных отведений, с одновременным вычитанием синфазной помехой, производится полностью программным способом. Из этого следует, что существует возможность при достаточном числе входных каналов сформировать практически любую схему отведений или набор схем отведений — для этого не требуется прецизионных делителей и малошумящих коммутирующих элементов. А именно, можно просчитать, как стандартные 12 отведений, так и отведения по Небу, Франку, Мак Фи–Пурангао и т.д. При этом обеспечивается возможность оператору самому определять необходимые для съема электроды. Более того, возможно создание модульных электрокардиографов или ЭКГ–полиграфов, в которых для усложнения схемы отведений достаточно добавить недостающее количество аналого-цифровых каналов и модифицировать программное обеспечение. С ростом числа каналов существенно снижаются удельные затраты для получения каждого нового отведения при общей высокой надежности устройства — это идеально подходит для систем ЭКГ картирования [38].

1.2. Программное обеспечение современных цифровых электрокардиографов

Программное обеспечение (ПО) является важной составляющей цифровых электрокардиографов, которое определяет функциональность и потребительские свойства приборов. Оно проектируется таким образом, чтобы обеспечить высокую достоверность выявления и измерения параметров элементов ЭКГ (интервалов, сегментов, комплексов), на основании которых врач-кардиолог осуществляет постановку диагностического заключения. Функция автоматического формирования диагностических заключений также реализуется в ПО современных электрокардиографов. Условно работу ПО разделяют на следующие три этапа:

1. Сглаживание и фильтрация ЭКГ.
2. Обнаружение и измерение характерных элементов ЭКГ.
3. Постановка диагностических заключений.

При выборе метода сглаживания (фильтрации) электрокардиосигнала последний представляется как смесь полезного сигнала и аддитивной помехи [40]. К таким помехам относятся:

- наводка от промышленной сети,
- миографическая наводка, обусловленная механическим тремором и электрической активностью мышц в местах наложения электродов,
- наводка, вызываемая перемещением электродов относительно сердца,
- артефакты, обусловленные наличием непостоянной поляризации электродов,
- внутренние шумы электрокардиографов.

Наибольшее распространение получили алгоритмы сглаживания, основанные на логической фильтрации, нелинейной и адаптивной фильтрации. Методы фильтрации на основе базисных разложений [40], как правило, всегда можно отнести к одному из перечисленных типов фильтрации (например, фильтрацию на основе преобразования Фурье – к линейным фильтрам,

фильтрацию на основе разложения Карунена-Лоэва – к адаптивным фильтрам и т.п.).

Логическая фильтрация [41] требует разработки достаточно большого количества эмпирических логических правил принятия решений, основанных на сравнении исследуемых параметров ЭКГ с заранее заданными пороговыми значениями. Каким образом назначить эти пороговые величины и как их адаптировать под конкретную ЭКГ, представляет собой отдельную задачу, решаемую эмпирическим путем каждый раз при малейшем изменении вида фильтра. Это, безусловно, главный недостаток логических фильтров.

Нелинейные фильтры [42] представляют собой мощный класс фильтров, хорошо приспособленных для сглаживания сигналов. Однако невозможность учитывать априорные знания об ЭКГ (например, спектральный состав элементов ЭКГ) ограничивает их использование в качестве алгоритмов сглаживания ЭКГ.

Адаптивная фильтрация при корректном её применении не проявляет ни одного из перечисленных выше недостатков, и к тому же может осуществлять высококачественную фильтрацию ЭКГ с наименьшим искажением формы полезного сигнала [43].

Этап обнаружения и измерения характерных элементов ЭКГ реализуется различными методами, которые основаны либо на метрическом, либо на структурном представлении ЭКГ.

Существуют большое разнообразие метрических методов анализа ЭКГ. К таким методам можно отнести:

- анализ амплитудных характеристик сигнала,
- анализ первой производной сигнала и её экстремумов по пороговым правилам,
- анализ вспомогательных зависимостей типа "функции формы",
- эталонные формы.

Метод анализа амплитудных характеристик сигнала предполагает измерение амплитуд и скоростей изменения ЭКГ и их сравнения с заранее

определенными пороговыми значениями с целью выявления R зубцов и желудочковых QRS комплексов. Этот пороговый метод весьма чувствителен к шумам в записи ЭКГ, в связи с чем и было ограничено его применение в настоящее время.

Одним из самых распространенных методов выявления комплексов QRS является анализ первой производной и её экстремумов. Это объясняется сравнительной простотой логики алгоритмов, вычислительной легкостью и физиологичностью подхода. Было установлено [44], что скорость изменения напряжения ЭКГ более 5 мВ/мс может наблюдаться только внутри комплекса QRS. На основании этого факта строятся процедуры выявления характерных элементов ЭКГ. Этот метод также проявляет неустойчивость в случае зашумленных кривых ЭКГ.

В работе [45] введено понятие "функции формы" сигнала, т.е. такого нелинейного оператора, действующего на участок сигнала, который отражает те или иные свойства ЭКГ. В качестве функции формы может использоваться функция от модуля второй производной, вычисляемой для низкочастотной составляющей ЭКГ. Функция формы используется не только для поиска границ QRS комплексов, но и для сжатия ЭКГ. Следовательно, придавая функции формы различный вид, стало возможным не только добиваться качественных путей идентификации комплексов QRS, но также решать другие задачи обработки ЭКГ.

Основная идея методов эталонов [46] состоит в следующем. Один комплекс QRS в начале записи ЭКГ принимается за эталон. Далее он сопоставляется с последующими комплексами и, возможно, корректируется. Сопоставление QRS комплексов может быть осуществляён по-разному, в зависимости от выбранной метрики близости (например, среднеквадратичная, равномерная и корреляционная). Этот метод обладает большей помехоустойчивостью. Однако основной недостаток его заключается в том, что случайный выбор зашумленного эталона приводит к ошибкам при его сравнении с другими участками ЭКГ.

Принципиально другим подходом к задаче идентификации QRS комплексов является структурный подход. Он состоит в том, что для описания объектов распознавания и построения самой процедуры используется аппарат математической лингвистики. Первым шагом анализа является сегментация сигнала и описание последнего в виде последовательности элементарных символов. В процессе распознавания устанавливается, является ли данная последовательность синтаксически правильной по отношению к заданной грамматике. Существуют два подхода в структурном анализе ЭКГ: структурно-лингвистический и структурно-статистический.

Структурно-лингвистический анализ формы ЭКГ базируется на правилах разбора последовательностей имен сегментов [47]. Алгоритмы, реализующие этот подход, сравнительно просты и не требуют больших вычислительных ресурсов. Эффективность распознавания определяется полнотой грамматических правил и пороговых значений, подбираемых опытно-логическим путем, для чего требуется представительный обширный обучающий материал.

Алгоритмы структурно-статистического анализа ЭКГ оперируют с априорными и апостериорными вероятностями сочетаний значений различных сегментов [48]. Так же, как при лингвистическом разборе, здесь могут строиться правила проверок сочетаний одиночных сегментов или их групп. Для построения грамматик также требуется репрезентативный архив, но процесс обучения может быть автоматизирован. Существенным ограничением данного подхода является низкое быстродействие программ, реализующих алгоритм структурно-статистического анализа ЭКГ.

Результаты выявления элементов ЭКГ и измерения их параметров используются для интерпретации ЭКГ с целью постановки диагностических заключений. Существует два распространенных подхода к решению этой задачи.

Первый подход – детерминистический; он представляет собой попытку формализовать логику врача-кардиолога. При таком подходе используется

метод выбора типа "да - нет". Данные измерений зубцов ЭКГ тестируют по установленным критериям и получают набор непротиворечивых заключений по ЭКГ.

При втором подходе используются методы многовариантной статистической классификации для расчета вероятности того или иного диагностического заключения. При этом группу пациентов исходно разбивают по диагностическим категориям на основании независимой, т.е. на электрокардиографической информации: данные катетеризации сердца, коронарной ангиографии, результаты аутопсии и т. д. Расчет вероятности основан на одновременном использовании – обычно многомерных векторов – большого числа ЭКГ переменных. Для минимаксной классификации используют общепринятые статистические параметры и байесовские процедуры.

Таким образом, современный цифровой электрокардиограф реализуется как система взаимосвязанных аппаратных и программных средств. С одной стороны, такое техническое решение позволяет повысить качество и функциональность электрокардиографов. С другой стороны, цифровые электрокардиографы должны удовлетворять действующим техническим требованиям на основные их параметры, которые проверяются с помощью оговоренных методов испытаний. Эти методы испытаний разрабатывались для проверки приборов, измеряющих и регистрирующих биоэлектрические потенциалы сердца – аналоговые электрокардиографы. Они не распространяются на приборы с автоматическим анализом и диагностикой, которыми являются современные цифровые электрокардиографы. Используемые этими методами тестовые сигналы (например, гармонической, прямоугольной формы и их смесь) не позволяют корректно измерять параметры приборов в силу особенностей цифровой обработки сигналов, которая применяется современными электрокардиографами. В связи с этим возникает необходимость в разработке испытательных методов специально для цифровых электрокардиографов [49].

1.3. Методы и средства испытаний современных цифровых электрокардиографов

Цель испытаний электрокардиографов – определение значений их параметров. В набор основных параметров цифровых электрокардиографов входят следующие характеристики:

1. диапазон входных напряжений (мВ),
2. относительная погрешность измерения напряжения (%),
3. амплитудная нелинейность каналов (%),
4. входной импеданс (МОм),
5. коэффициент ослабления синфазных сигналов (дБ),
6. чувствительность (мм/мВ),
7. относительная погрешность установки чувствительности (%),
8. эффективная ширина записи (изображения) канала (мм),
9. скорость движения носителя записи (скорость развертки) (мм/с),
10. относительная погрешность установки скорости движения носителя записи (скорости развертки) (%),
11. напряжение внутренних шумов, приведенных к входу (мкВ),
12. постоянная времени (с),
13. неравномерность амплитудно-частотной характеристики каналов (%),
14. относительная погрешность измерения интервалов времени (%),
15. частота дискретизации (Гц),
16. уровень квантования сигналов (мкВ/МЗР),
17. точность и устойчивость распознавания элементов ЭКГ,
18. адекватность автоматической постановки диагностических заключений.

Значения первых 14-ти параметров должны соответствовать требованиям стандарта. МЭК рекомендует значения частоты дискретизации и уровня квантования сигналов выбирать равными 500 Гц и 5 мкВ/МЗР соответственно. Последние в списке параметры должны характеризовать функциональность и

качество ПО цифровых электрокардиографов. До настоящего времени не существует необходимых и достаточных определений и методов выявления этих параметров. МЭК предлагает единственный обобщенный критерий, включающий 17-й и 18-й параметры в одно целое (точность интерпретации ЭКГ), основанный на определении взаимных вероятностей постановки правильных диагнозов исходя из двух конкурирующих гипотез. Приборы должны соответствовать требованиям стандарта при наличии на соответствующем проверяемому каналу входе постоянного напряжения ± 300 мВ ± 10 % между любым отводящими электродами.

Любой метод испытаний включает две составляющие, необходимые для его реализации – это схема включения электрокардиографа в испытательный стенд и тестовые сигналы. Сравнивая документы двух стандартов [49], отметим, что существует принципиальное отличие в способах подачи постоянного напряжения ± 300 мВ в схемах включений. Способ подачи постоянного напряжения ± 300 мВ в схемах включения [49] является более наглядным, соответствующим имитируемому физическому явлению (поляризации электродов). Напротив, способ подачи постоянного напряжения ± 300 мВ в схемах включения представляется удобным при реализации его в автоматических системах проверки параметров электрокардиографов. Основные различия в методах испытаний аналоговых и цифровых электрокардиографов заключаются в применяемых тестовых сигналах, в то время как схемы включения одинаковы для обоих видов электрокардиографов. Поэтому рассмотрим требования к тестовым сигналам для испытания электрокардиографов.

Для проверки основных параметров электрокардиографа необходимо использовать следующие сигналы:

- сигнал гармонической формы с частотным диапазоном от 0,5 до 75 Гц ($\pm 2\%$) размахом от 0,03 до 5 мВ ($\pm 1,5\%$),
- сигнал гармонической формы с частотой 50 Гц размахом 20 В ($\pm 3\%$), но допускается напряжение меньшего значения при условии, что

максимальный сигнал будет заметен при регистрации (для проверки коэффициента ослабления синфазных сигналов),

- периодический сигнал прямоугольной формы с частотой повторения в диапазоне от 1 до 10 Гц ($\pm 1,5\%$) размахом от 0,4 до 5 мВ ($\pm 1,5$),
- одиночный сигнал прямоугольной формы размахом 4 мВ ($\pm 3\%$) длительностью не менее 5 с,
- постоянное напряжение ± 300 мВ ($\pm 10\%$).

МЭК рекомендует для проверки основных параметров электрокардиографа использовать тестовые сигналы с точностью не хуже $\pm 1\%$ и формами, совпадающими с вышеперечисленными, а также периодический сигнал треугольной формы с частотой повторения не более 1 Гц размахом 1,5 мВ с длительностями 20 мс и 200 мс, сигнал гармонической формы с частотным диапазоном от 0,5 до 500 Гц. Дополнительно к этому рекомендуются характеристики тестовых ЭКГ и методы испытания электрокардиографов с их применением. В качестве тестовых ЭКГ стандарт рекомендует использовать наборы сигналов из атласа Общих Стандартов Электрокардиографии (Common Standards for Electrocardiography (CSE) Database). Эта база данных содержит около 1220 коротких записей, полученных от 12 и 15 канальных ЭКГ, которые оцифрованы с частотами 0,5 и 1 кГц и с уровнем квантования 1 мкВ/МЗР. Каждая запись верифицирована и включает аннотационную информацию, описывающую свойства этой записи. Она предназначена специально для комплексной диагностики современных интерпретирующих электрокардиографов, из которой для испытания используются следующие типы сигналов:

- 16 случаев калибровочных и 3 случая аналитических ЭКГ,
- 250 случаев биологических ЭКГ,
- 20 случаев ЭКГ с сетевой помехой и шумовыми артефактами,
- ЭКГ для выявления корректности и адекватности работы программного обеспечения электрокардиографа, в которые входят 20 случаев нормального

синусоидального ритма, 15 случаев переднестеночного инфаркта миокарда, 15 случаев заднестеночного инфаркта миокарда.

Измерение параметров цифровых электрокардиографов с помощью перечисленных сигналов сводится к анализу элементов результирующих ЭКГ, параметры которых не должны превышать оговоренных величин. Например, определение неравномерности амплитудно-частотной характеристик (АЧХ) электрокардиографов производится с помощью калибровочных ЭКГ (CAL20000, CAL20002, CAL20100, CAL20110, CAL20160, CAL20200, CAL20210, CAL20260, CAL20500, CAL20502) из набора сигналов атласа Общих Стандартов Электрокардиографии, которое предполагает измерение величин R, S амплитуд и отклонения ST сегмента выходного сигнала. По такому же принципу определяются другие параметры интерпретирующих электрокардиографов.

Приведем способ определения точности интерпретации ЭКГ для электрокардиографов, предлагаемый МЭК. В этом способе предполагается, что истинный диагноз пациента известен, т.е. все тестовые ЭКГ (нормального ритма и патологической формы) верифицированы. Подавая эти сигналы на входы электрокардиографа, подсчитывают общее число следующих событий:

- корректная классификация нормальной ЭКГ (TN),
- некорректная классификация нормальной ЭКГ как патологической (FP),
- некорректная классификация патологической ЭКГ как нормальной (FN),
- корректная классификация патологической ЭКГ (TP).

В итоге, точность интерпретации ЭКГ электрокардиографом вычисляется как "вероятность того, что классификация является корректной" по следующей формуле:

$$TA = \frac{TP + TN}{TP + FP + TN + FN} \cdot 100 \%$$

На основании подсчитанных событий также определяются такие параметры ПО электрокардиографов, как чувствительность (вероятность того, что патологическая ЭКГ классифицирована как патологическая),

специфичность (вероятность того, что нормальная ЭКГ классифицирована как нормальная), положительное прогностическое значение для патологий (вероятность того, что классифицированная патологическая ЭКГ является патологической) и положительное прогностическое значение для нормы (вероятность того, что классифицированная нормальная ЭКГ является нормальной).

Таким образом, для полноценной реализации всех методик испытаний электрокардиографов, изложенных в стандартах, необходимы точные генераторы сигналов специальных форм – имитаторы ЭКС. Имитаторы ЭКС должны реализовывать следующие функции:

- генерацию гармонического сигнала с частотным диапазоном от 0,5 до 500 Гц ($\pm 1\%$) размахом от 0,03 до 5 мВ ($\pm 1\%$),
- генерацию гармонического сигнала 50, 60 Гц ($\pm 1\%$) размахом 20 В ($\pm 1\%$),
- выдачу постоянного напряжения ± 300 мВ ($\pm 1\%$) на каждый электрокардиографический канал независимо от основного тестового сигнала,
- генерацию периодического сигнала прямоугольной формы с частотой повторения в диапазоне от 1 до 10 Гц ($\pm 1\%$) размахом от 0,03 до 5 мВ ($\pm 1\%$),
- генерацию одиночного импульса прямоугольной формы с регулируемой длительностью от 1 до 10 с и размахом от 0,03 до 5 мВ ($\pm 1\%$),
- генерацию периодического сигнала треугольной формы с частотой повторения в диапазоне от 0,1 до 1 Гц ($\pm 1\%$) размахом 0,03 до 5 мВ ($\pm 1\%$) с регулируемой длительностью от 20 мс до 200 мс,
- генерацию смеси сигналов гармонической и прямоугольной форм,
- воспроизведение тестовых ЭКС.

Разработка и производство имитаторов электрокардиосигналов были обусловлены появлением первых интерпретирующих электрокардиографов. Развитие имитаторов прошло от простейших до микроконтроллерных приборов. Простейшие имитаторы электрокардиосигналов осуществляли

выборку записанных в постоянном запоминающем устройстве значений оцифрованных сигналов и подачу их на аналого-цифровой преобразователь. На рис.1.3.1 представлена структурная схема простейшего имитатора электрокардиосигналов.

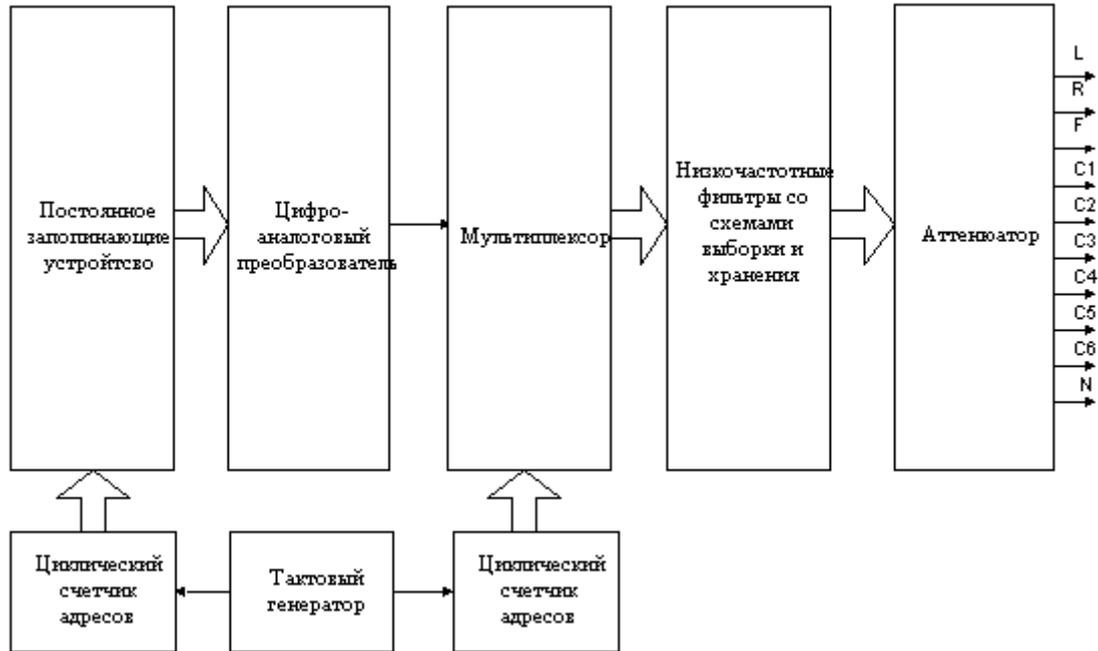


Рис.1.3.1. Структурная схема простейшего имитатора ЭКС.

Тактовые импульсы генератора подаются на циклический счетчик адресов, который задает адрес текущего выводимого значения тестового электрокардиосигнала. Этот адрес подается на входы постоянного запоминающего устройства, с выходов которого цифровой код отсчета электрокардиосигнала поступает на цифро-аналоговый преобразователь. Аналоговый выход цифро-аналогового преобразователя подключен к мультиплексору. Текущий адрес канала также задается циклическим счетчиком адресов, тактируемый основным генератором. Выходы этого имитатора построены как многоканальные низкочастотные фильтры со схемами выборки и хранения. Оконечные аттенюаторы приводят выходные напряжения к требуемым амплитудным диапазонам ($\pm 5\text{ мВ}$) тестовых сигналов.

По такому же принципу работают имитаторы электрокардиосигналов, основанные на компьютерной плате расширения с цифро-аналоговыми преобразователями (рис. 1.3.2).

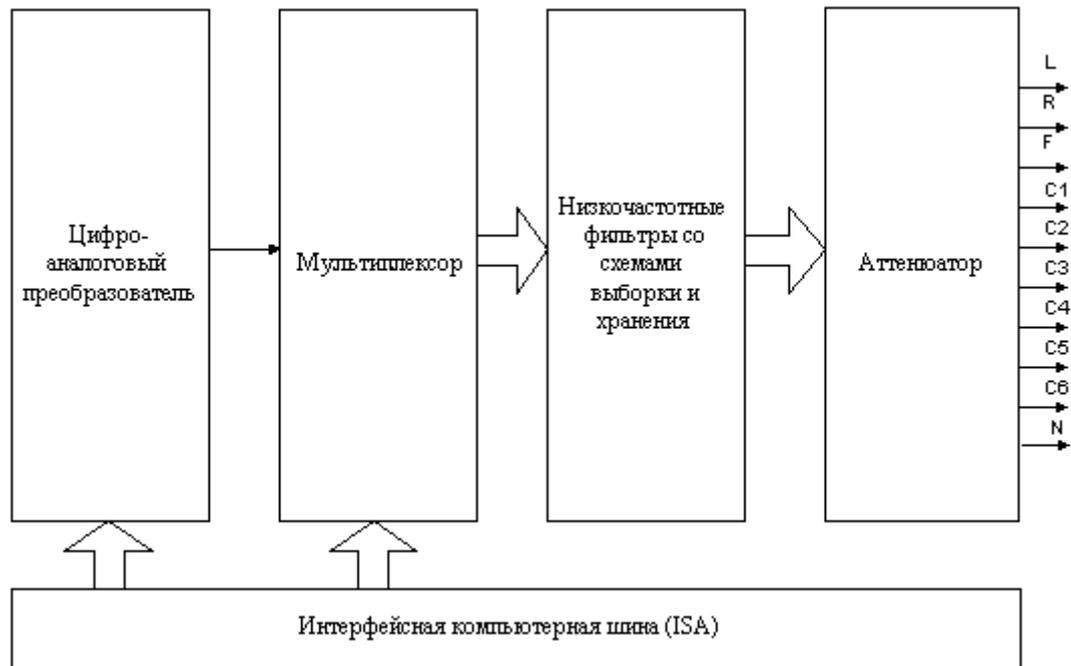


Рис.1.3.2. Структурная схема компьютерного имитатора ЭКС.

Управляющая программа этой платы фактически реализует функции тактового генератора, циклических счетчиков адресов и постоянного запоминающего устройства. По функциональности компьютерные имитаторы электрокардиосигналов, безусловно, превосходят вначале описанные простейшие имитаторы, что обуславливается гибкостью и легкой модифицируемостью их программного обеспечения. Однако проблема гальванической развязки между электрокардиографом и имитатором электрокардиосигналов остается трудно решаемой. Отсутствие такой гальванической развязки может привести к нежелательным помехам и шумам на входах испытуемого электрокардиографа. Компьютерные имитаторы к тому же являются дорогим решением, себестоимость которых в большей части определяется стоимостью компьютерного оборудования.

В заключение данного раздела рассмотрим характеристики современных имитаторов ЭКС (табл.1.3.1).

Табл.1.3.1. Характеристики современных портативных имитаторов ЭКС.

Характеристики приборов	Названия приборов			
	PS97	LionHeart 3	ST-10	MiniSim 1000
Диапазон выходных сигналов, точность	От 0 до 2 мВ с шагом 0.1 мВ	от 0.5 до 2 мВ $\pm 2\%$ с шагом 0,5 мВ	от 0.5 до 2 мВ $\pm 2\%$ с шагом 0,5 мВ	от 0.15 до 5 мВ $\pm 1\%$
Нормальный ритм	от 20 до 350 уд./мин с $\pm 1\%$	от 30 до 300 уд./мин	от 30 до 240 уд./мин $\pm 1\%$	от 30 до 350 уд./мин $\pm 0,1\%$
ЭКГ аритмии	14 типов	43 типа	8 типов	40 типов
Базовые сигналы (типы и их частотные характеристики)	Гармонический сигнал, сигнал прямоугольной формы, сигнал треугольной формы, импульсный сигнал с частотными диапазонами от 0,3 до 5,8 Гц	Гармонический сигнал 0,5, 5, 10, 40, 50, 60, 100 Гц; сигнал прямоугольной формы 0,125, 2 Гц; сигнал треугольной формы 2, 2,5 Гц; импульсный сигнал 0,5, 1 Гц длительностью 60 мс.	Гармонический сигнал 0,5, 10, 40, 50, 60, 80, 100 Гц; биполярный сигнал прямоугольной формы 2 Гц, сигнал треугольной формы 2 Гц, импульс постоянного уровня длительностью 4 с.	Гармонический сигнал, сигнал прямоугольной формы, сигнал треугольной формы с частотными диапазонами от 0,1 до 100 Гц; импульсный сигнал 0,25 Гц длительностью 2 мс.
Интерфейс прибора	ЖКИ 2x20 символов, Цифровая клавиатура (21 клавиш)	ЖКИ 4x20 символов, Цифровая клавиатура (16 клавиш)	ЖКИ 1x16 символов, Цифровая клавиатура (4 клавиши)	ЖКИ 2x16 символов, Цифровая клавиатура (8 клавиши)
Габаритные размеры, масса	15.2x26x5.7 см, 1кг	12.7x17.8x3.8 см, 568 гр.	16x11x4 см, 320 гр.	14x8.9x3.8 см, 43 гр.
Цена	\$3290	\$1140	\$450	\$595
Фирма	ВАРСО, США, www.bapcoinfo.com	БИО-ТЕК INSTRUMENTS, Inc., США, www.biotek.com	ST-Electromedicina, s.a., Испания, www.stelec.com	Netech Corp., США, www.gonetech.com

Следует обратить внимание, что некоторые модели также включают функции проверки пульсоксиметров, измерителей давления и температуры. Однако в этой таблице приводятся характеристики тестовых сигналов и общие

эргономические параметры приборов. Более того, в таблицу вошли не все из известных имитаторов ЭКС, а именно те, которые не имеют базовых тестовых сигналов (гармонической, прямоугольной форм и т.п.), жидкокристаллического индикатора, что затрудняет контроль над состоянием прибора, не имеют тестовых ЭКС аритмии, а также компьютерные имитаторы. Все представленные имитаторы осуществляют девятиканальную генерацию ЭКС, имеют 9 В источник питания (внутренний или внешний), имеют возможность подключения ЭКГ электродов трех типов (штекерный, типа "крокодила" и "клипсы"). Имитаторы PS97 и LionHeart 3 могут управляться компьютером посредством RS232, но не поддерживают загрузку других тестовых ЭКС. Для имитатора MiniSim 1000 предусмотрена возможность обновления тестовых ЭКС самим производителем прибора. Отметим также, что производители этих приборов не сообщают характеристики тестовых ЭКС и их источник. Таким образом, не представляется возможным провести сопоставление их параметров между собой и с сигналам из CSE Database.

С одной стороны, анализируя приведенную сравнительную таблицу, отметим следующее:

- Ни один имитатор ЭКС не формирует постоянного напряжения ± 300 мВ, подаваемое на все входные каналы электрокардиографа вне зависимости от текущего тестового сигнала.
- Смесь сигналов гармонической и прямоугольной форм не поддерживается ни одним имитатором ЭКС, что делает невозможным проверку нелинейности АЧХ и эффективной ширины записи электрокардиографа, согласно стандартам [49].
- С помощью данных имитаторов ЭКС не представляется возможным проверить коэффициент ослабления синфазных сигналов, т.к. отсутствует гармонический сигнал размахом 20 В с частотами 50 и/или 60 Гц.
- Точностные характеристики, диапазоны и типы тестовых сигналов частично совпадают с требованиями стандартов. Наиболее полно этим

требованиям соответствует прибор MiniSim 1000, по сравнению с другими имитаторами.

С другой стороны, по эргономическим характеристикам представленные приборы функциональны и удобны в периодическом сервисном обслуживании клинических электрокардиографов.

1.4. Выводы

1. Проведен анализ принципа работы 12-ти канальных цифровых электрокардиографов и их схмотехническое построение.

2. Определены основные этапы формирования сигналов ЭКГ 12-ти стандартных отведениях.

3. Определены основные задачи программного обеспечения, которые определяют функциональность и потребительские свойства приборов. Оно проектируется таким образом, чтобы обеспечить высокую достоверность выявления и измерения параметров элементов ЭКГ (интервалов, сегментов, комплексов), на основании которых врач-кардиолог осуществляет постановку диагностического заключения.

4. Сформулированы 18 параметров испытания, которые определяют работоспособность цифровых электрокардиографов. Значения первых 14-ти параметров должны соответствовать требованиям стандарта.

Глава 2. Этапы предварительной обработки кардиограмм

2.1. Этапы исследования и методы решения

Проектирование любой программной системы включает в себя целый комплекс вопросов, связанных с выбором методологии проектирования, разработки программной архитектуры и выборе программной платформы, применения методов оценки качества программных приложений, гибкости реализации и тестирования функционального содержания, формирования требований рекомендательного характера, ориентированных на повышение качества продукта. Важным этапом проектирования является исследование структуры (структуризации) подобного класса систем с целью выявления общих элементов структуры, выработки единых требований к реализации. Это дает возможность подойти к разработке с позиций универсального подхода, дающего возможность использовать единые методы для построения целого класса систем. Поэтапная структура исследования, включая первый этап, состоящий в изучении проблемы, формулирования целей и задач исследования, рассмотренный в предыдущих главах, представлена на рис. 2.1.1.

Основным методом структуризации в данном исследовании явился системный метод, являющийся основой теории системного анализа.

В системно-структурном методе акцент преимущественно делается на исследование внутренней структуры системы, внутренних связей, тогда как системный подход, кроме этого, подразумевает исследование поведения системы и ее элементов в зависимости от связей с внешней средой, от происхождения ситуации, в которую попадает система. В данном случае, в понятие структура вкладывается смысл отображения определенных взаимосвязей, взаиморасположение составных частей системы, ее устройства (строения).

Методы системного анализа являются основой разработки технических средств, программного обеспечения [21], при этом регламентируется процесс

проектирования ПО начиная с этапа создания и сопровождения моделей системы до фазы тестирования и внедрения (этап 2).

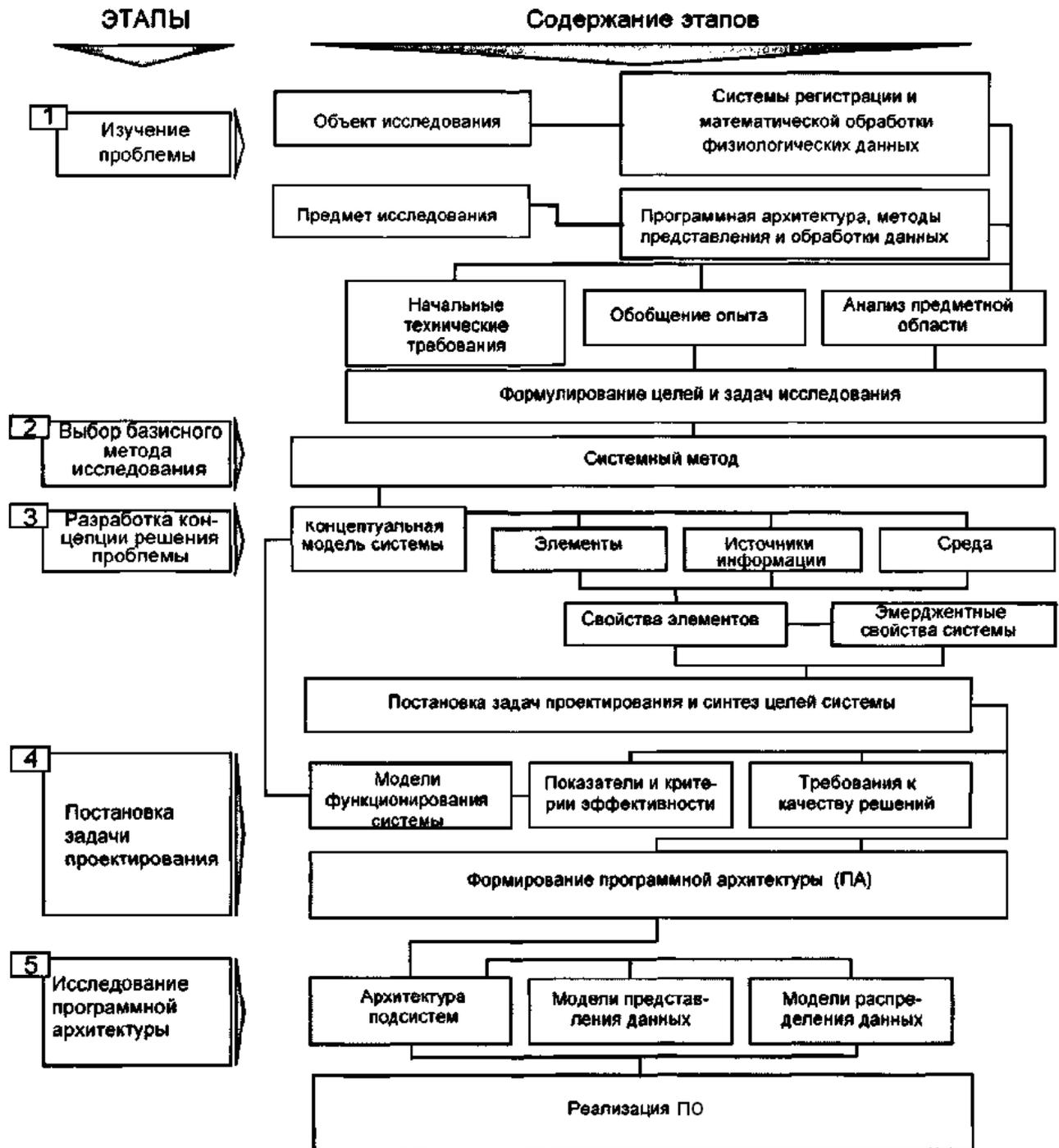


Рис. 2.1.1. Структурная схема проведения исследований.

В качестве метода формализованного представления систем в рамках данной методологии используются лингвистические, графические представления, языки моделирования.

Предварительный, поверхностный анализ систем требует их представления в виде схем, в которых фиксируются наиболее существенные параметры и связи между ними. При этом элементы данных схем не подвергаются какой-либо детализации до уровня конкретных используемых технологий. Такие схемы получили название концептуальных моделей, или структурных моделей [25], и являются отправной точкой исследования (этап 3).

Основными параметрами концептуальных моделей считаются элементы системы, источники информации, внешняя среда, каждый из которых характеризуется своими свойствами, а система - свойствами целостности. Эти свойства формируют совокупность факторов, влияющих на поведение системы. Важнейшим этапом исследования является переход от разработанных структурных представлений о системе, к программной архитектуре (этап 4) и ее дальнейшей реализации. Архитектурные решения должны приниматься только тогда, когда стала ясна структура системы в целом, т.е. полностью сформулированы требования, предъявляемые к системе.

Для решения поставленных задач необходимо обладать определенным набором приемов решения, среди которых наиболее результативны модели функционирования системы, среди которых стоит выделить модели процессов, формализующих механизмы параллелизма и синхронизации, представления и накопления данных, а также модель развертывания, отражающую топологию используемых аппаратных средств. Модель реализации служит заключительным представлением, реализующим покомпонентную конфигурацию системы (этап 4).

Завершающим этапом на основании полученных результатов выносятся общее суждение о функционировании исследуемой программной системы, выявляются закономерности, присущие системе, которое приводит к формулированию заключения по теме.

Особенностью цифровых компьютерных комплексов регистрации электрофизиологической информации, осуществляющих запись и

обработку данных непосредственно во время записи сигнала, является принадлежность к системам реального времени, так как функциональная часть этих систем должна непрерывно обрабатывать и анализировать поступающую информацию и оперативно реагировать на изменившееся состояние внешних параметров. Так, например, для полиграфических систем регистрации электрофизиологической информации такими сигналами могут являться ЭКГ, ЭЭГ, ЭМГ и ЭОГ, а также целый спектр физиологических сигналов. Исследовать структуру подобных аппаратно-программных систем можно с использованием двух подходов: информационного и функционального. Информационный подход подразумевает анализ на основе рассмотрения транспортных потоков данных, циркулирующих между элементами системы, в то время как функциональный основывается на рассмотрении разнообразных связей внутри комплексной системы, выделяя в отдельные единицы функционально законченные компоненты. С точки зрения формализации наиболее проработанным является информационный подход, поскольку он предоставляет возможность количественно и качественно проанализировать и представить структуру связей на основе математических методов. Функциональная схема отражает структуру в виде множества законченных элементов, реализующих определенные функции в рамках требований, предъявляемых к комплексам ЭКГ - диагностики, а также предоставляющих различные дополнительные диагностические или сервисные возможности. Детализация функциональной схемы подразумевает учет конкретной программной платформы, на базе которой строится реализация, накладывающей свой отпечаток на структуру связей и набор функциональных компонент, присутствующих в структурной схеме. Более того, цели и задачи самой биомедицинской системы также играют важную роль. Например, функциональная схема компьютерных систем ЭКГ - диагностики может существенно различаться по структуре (рутинная ЭКГ, ЭКГ физических нагрузок, системы прикроватного мониторинга) и иметь четко выраженную близость с используемым аппаратным обеспечением. Все дальнейшее

рассмотрение будет касаться систем, ориентированных на получение и обработку БМИ в режиме реального времени.

На Рис.2.1.2 представлена структура многокомпонентной, полиграфической биомедицинской системы регистрации и обработки электрофизиологической информации, включающая основные элементы, отвечающие общим требованиям, предъявляемым к системам такого рода. Данная схема дает только общие представления о структуре систем и не отражает функциональную логику связей между отдельными его элементами в рамках каждой подсистемы. Выделение независимых подсистем заключается в выделении отдельных элементов с сильными функциональными взаимными связями. Для анализа функциональных связей отдельных подсистем необходим детальный анализ структуры подобных систем.

Структурно, произвольная компьютерная БМС может быть разделена на 4 уровня: уровень сопряжения с устройствами регистрации, уровень обработки БМИ, представления и коммуникационных интерфейсов.

Для обеспечения доступа к устройствам в большинстве современных ОС, в том числе и семейства Windows, необходимо наличие драйвера, чтобы обеспечить полный доступ к аппаратному обеспечению на уровне ядра ОС. Множество поддерживаемых аппаратных интерфейсов для подключения внешних устройств в настоящее время является достаточно широким, поэтому использование шин ISA/PCI для обеспечения высокоскоростного обмена не является необходимым. Среди поддерживаемых производителями портативных ПК интерфейсов, необходимо выделить USB, IrDA, Wi-Fi (стандарт IEEE 802.11b), Bluetooth, как наиболее перспективные для сопряжения с устройствами регистрации БМИ, поддерживающие скорости передачи от нескольких Мбит/с до десятков Мбит/с.

Таким образом, программный слой работы с оборудованием составляют компоненты-контроллеры, обеспечивающие прозрачный интерфейс доступа к соответствующим драйверам устройств, которые могут быть стандартными в случае использования поддерживаемых ОС интерфейсов,

или специально разработанными для данного устройства при использовании стандартов ISA/PCI/PCMCIA. В предметную область стандарта IEEE 1073 контроллеры устройств внесены под наименованием виртуального медицинского устройства (ВМУ), так как с точки зрения БМС данный компонент является абстрактным представлением реального аппаратного устройства. Для обеспечения расширенной функциональности в подсистему управления устройствами регистрации может быть добавлен менеджер устройств, который позволяет пользовательскому процессу динамически подключаться к различным устройствам, сохраняя их параметры и обеспечивая стандартный интерфейс доступа. В качестве подобных устройств, например, в комплексе полнофункциональной диагностики ЭКГ могут выступать, собственно, регистратор ЭКГ, а также пульсовой оксиметр и монитор артериального давления (АД).

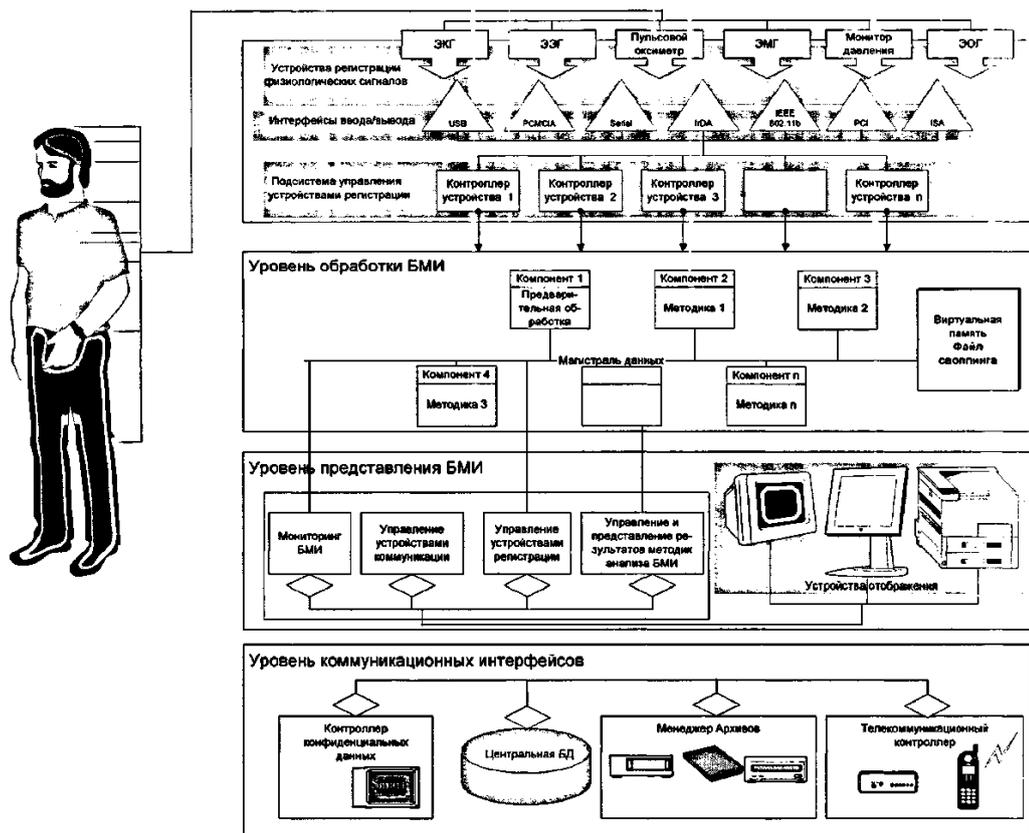


Рис. 2.1.2. Концептуальная модель полиграфической системы регистрации и анализа БМИ.

В целом, архитектура системы должна обеспечивать возможность подключения различных устройств в зависимости от назначения и требований диагностических методов, закладываемых в систему на этапе разработки или в процессе ее совершенствования.

Наиболее важным уровнем является уровень обработки данных, который составляют компоненты, выполняющие обработку данных, как в режиме реального времени, так и в автономном режиме. Здесь наибольшую важность приобретает возможность динамического изменения конфигурации обработчиков данных, добавление и удаление компонент во время работы. Это позволяет эффективно изменять заложенную на этапе проектирования системы функциональность в соответствии с новыми требованиями.

Уровень представления БМИ представлен компонентами, осуществляющими визуализацию БМИ и результатов анализа, а также пользовательский интерфейс управления различными подсистемами.

Выделение коммуникационных модулей в отдельный уровень обеспечивает режимы удаленного взаимодействия и организацию видеосвязи. Коммуникационная подсистема может обеспечивать интеграцию БМС с централизованной БД медицинского учреждения, сохранение и ведение архивов медицинских данных, поддержку телекоммуникационных функций, что особенно важно для портативных систем. При этом возможно широкое применение разнообразных доступных средств передачи данных. Поддержка смарт-карт позволяет обеспечивать конфиденциальность доступа к БД и защищенное управление данными пациентов.

Рассмотрим критерии оптимизации при выборе архитектуры.

Для сложных аппаратно-программных комплексов является весьма затруднительным выработка какого-либо единого совокупного критерия в связи с проблемой компенсации негативных показателей позитивными. Поэтому оценка эффективности может быть проведена на основании исследования нескольких групп частных показателей, вес которых может быть различным в каждом конкретном случае.

В качестве таких групп были выбраны следующие множества частных показателей:

Клинические показатели характеризуют эффективность и степень соответствия функциональных элементов (медицинских методик обработки и анализа, качество аналого-цифрового преобразования медицинских сигналов и т.д.) установленным требованиям и могут являться в каждом конкретном случае различными значениями. Примером таких величин является, в частности, чувствительность алгоритма, отношение сигнал/шум и т.д.

Технологические показатели характеризуют качество программных и аппаратных решений с общих позиций современной технологической базы. Для систем реального времени такими показателями могут быть максимальная пропускная способность, коэффициенты использования центрального процессора, оперативность отображения информации, надежность.

Структурно-топологические показатели являются количественными оценками иерархической топологии компонентной программной системы и позволяют характеризовать связность, структурную избыточность, степень централизации, а также ранг каждого из элементов архитектуры.

Экономические показатели характеризуют затраты, связанные с обеспечением требуемых функциональных характеристик, которые складываются из стоимости разработки ПО и минимально необходимой конфигурации аппаратных средств.

2.2. Характеристики электрокардиограммы

Метод исследования биоэлектрической активности сердца, получивший название электрокардиографии, является сегодня незаменимым в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофии миокарда предсердий и желудочков, ишемической болезни сердца и других заболеваний. Метод основан на регистрации электрических потенциалов, возникающих в сердце.

Последовательность возбуждения мышечных масс сердца, обусловленная автоматизмом синусового узла и проведением импульса по проводящей системе сердца к отдельным кардиомиоцитам, формирует мощный электрический потенциал сердечной мышцы, регистрируемой с помощью накладываемых на поверхность тела электродов. Регистрация этих потенциалов во времени и графическое их отображение и есть электрокардиограмма. Изменение разности потенциалов, возникающих на поверхности тела при возбуждении сердца, записываются с помощью различных систем отведений. Каждое отведение, состоящее из пары электродов подсоединенных: один к положительному, другой к отрицательному полюсу входа усилителя электрокардиографа, регистрируют разность потенциалов, существующую между двумя определенными точками электрического поля сердца, в которых установлены электроды. В связи с тем, что многочисленные способы расстановки электродов могут привести к сложностям взаимопонимания врачей в трактовке ЭКГ, в международную клиническую практику была введена наиболее часто используемая система 12 отведений, состоящая из трех стандартных отведений, трех усиленных однополюсных от конечностей и шести грудных отведений (рис.2.2.1).

Стандартные двухполюсные отведения, предложенные в 1913 году открывателем ЭКГ Эйнтховеном, регистрируют разность потенциалов между двумя точками, удаленными от сердца и расположенными во фронтальной плоскости тела - на конечностях. Для записи этих отведений принята разноцветная маркировка электродов:

правая рука - электрод красного цвета;

левая рука - электрод желтого цвета;

левая нога - электрод зеленого цвета;

правая нога - электрод черного цвета

Попарное включение перечисленных электродов (кроме черного, подключенного к заземляющему проводу) формирует систему трех стандартных отведений.

I отведение - правая рука (минус) и левая рука (плюс)

II отведение - правая рука (минус) и левая нога (плюс)

III отведение - левая рука (минус) и левая нога (плюс)

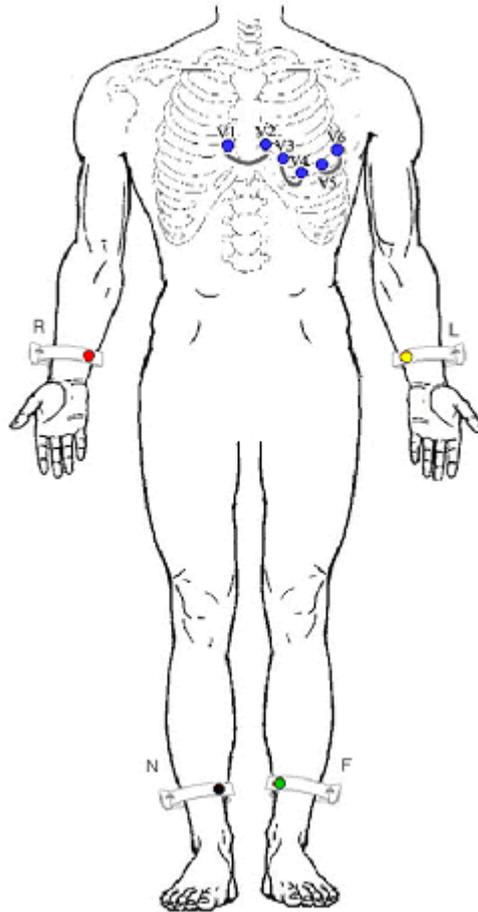


Рис. 2.2.1. Пример расположения внешних электродов при регистрации 12 отведений ЭКГ с кабеля для 6 электродов

В 1942 году Гольдбергер, используя упомянутую систему наложений электродов предложил регистрировать разность потенциалов между одной из конечностей, на которой установлен положительный электрод и средним потенциалом двух других конечностей. Этот метод получил название усиленных однополюсных отведений от конечностей и имеет стандартную маркировку:

avR - усиленное однополюсное отведение от правой руки;

avL - усиленное однополюсное отведение от левой руки;

avF - усиленное однополюсное отведение от левой ноги;

Систему стандартных и усиленных от конечностей отведений дополняют однополюсные отведения от грудной клетки, предложенные в 1934 г. Wilson. Они регистрируют разность потенциалов между положительным грудным электродом, расположенным в разных точках и объединенным электродом Вильсона, объединяющим три электрода от конечностей. Грудные электроды маркируются буквой V и расположены в следующих позициях:

V1 - четвертое межреберье справа от грудины;

V2 - четвертое межреберье слева от грудины;

V3 - промежуточная позиция V2 и V4;

V4 - пятое межреберье по левой срединно-ключичной линии;

V5 - пятое межреберье по левой передней подмышечной линии;

V6 - пятое межреберье по левой средней подмышечной линии;

Иногда в целях расширения диагностических возможностей 12 общепринятых отведений используют дополнительную расстановку электродов отведений Вильсона:

V7 - пятое межреберье по левой задней подмышечной линии;

V8 - пятое межреберье по левой лопаточной линии;

V9 - пятое межреберье по левой околопозвоночной линии.

Следует также упомянуть о другой наиболее часто употребляемой системе отведений Нэба. Для записи этих отведений используют электроды упомянутой системы трех стандартных отведений:

красный электрод - второе межреберье справа от грудины;

зеленый электрод - пятое межреберье по срединно-ключичной линии;

желтый электрод - пятое межреберье по задней подмышечной линии.

При такой расстановке электродов на электрокардиограмме в положении переключателя на первое стандартное отведение регистрируется отведение Нэба "Dorsalis "(D); второе - регистрирует отведение Нэба "Anterior" (A), третье - "Infeior" (I).

Нормальные значения длительности интервалов сердечного цикла, в

зависимости от частоты сердечных сокращений, часто обозначаемых как ЧСС, приведены в трех отдельных таблицах 2.2.1, 2.2.2 и 2.2.3. с указанием длительности интервала и частоты сердечных сокращений в минутах.

Таблица 2.2.1. Зависимость ЧСС от длительности интервала R-R

Длительность интервала R–R, с	ЧСС в мин.	Длительность интервала R–R, с	ЧСС в мин.
1.50	40	0.85	70
1.40	43	0.80	75
1.30	46	0.75	80
1,25	48	0.70	86
1.20	50	0.65	82
1.15	52	0.60	100
1.10	54	0.55	109
1.05	57	0.50	120
1.00	60	0.45	133
0.95	63	0.40	150
0.90	66	0.35	172

Система отведений Нэба позволяет уточнить изменения ЭКГ, наблюдаемые при повреждениях боковой и задней стенки левого желудочка. **Элементы ЭКГ.** Зарегистрированный на ЭКГ потенциал сердца содержит ряд последовательных зубцов, обозначаемых буквами P, Q, R, S, T (рис.2.2.2). Форма и величина этих зубцов различна в разных электрокардиографических отведениях. Зубец P отражает деполяризацию предсердий. Его максимальная величина наблюдается во II-ом стандартном отведении и составляет 1,5 - 2,5 мм, а длительность не превышает 0,1 с.

Таблица 1.2.2. Минимальная и максимальная длительность интервала Q-T

ЧСС, уд/мин	Длительность интервала Q-T, с	ЧСС, уд/мин	Длительность интервала Q-T, с	ЧСС, уд/мин	Длительность интервала Q-T, с
40-41	0,42-0,51	66-67	0,33-0,40	101-104	0,27-0,32
42-44	0,41-0,50	68-69	0,33-0,39	105-106	0,26-0,32
45-46	0,40-0,48	70-71	0,32-0,39	107-113	0,26-0,31
47-48	0,39-0,47	72-75	0,32-0,38	114-121	0,25-0,30
49-51	0,38-0,46	76-79	0,31-0,37	122-130	0,24-0,29
52-53	0,37-0,45	80-83	0,30-0,36	131-133	0,24-0,28
54-55	0,37-0,44	84-88	0,30-0,35	134-139	0,23-0,28
56-58	0,36-0,43	89-90	0,29-0,34	140-145	0,23-0,27
59-61	0,35-0,42	91-94	0,28-0,34	146-150	0,22-0,27
62-63	0,34-0,41	95-97	0,28-0,33	151-160	0,22-0,26
64-65	0,34-0,40	98-100	0,27-0,33		

Таблица 2.2.3. Максимальная нормальная продолжительность интервала P-Q в зависимости от ЧСС

ЧСС, уд/мин	Продолжительность интервала	ЧСС, уд/мин	Продолжительность интервала
40	0,20	90	0,145
50	0,19	100	0,135
60	0,175	110	0,13
70	0,16	120	0,125
80	0,15	130-160	0,12

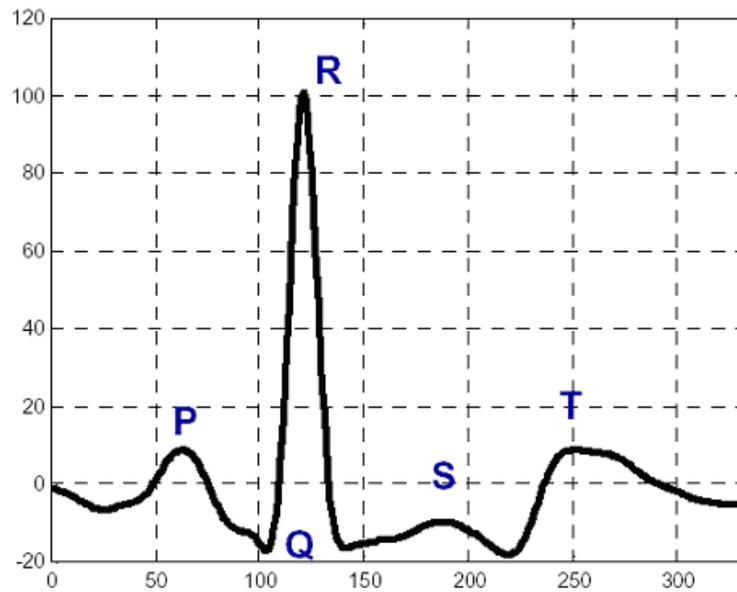


Рис. 2.2.2. Ряд последовательных зубцов ЭКГ.

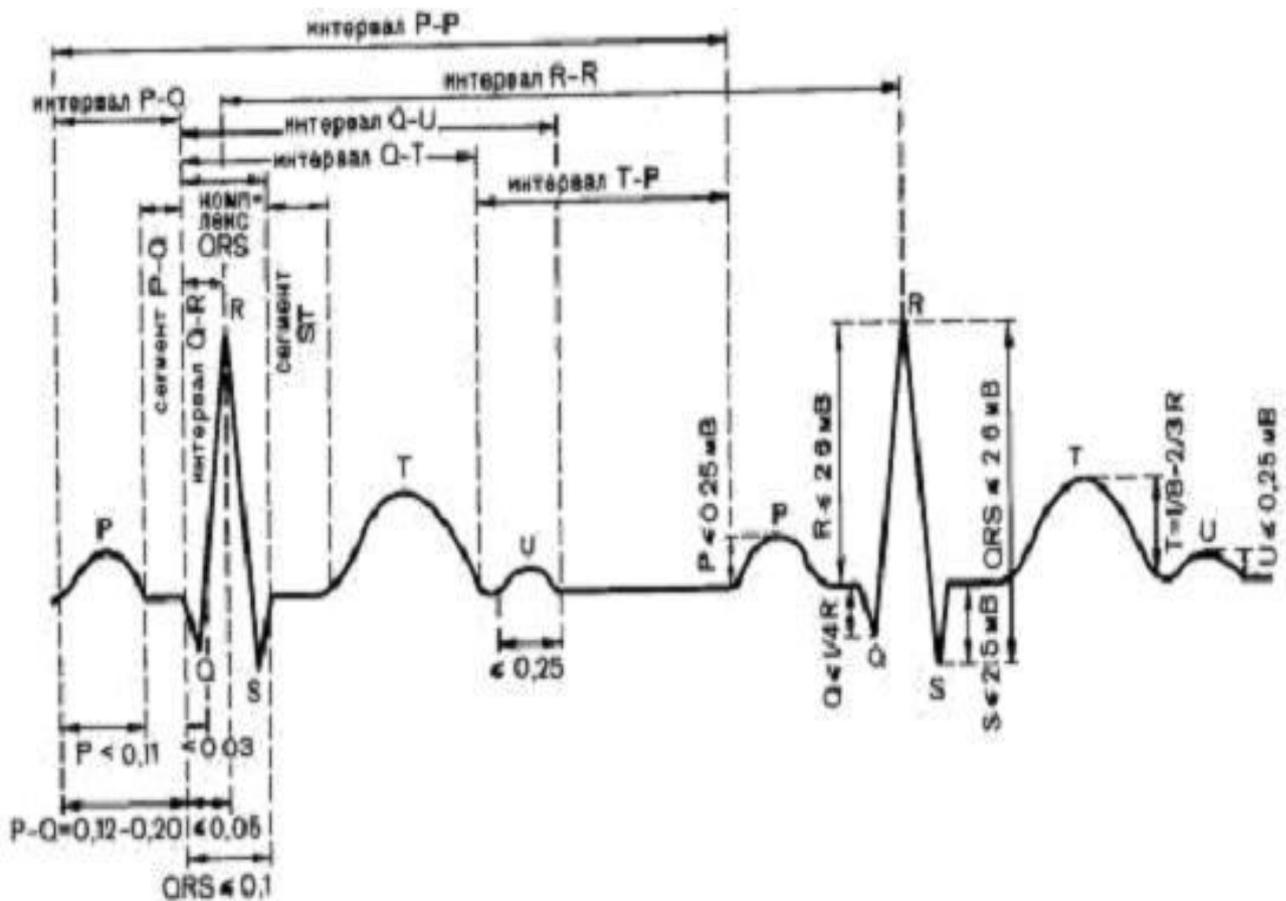


Рис.2.2.3. Компоненты ЭКГ и их нормальные величины

У здоровых людей в отведениях I, II и avF зубец P всегда положительный, в отведениях III и avL - может быть положительным, двухфазным или

отрицательным, а в отведении avR - всегда отрицательный, в отведении $V1$ - часто двухфазный. Интервал P-Q отражает продолжительность атриовентрикулярного проведения и измеряется от начала зубца P до начала комплекса QRS. Длительность интервала P-Q составляет от 0,12 до 0,20 сек и прямо зависит от частоты сердечного ритма. Зубец Q обусловлен вектором деполяризации межжелудочковой перегородки, регистрируется отрицательным в отведениях I, II, III, avL , avF . Его величина не должна превышать $1/4$ зубца R и продолжительность - 0,03 с. Зубец R отражает суммарный вектор деполяризации правого и левого желудочков. Регистрируется положительным в I, II, III, avL и avF отведениях, а также отведениях V 1-6. Его максимальная величина во II-ом стандартном отведении, в грудных - зубец R постепенно увеличивается от отведения $V1$ к $V4$, а затем несколько уменьшается к $V6$. В отведениях от конечностей его величина не превышает 20 мм, а в грудных отведениях - 25 мм.

Продолжительность зубца R составляет примерно 0,04 сек. Зубец S обусловлен проекцией на оси отведений конечного вектора распространения волны возбуждения в базальных отделах межжелудочковой перегородки - правого и левого желудочка. Амплитуда зубца S подвержена значительным колебаниям даже у здоровых людей, но как правило не превышает 20 мм. Часто в стандартных отведениях зубец S может отсутствовать, а в грудных его амплитуда постоянно уменьшается от отведения $V1$ к $V6$. Минимальная продолжительность всего желудочкового комплекса QRS находится в пределах 0,07-0,1 сек. Сегмент S-T соответствует периоду полного охвата возбуждением обоих желудочков, когда разность потенциалов между участками сердечной мышцы мала. Смещение сегмента S-T вверх и вниз от изолинии не должно превышать 0,5 мм в отведениях V 4, 5, 6, а в отведениях V 1 - V 3 - вверх от изолинии не более 2 мм.

Зубец T отражает процесс быстрой реполяризации миокарда желудочков. В норме зубец положительный в отведениях I, II, avF , V2 - V6, а в отведениях III, avF , V1 - может быть положительным, двухфазным и отрицательным. На

ЭКГ отведениях максимальная амплитуда зубца Т соответствует максимальной амплитуде зубца R. Одним из важных показателей ЭКГ является длительность интервала Q-T, измеряемая от начала зубца Q до окончания зубца T. Его величина определяется по известной формуле Базетта, где: $QT = 0,39 (R - R)$, где 0,39 - коэффициент, R - R - расстояние между зубцами R на ЭКГ. Увеличение интервала QT может обуславливать появление опасных расстройств ритма сердца. При расшифровке электрокардиограмм, следует придерживаться следующего плана:

- оценка регулярности сердечного ритма;
- подсчет числа сердечных сокращений
- определение источника основного и эктопического ритма
- оценка проводимости
- определение поворотов электрической оси сердца
- анализ зубца P
- анализ комплекса QRS
- анализ зубца T и интервала QT
- формирование ЭКГ заключения

Изменение электрокардиограммы связывают с отклонением от принятых нормальных величин ее отдельных фрагментов, отражающих ее временные и амплитудные характеристики. В клинической практике приходится иметь дело с различными изменениями отдельных компонентов PQRST-комплекса или с комбинацией этих изменений. Условно изменения кардиограммы можно разделить на отдельные виды:

I. Изменение амплитуд зубцов ЭКГ

- Изменение амплитуды зубца P
- Изменение амплитуды зубца Q
- Изменение амплитуды зубца R
- Изменение амплитуды зубца T

II. Изменение длительности компонент электрокардиограммы

- изменение длительности зубца Р
- изменение длительности интервала PQ
- изменение длительности QRS комплекса
- изменение длительности интервала QT

III. Изменение процессов реполяризации миокарда

- изменение сегмента PQ
- изменение сегмента ST и зубца T

VI. Изменение амплитуд зубцов ЭКГ

- Изменение амплитуды зубца Р.

Изменения ЭКГ, обнаруживаемые врачом, являются чрезвычайно важным подспорьем в принятии правильного решения по диагнозу.

2.3. Анализ погрешностей каналов измерения

Для повышения качества диагностики заболеваний сердца на ранней стадии необходимо, в частности, увеличивать точность измерения сигнала кардиограммы [20, 21, 22, 23], Обычные аналоговые электрокардиографы представляют собой электронно-механические системы. Напряжение, наведённое на электроды в результате сердечной деятельности, усиливается электронным усилителем и регистрируется на бумажной ленте при помощи механического самописца.

К усилителю предъявляются жёсткие требования по линейности, отношению сигнал/шум, дрейфу нуля, равномерности амплитудно-частотной характеристики и т.д. В то же время самописцу, как и всем механическим системам присущ ряд недостатков, связанных с подверженностью износу, необходимостью периодического технического обслуживания, погрешностью изготовления, т.е. в процессе эксплуатации характеристики самописца меняются, и запись ЭКГ становится менее достоверной.

Сам самописец обладает постоянной времени. Учитывая всё это, в технической документации, прилагаемой к кардиографу, заводом-изготовителем указывается реальная погрешность измерения порядка 10-20%. Для диагностики, например, некоторых нарушений ритма сердца (НРС) нужна длительная запись потенциалов сердца.

Однако при длительном мониторинге длина ленты может выражаться десятками метров, и обработка ЭКГ становится неудобной. Имеется ещё ряд задач в кардиологии, когда аналоговая регистрация становится тормозом. Учитывая изложенное, целесообразно отказаться от механического звена в цепи обработки ЭКГ и записывать потенциалы сердца в память компьютера.

При этом открываются большие возможности по автоматизации анализа кардиограмм. Точность записи и разрешающая способность метода компьютерной ЭКГ позволяют получить большую информацию, и тем самым увеличить достоверность диагноза на ранней стадии заболевания.

Подсчет ошибки, возникающей при аналого-цифровом преобразовании. Квантование, при котором сигнал представляется ближайшим уровнем аналого-цифрового преобразования, называется округлением (рис.2.3.1). Очевидно, что максимальная абсолютная ошибка округления не превышает половину ступени квантования: чем больше входной сигнал, тем меньше погрешность, естественно, при условии $U < U_{\max}$.

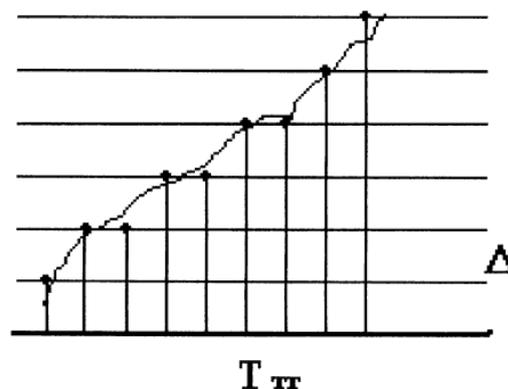


Рис. 2.3.1. Представление аналогового сигнала дискретной последовательностью.

Единицы измерения значения не имеют. Это может быть напряжение на электродах в мВ или эквивалентное отклонение пера самописца, выраженное в миллиметрах. Диапазон регистрируемых сигналов серийного кардиографа колеблется от 0.03 до 5 мВ, эффективная ширина записи канала - 40 мм. При наиболее часто устанавливаемой чувствительности 10 мм/mV максимальный регистрируемый сигнал составляет 4 mV, что соответствует 40 мм на бумажной ленте. Эти величины логично принять в качестве U_{max} .

На графике (рис.2.3.2), иллюстрирующем зависимость $\epsilon(U)$ отмечены некоторые характерные точки. Видно, что во всём рабочем диапазоне входных сигналов относительная ошибка квантования, вносимая АЦП, не превосходит 6.5%, в то время как паспортная погрешность измерения напряжения аналогового ЭКГ-сигнала (табл. 2.3.1) составляет не более 20% в диапазоне от 0.1 до 0.5 мВА и 10% в диапазоне от 0.5 до 4.0 мВ.

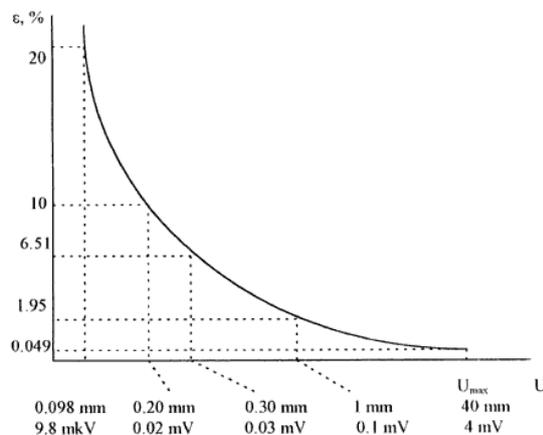


Рис.2.3.2. Зависимость относительной ошибки измерения напряжения от амплитуды входного сигнала.

Генератор тактовых импульсов, управляющий устройством выборки и хранения(УВХ), стабилизирован кварцевым резонатором, поэтому его относительная нестабильность частоты оценивается как 10 в минус четвертой степени %. Относительная же погрешность скорости движения ленты аналогового электрокардиографа по паспорту составляет 5%.

Таблица 2.3.1.

Сравнение разрешающей способности серийного и компьютерного электрокардиографов.

Относительная погрешность измерения амплитуды сигнала	Электрокардиограф	
	Серийный	Компьютерный
Рабочий диапазон от 0.03 до 4 mV	—	< ±6.5%
от 0.1 до 0.5 mV	< ±20%	< ±2%
от 0.5 до 4 mV	< ±10%	< ±0.4%
Разрешающая способность по времени	8 ms	60 mks
Относительная погрешность измерения временных интервалов в диапазоне от 0.1 до 1 s	< ±10%	< ±0.1%

Оценка разрешающей способности прибора по времени, если принять следующие допущения: разрешающая способность человеческого глаза при анализе ЭКГ, записанной на бумаге, равна толщине линии самописца; разрешающая способность при анализе ЭКГ с экрана монитора равна одному пикселю (один дискретный отсчёт). Толщина линии самописца равна 0.2 мм.

При скорости протяжки ленты равной 50 мм/с на бумаге записывается $5 \cdot 10 / 0.2 = 250$ "толщин", в то же самое время в память компьютера записывается 1200 отсчётов ЭКГ. Таким образом, представление ЭКГ на экране монитора эквивалентно увеличению скорости протяжки ленты в 4.8 раза.

Таким образом, погрешность измерения амплитуды при помощи компьютерного кардиографа по сравнению с аналоговым меньше в 10-25 раз, в зависимости от уровня входного сигнала; разрешающая способность по времени у компьютерного варианта в 4,8 раза больше, чем у аналогового, относительная погрешность измерения временных интервалов у компьютерного меньше в 100 раз.

Однако погрешность вносится не только аппаратной частью. Как уже отмечалось, цифровой сигнал обрабатывать проще, чем аналоговый. Для обработки аналогового сигнала необходимо изготавливать реальные приборы "в железе". Каждая операция предполагает использование нового прибора. Такая "жесткая" структура оказывается громоздкой, дорогой, трудно поддающейся изменению.

Обработка цифровых сигналов ведётся при помощи компьютера. Чтобы изменить параметры обработки не нужен новый компьютер, достаточно лишь изменить программу, что очень важно при внедрении новых технологий при диагностике и т.д. Например, как видно из рис. 2.3.3,а и 2.3.4,а в спектре ЭКГ присутствует сетевая наводка, которая проявляется как дребезжание линии ЭКГ с частотой около 50 и около 100 Гц.

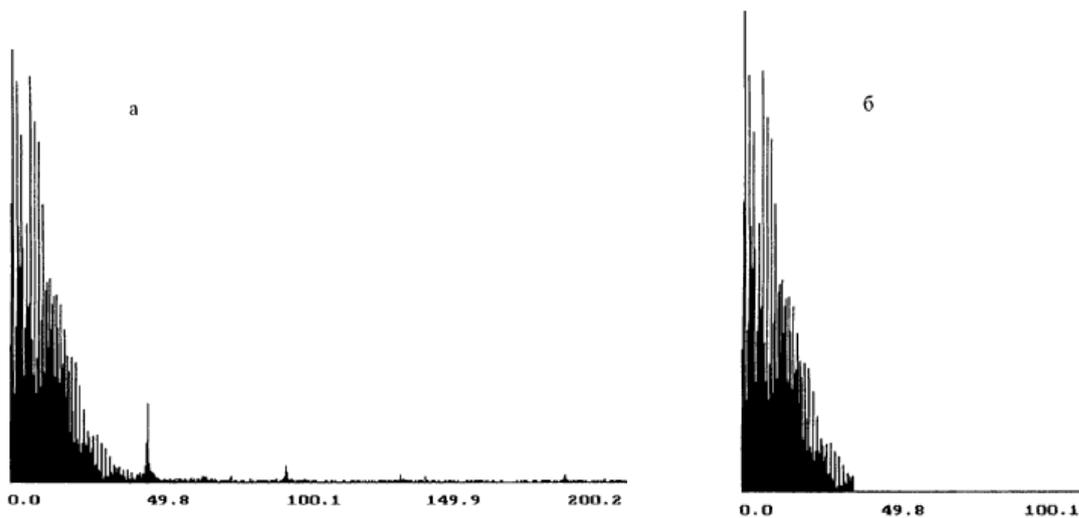


Рис. 2.3.3. Спектр ЭКГ: ДПФ по 1024 точкам, где а - полный спектр;
б - искусственно усечённый спектр.

При компьютерной обработке эта помеха легко устраняется, что облегчает интерпретацию и анализ кардиограмм (рис. 2.3.4). Для обработки на компьютерных системах (под обработкой сигнала подразумевается его фильтрация) целесообразно применять программы цифровых фильтров нижних частот.

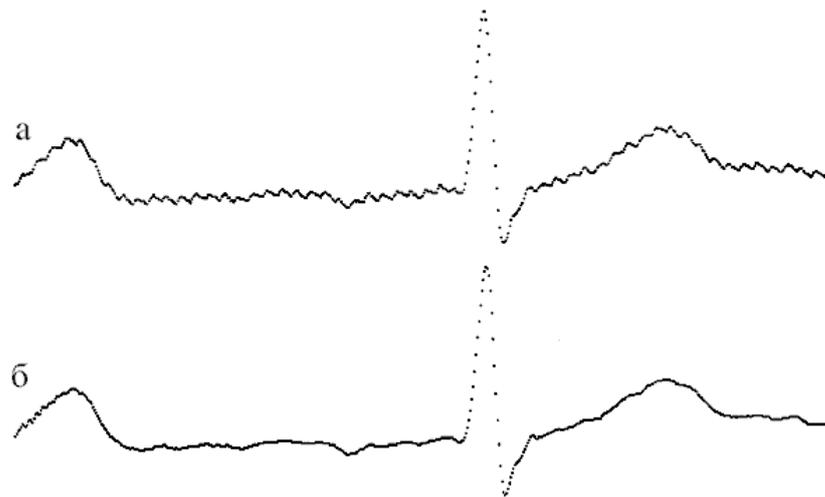


Рис. 2.3.4. Фрагмент компьютерной электрокардиограммы (пример); а - неочищенная ЭКГ; б - очищенная ЭКГ.

Фильтрация - это уже само по себе преднамеренное изменение исходного сигнала с целью выделить из него полезную информацию. Цифровой сигнал можно подвергнуть дискретному преобразованию Фурье, то есть перевести его из временной области в частотную. В этом представлении сигнал будет характеризоваться набором кратных частот - гармоник. Эти гармоники образуют спектр сигнала.

Спектр цифрового сигнала ограничен: первая гармоника зависит от длины цифрового ряда, ограничение на верхнюю гармонику накладывается частотой дискретизации. Полезный спектр реального сигнала ограничивается примерно частотой 50 Гц, тогда как при частоте дискретизации 1200 Гц теоретически частота сигнала может достигать 600 Гц, реально эта цифра должна быть уменьшена в 3-5 раз.

3-5-кратный запас берётся для уменьшения искажений, связанных с дискретизацией. Зная спектр сигнала можно восстановить сам сигнал. При восстановлении сигнала можно искусственно ограничить спектр, отбросив, занулив все гармоники выше некоей выбранной (рис. 2.3.5). Теперь его граничная частота совпадёт с верхней используемой гармоникой. Описанный алгоритм эквивалентен низкочастотной фильтрации.

В качестве "обычного" цифрового фильтра понимается рекурсивный цифровой фильтр нижних частот (ФНЧ). Ошибки, вносимые рекурсивными фильтрами, связаны с непрямоугольностью амплитудно-частотной характеристики и, в большей степени, с нелинейностью фазо-частотной.

Одним из перспективных способов обработки ЭКГ является метод фазового портрета. Для применения этого метода необходимо вычисление первой производной ЭКГ-сигнала по времени. Для этого применяется цифровой дифференциатор. Этот фильтр также вносит некоторые искажения, поэтому полезно оценить масштаб ошибки, сравнив работу фильтра с идеальной моделью.

Амплитудно-частотная характеристика идеального дифференциатора представляет собой наклонную прямую с началом в нуле координат, конец линии уходит в бесконечность, но при работе с сигналами с ограниченным спектром логично ограничить полосу пропускания фильтра частотой верхней гармоники.

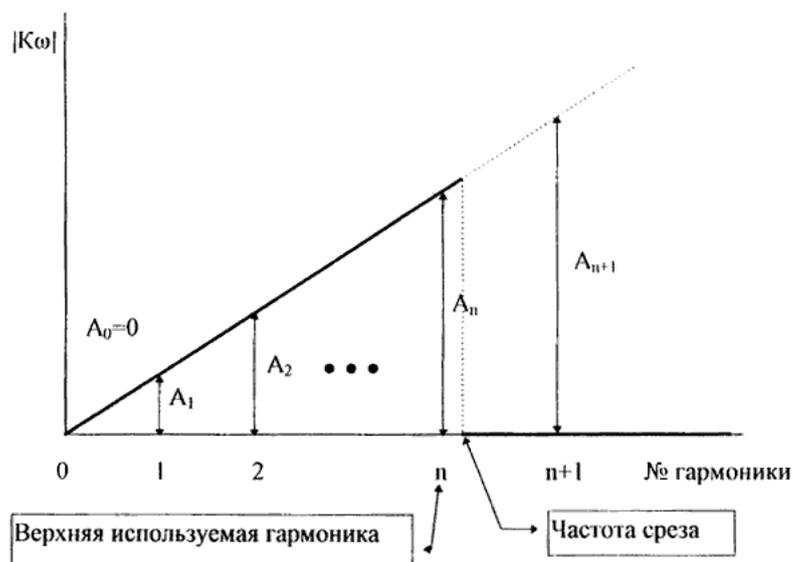


Рис. 2.3.5. АЧХ идеального дифференциатора + идеального ФНЧ. Коэффициенты $\{A_i\}$ образуют арифметическую прогрессию.

"Идеальное дифференцирование с идеальной фильтрацией нижних частот" сводится к дискретному преобразованию Фурье (ДПФ), занулению верхних гармоник, почленному умножению ряда Фурье на ряд образованный элементами арифметической прогрессии с нулевым элементом равным нулю, и обратному ДПФ полученной последовательности. Шаг арифметической прогрессии или наклон АЧХ дифференциатора не играет роли, поскольку влияет лишь на амплитуду выходного сигнала, но не на его форму.

На рис. 2.3.6 и 2.3.7 показаны фрагменты кардиограмм обработанных "идеальным" и "обычным" фильтрам. Как и следовало ожидать, основное различие локализовано в тех местах ЭКГ, где наблюдается быстрое изменение сигнала (присутствуют высокие частоты), это - QRS-комплекс. В качестве числового параметра, позволяющего оценить погрешность, вносимую фильтрами, выбрана площадь, ограниченная кривыми. При этом полагается, что площадь под кривой, полученной с помощью "идеального" фильтра равна единице.

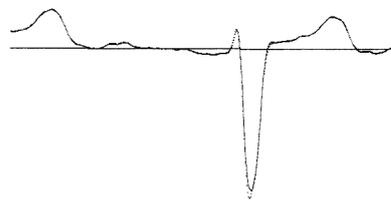


Рис. 2.3.6. Сравнение ЭКГ, обработанных «идеальным фильтром нижних частот»: ДПФ по 1024 точкам 70-ая верхняя гармоника; и ФНЧ типа Баттерворта 4-го порядка частота среза 60 Гц.

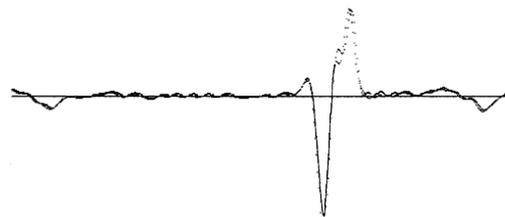


Рис. 2.3.7. Сравнение ЭКГ, обработанных «идеальным дифференциатором» с 47-ой верхней гармоникой ДПФ по 1024 точкам; и комплексом из ФНЧ 4-го порядка с частотой среза 40 Гц и цифрового дифференциатора 18-го порядка.

Таким образом, вышеприведенный материал позволяет сделать следующее заключение:

1. Основные погрешности аналоговой регистрации ЭКГ значительно выше, чем при компьютерной регистрации.
2. Компьютерная регистрация позволяет применить современные технологии обработки ЭКГ и получить большое количество новых характеристик (спектр ЭКГ, фазовый портрет сердечных сокращений и другие данные).
3. Компьютерная регистрация ЭКГ позволяет избежать искажений, которые неизбежно возникают при сетевых наводках (50, 100 Гц) и др.
4. Компьютерная регистрация ЭКГ позволяет легко автоматизировать процесс обработки электрокардиограмм, что существенно, как для ускорения получения информации, так и при отсутствии высококвалифицированных кардиологов.
5. Разработанная при эксперименте методика легко позволяет перевести все имеющиеся в нашем здравоохранении аналоговые электрокардиографы в компьютерные по цене в 10-25 раз ниже стоимости зарубежных компьютерных электрокардиографов.

2.4. Выводы

В этой главе рассмотрены существующие в настоящее время системы автоматизированного анализа ЭКГ.

1. Рассмотрены этапы проведения исследований при проектировании программных систем, начиная от этапа изучения проблемы и выбора базисного метода исследования до формирования программной архитектуры и реализации. Дана концептуальная модель полиморфической системы

регистрации и анализа биомедицинской информации, даны показатели качества при оптимизации архитектуры таких систем.

2. Освещены системы отведений, используемые в практике снятые показания ЭКГ-сигналов, и компоненты нормальной кардиограммы. Подробно проанализированы разработанные экспертные системы по анализу ЭКГ, основанных на определении соотношений её графических параметров, а также принципы проектирования программного обеспечения экспертных систем.

Предоставлен сравнительный анализ погрешностей в аналоговой и компьютерной электрокардиографии. Сделан вывод о неоспоримых преимуществах компьютерной регистрации.

3. Детально проанализированы характеристики электрокардиограмм с учетом принятых на практике стандартных отведений внешних электродов. Даны числовые значения длительности интервалов сердечного цикла в зависимости от частоты сердечных сокращений.

4. Изучены основные компоненты электрокардиограмм и их нормальные величины с целью последующего создания алгоритмов обработки.

5. проведен детальный анализ систематических погрешностей каналов, измерения ЭКГ, дан сравнительный анализ серийного (самописца) и компьютерного (с использованием монитора) кардиографов, представлены измеренные спектры ЭКГ.

6. Поставлена задача интерпретации ЭКГ и фильтрации с применением фильтров нижних частот с использованием компьютерной техники.

Глава 3. Методы и алгоритмы обработки и интерпретации ЭКГ

3.1. Характеристики помех при регистрации электрокардиограмм и методы их устранения

При анализе электрокардиограмм очень важное значение имеет обнаружение и устранение помех, чтобы получить правильный диагноз заболеваний. Получение электрокардиограмм зависит от усилительного канала электрокардиографа.

Усилительная система в электрокардиографе способствует резкому усилению не только полезных сигналов, но и тех незначительных помех, которые не всегда устранимы.

В основном, причиной помех могут быть электрическая активность тканей, через которые проводится импульс (например, скелетные мышцы), сопротивление тканей, особенно кожи, а также сопротивление на входе усилителя. Примером помех такого рода является электрическая активность скелетных мышц, поэтому при регистрации электрокардиограммы необходимо рекомендовать пациенту максимально расслабить мышцы. Мышечные токи накладываются на электрокардиограмму у больных с дрожательным параличом, хореей, тетанией, паркинсонизмом, тиреотоксикозом. Колебания, вызываемые мышечными токами, иногда трудно отличить от трепетания предсердий. Артефакты, возникающие на кривой при случайном толчке аппарата или кушетки, могут имитировать желудочковые экстрасистолы. Однако, при внимательном рассмотрении артефакты легко распознаются. Неравномерная работа отметчика времени или лентопротяжного механизма может симулировать аритмию.

При сопоставлении динамических изменений нельзя придавать диагностическое значение изменениям амплитуды зубцов, если серийные электрокардиограммы у одного и того же пациента зарегистрированы при разной чувствительности электрокардиографа.

Большое значение имеет постоянство нулевой (или основной) линии, от

которой производится отсчет амплитуды зубцов. Стабильность нулевой линии зависит от наличия достаточно высокого входного сопротивления усилительной системы и минимального кожного сопротивления.

Нередко основная линия электрокардиограммы колеблется вместе с элементами кривой. Подобную электрокардиограмму не следует считать патологической, так как причиной могут быть нарушения режима питания аппарата, форсированное дыхание пациента, кашель, икота, чиханье, перистальтика кишечника. В грудных отведениях подобные изменения нередко проявляются при трении электрода о выступающие ребра.

Низкий вольтаж зубцов иногда обуславливается плохим контактом электродов с кожей. Значительные помехи вызывают наводные токи («фон»), распознаваемые по правильности колебаний 50 Гц (от осветительной сети). Подобные помехи могут появиться при плохом контакте электродов с кожей, особенно при ее волосатости. Нетрудно распознать локализацию возникновения помех. Например, если «наводка» вида во II и III отведении, а в I отведении ее нет, то провод от левой ноги имеет плохой контакт с электродом, или последний неплотно прилегает к коже. Если «наводка» видна в I и II отведении, то плохой контакт на правой руке. Если контакты достаточные, а «наводка» наблюдается во всех отведениях, то рекомендуется заземлить правую ногу, присоединив ее специальным кабелем к отопительным и водопроводным трубам. Иногда полезно изменить положение койки пациента, поскольку тело человека иногда можно уподобить антенне, которая в одних положениях подвержена влиянию атмосферных токов, а в других — свободна от них. Кроме того, нельзя укладывать пациента так, чтобы осветительная сеть была параллельна оси отведения. Для устранения «наводки» часто прибегают к различным фильтрам. Такого способа устранения помех следует избегать, так как при этом наряду с освобождением кривой от наводных токов нередко выбрасываются и частоты сигнала сердца. Для анализа и обработки сигналов ЭКГ имеется множество методов и алгоритмов. Некоторые из них исследуются в следующем параграфе.

3.2. Интерпретация сигналов ЭКГ с использованием вейвлет-преобразование

Имеется обширная литература, посвященная методом анализа зубцов кардиосигнала, длительности комплексов зубцов, варибельности длин различных интервалов кардиосигнала. Традиционно используются статистические методы. Считается, что кардиосигнал является случайной величиной X , представленной в виде конечной выборки $X_1, X_2, X_3, \dots, X_N$. Другие характеристики: частота сердечных сокращений, длительности комплексов QRS или длительности интервалов между зубцами – являются также случайными величинами, функциями от X . Для анализа этих величин используются выборочные точечные оценки случайной величины:

- Выборочное среднее $m_x = \sum_{k=1}^N x_k / N$;
- Выборочная (несмещенная) дисперсия $D_x = \sum_{k=1}^N (x_k - m_x)^2 / (N - 1)$;
- Выборочное стандартное отклонение $S_x = \sqrt{D_x}$;
- Автокорреляционная функция $K_x(n) = \sum_{k=1}^{N-n} x_k x_{k+n} / (N - n + 1)$.

Сравнивая данные характеристики для разных кардиосигналов или других величин, делают вывод о наличии патологических явлений.

Считается, что верхняя граничная частота нормального (без нагрузки) кардиосигнала, заметно влияющая на ее форму, не превышает 100 Гц. Поэтому при контурном анализе ЭКГ частоты выше 100 Гц практически не учитываются. Преимущество вейвлет – анализа заключается в том, что имеется возможность для измерения высших частот, а также для удаления шума, сжатия и сглаживания ЭКГ.

В электрокардиографии для обнаружения, извлечения и анализа различных компонентов электрокардиограммы применяются различные методы обработки цифровых сигналов. Среди них техника вейвлет-преобразования дает многообещающие результаты в анализе частотно-временных характеристик компонент электрокардиограммы.

Классический подход в электрокардиологии - это использование методик по анализу временной области сигнала, которые имеют различные применения (стандартное ЭКГ-измерение, измерение частоты сердечных сокращений, дисперсия реполяризации) [30]. Однако измерения амплитуды и длительности ЭКГ-компонент с помощью методов анализа временной области не всегда достаточны для описания всех особенностей ЭКГ-сигнала. Например, определение позднего потенциала, расположенного в комплексе *QRS*, не может быть выполнено с использованием этих методов. В то же время анализ временной области частоты сердечных сокращений дает полную информацию о поведении *RR*-интервалов и парасимпатическом воздействии. Но симпатическое упорядочивание не может быть оценено на основе измерений частоты сердечных сокращений во временной области. Таким образом, использование информации временной и частотной областей совместно дает исчерпывающие результаты.

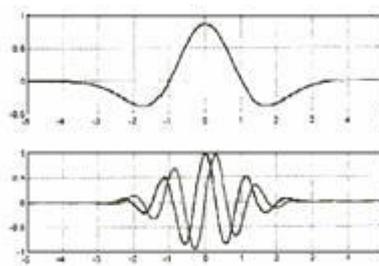


Рис. 3.2.1. Примеры вейвлетов. Сверху изображен вейвлет "сомбреро" (*Mexican Hat*), названный по внешнему виду. На нижней части изображен вейвлет Морле

Частотное представление сигнала может быть получено с использованием различных методик, включая преобразование Фурье. Наиболее часто в электрокардиологии используется быстрое преобразование Фурье

(БПФ), которое раскладывает временной сигнал (теоретически он должен быть периодическим) на бесконечное число синусоид. Этот набор синусоид затем представляется в частотной области с использованием амплитуды и фазы каждой из этих функций. Таким образом, БПФ обеспечивает связь между временным и частотным представлением сигнала. Оцифрованный ЭКГ-сигнал конечен, поэтому он имеет резкие границы. Это приводит к размыванию всех определенных частот. Чтобы этого избежать, при вычислении БПФ применяется к ЭКГ ограниченное "окном" (т.н. оконное) преобразование Фурье для плавного уменьшения границы ЭКГ-сигнала до нуля с удалением его прерывистости. Ограничение этого подхода в том, что происходит уменьшение разрешения по частоте, т.е. уменьшается качество определения частот в ЭКГ-сигнале. Другое неизбежное ограничение преобразования Фурье состоит в том, что оно не позволяет определить точное положение частотных компонент в сигнале. Эти компоненты изменяются во времени. *QRS*-комплекс - это высокочастотная компонента, тогда как зубец *T* содержит низкочастотные компоненты. Поэтому необходимо точное определение частот ЭКГ-сигнала во времени, т.е. использование вейвлет-преобразования для получения частотно-временного представления сигнала в электрокардиологии оправданно. Вейвлет-преобразование основано на наборе анализирующих функций (вейвлетах), дающих разложение ЭКГ-сигнала на последовательность коэффициентов. Каждый вейвлет имеет определенную длительность, положение во времени и полосу частот. В результате преобразования вейвлет-коэффициенты соответствуют ЭКГ-компонентам на некоем временном отрезке и полосе частот.

Для анализа были взяты три кардиограммы: норма и две с диагнозом: мерцательная аритмия. Далее они были оцифрованы и введены в компьютер для обработки. Анализ проведен в среде Matlab, которые выполняют непрерывное и дискретное вейвлет-преобразование, вычисление дисперсии по полученным вейвлет-коэффициентам с последующим графическим отображением результатов.

Непрерывное вейвлет-преобразование ведется по формуле

$$W(x,s) = \frac{1}{s} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi^* \left(\frac{t-x}{s} \right) f(t) dt, \quad (3.2.1)$$

где t - ось времени, x - момент времени, s - параметр, обратный частоте (масштаб), а $(*)$ - означает комплексно-сопряженное, $f(t)$ - исследуемый сигнал, $W(x, s)$ - результат вейвлет-преобразования для 2 значений x и s , ψ - вейвлет-функция. С этим преобразованием найдены 2 вейвлета (рис. 3.2.1).

Для дискретного преобразования применено выражение [30]:

$$d_{j,k} = \int \psi_{j,k}(x) f(x) dx, \quad (3.2.2)$$

где d - коэффициент для масштаба j ($j = 0, 1, -n$) и точки k . Масштабированные и смещенные версии материнского вейвлета:

$$\psi_{j,k} = 2^{j/2} \psi(2^j x - k). \quad (3.2.3)$$

Формула материнского вейвлета

$$\psi(x) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2M-1} g_k \varphi(2x - k), \quad (3.2.4)$$

где

$$g_k = (-1)^k h_{2M-k-1}. \quad (3.2.5)$$

M (целое число) - число коэффициентов h , функция φ - единичная ступенька ($x < 0, x \geq 1 \varphi(x) = 0; x \in [0, 1) \varphi(x) = 1$). Для дискретного преобразования взят вейвлет $D4$ (или 2ψ) из семейства ортонормальных вейвлетов Добеши с конечным носителем (при $M = 2, h_0 = 0.48, h_1 = 0.84, h_2 = 0.22, h_3 = -0.129$) (рис. 3.2.2).

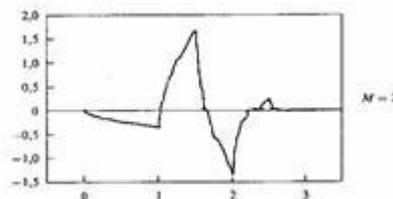


Рис. 3.2.2. Дискретный вейвлет $D4$

Результаты показаны на примере обработки отведения I: норма (рис. 3.2.3) и с мерцательной аритмией (рис. 3.2.4, 3.2.5).



Рис.3.2.3. Нормальная кардиограмма отведения I



Рис. 3.2.4. Кардиограмма отведения I ("мерцательная аритмия")



Рис. 3.2.5. Кардиограмма отведения I ("мерцательная аритмия")

На (рис. 3.2.6-3.2.8) изображены дисперсии вейвлет-коэффициентов для кардиограммы (рис. 3.2.3): линия с полностью заштрихованными кружками, линия с заштрихованными на половину (рис. 3.2.4) и линия со светлыми кружками (рис. 3.2.5).

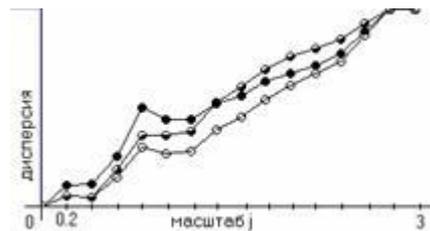


Рис. 3.2.6. Дисперсия вейвлет-коэффициентов дискретного вейвлет-преобразования

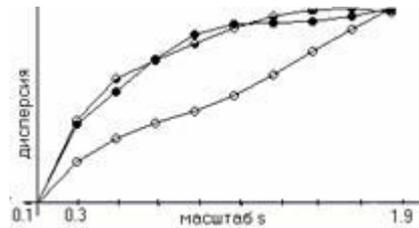


Рис. 3.2.7. Дисперсия вейвлет-коэффициентов (использован вейвлет "Мексиканская шляпа") непрерывного вейвлет-преобразования

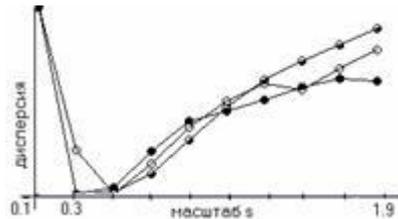


Рис. 3.2.8. Дисперсия вейвлет-коэффициентов (использован вейвлет Морле) непрерывного вейвлет-преобразования

Явное отличие от нормы (рис. 3.2.6, 3.2.7) на всех масштабах j и s - у кардиограммы отведения I (рис. 3.5), причем *max* отклонение дает рис. 3.2.7. Здесь минимальная амплитуда комплекса QRS и использование непрерывного преобразования с вейвлетом "Мексиканская шляпа" более разумно для оценки комплекса QRS . На (рис.3.2.6) имеется отличие дисперсии от нормы обеих кардиограмм с аритмией на более высокочастотных масштабах от $j = 0 \div 1.2$. Поэтому можно говорить об отклонениях в сигналах, причем нормальный сигнал имеет резкое увеличение дисперсии при $j=0.8$ по отношению к соседним масштабам, чего лишены значения дисперсии сигналов с аритмией (у них пик графика дисперсии в этой точке менее выражен), поэтому, используя это отличие именно на масштабе 0.8, можно судить об аритмии кардиограмм; использование дискретного преобразования с выбранным вейвлетом оправдано для диагностики патологии по отношению к норме. Используя выбор вейвлет-преобразования, анализирующий вейвлет, поиск закономерностей в отличиях сигналов на определённых масштабах, можно проводить такие исследования.

Анализ ЭКГ во временной области представляет простейший подход к определению ЭКГ-компонент. Его эффективность ограничена неточностью определения концов зубцов ЭКГ (окончание *QRS*, определение зубца *T*). Более сложные техники по обработке сигналов могут быть использованы для обеспечения более точного представления потенциалов ЭКГ. Вейвлет-преобразование - это новая техника в неинвазивной электрокардиографии, дающая усовершенствованные методы. Преимущество этого преобразования - в способности отмечать детали ЭКГ-сигнала с оптимальным частотно-временным разрешением. Т.к. применение вейвлет-анализа в электрокардиографии - сравнительно новая область исследования, то много методологических аспектов (выбор материнского вейвлета, масштаба) вейвлет-техники требуют дальнейших исследований для увеличения клинической эффективности. Диагностическая и прогнозирующая важность этой методики в электрокардиологии требует крупных клинических исследований.

3.3. Фильтрация сигналов ЭКГ на основе сплайн аппроксимации

Одной из важных задач является фильтрация сигналов ЭКГ в реальном масштабе времени.

Основными требованиями при решении указанных задач являются скорость обработки, точность вычислений, простота реализуемых алгоритмов.

При сжатии и фильтрации измерительного сигнала во временной области часто используются различные алгоритмы аппроксимации, позволяющие на предварительном этапе преобразования сигнала определять коэффициенты его аппроксимирующих функций.

В практике обработки сигналов весьма распространена сплайн - аппроксимация их дискретных значений, что определяется отсутствием разрывов аппроксимирующей функции по производным на границах интервалов дискретизации.

Известны выражения для определения коэффициентов параболической и кубической сплайн - аппроксимаций [33] дискретных значений сигнала на их фиксированном наборе. Такие сплайн - функции сглаживают шумы, наложенные на сигнал, однако в ряде случаев этого сглаживания бывает недостаточно.

В связи с тем, что сглаживание шумов аппроксимирующими функциями усиливается при расширении набора k - дискретных значений сигнала, актуальной является задача определения коэффициентов сплайн - функций, аппроксимирующих эти значения при произвольном k . Такая задача может быть решена на базе методов цифровой фильтрации сигнала.

Рассмотрим возможность определения коэффициентов аппроксимирующих сплайн - функций с использованием аппарата частотных характеристик цифровых фильтров. Пусть передаточная функция фильтра $F[n]$ имеет вид:

$$F[n] = \sum_{m=0}^{-k} b_m x[n-m] + \sum_{m=1}^l b_m x[n+m] \quad (3.3.1)$$

где $x[n]$ - дискретные значения аппроксимируемого сигнала $x(t)$; b_m - коэффициенты весовой функции фильтра.

Оценим качество аппроксимации гармонического сигнала

$$x = \sin \omega t \quad (3.3.2)$$

как одного из наиболее распространенных в практике цифровой обработки сигналов.

В связи с тем, что внутри интервала дискретизации сигнала его значения могут быть определены с помощью аппроксимационных алгоритмов, выходной сигнал такого аппроксимационного фильтра можно считать квазинепрерывным и для оценки эффективности фильтра использовать методы оценки погрешности аппроксимации непрерывного гармонического сигнала.

При малой погрешности аппроксимации выходной сигнал такого фильтра можно считать близким к синусоидальному:

$$a_0(t) \approx H_0 \sin(\omega t - \varphi) \quad (3.3.3)$$

где H_0 , φ - значения амплитудно- и фазочастотных характеристик (АЧХ и ФЧХ) фильтра на частоте ω .

Тогда значение среднеквадратичной погрешности аппроксимации сигнала определяется выражением

$$\Delta_a = \frac{1}{T} \int_0^T [\sin \omega t - H_0 \sin(\omega t - \varphi)]^2 dt \quad (3.3.4)$$

где T - период сигнала.

Используя замену переменных интегрирования в (4), получаем:

$$\begin{aligned} \Delta_a &= \frac{1}{T} \int_0^T [\sin^2 \omega t - 2H_0 \sin \omega t \sin(\omega t - \varphi) + H_0^2 \sin^2(\omega t - \varphi)] dt = \\ &= \frac{1}{T} \left(\frac{t}{2} - \frac{\sin 2\omega t}{4\omega} \right) \Big|_{t=0}^T - \frac{2H_0}{T} \left(t \cos \varphi \Big|_{t=0}^T - \frac{\sin t'}{2\omega} \Big|_{t'=-\varphi}^{2\omega T - \varphi} \right) + \frac{H_0^2}{T\omega} \left(\frac{t'}{2} - \frac{\sin 2t'}{4} \right) \Big|_{t'=-\varphi}^{\omega T - \varphi} \end{aligned}$$

Преобразуя это выражение с учетом соотношения $\omega = \frac{2\pi}{T}$, окончательно определяем

$$\Delta_a = \frac{1}{2} - H_0 \cos \varphi + \frac{H_0^2}{2} = \frac{(1 - H_0)^2}{2} + H_0 (1 - \cos \varphi) \quad (3.3.5)$$

Отсюда видно, что минимальное значение погрешности Δ_a достигается при минимальных значениях ФЧХ ($\varphi(\omega) \approx 0$), а также при минимальном отличии АЧХ от единицы.

В связи с тем, что выходной сигнал цифрового фильтра представляет собой в данном случае дискретные значения гармонического сигнала (3.3.2), то (3.3.5) может быть использовано и для оценки среднеквадратичной погрешности аппроксимации гармонического сигнала

$$x[n] = \sin \bar{\omega} n \quad (3.3.6)$$

где $\bar{\omega} = 2\pi/N$ - относительная угловая частота; N - число дискретных участков на периоде сигнала $x[n]$.

Поставим задачу определения функции цифрового фильтра с нулевой фазовой погрешностью [34]: $\varphi(\bar{\omega}) = 0$. В связи с этим будем использовать цифровые фильтры с симметричными весовыми функциями вида (3.3.1),

графики которых изображены на рис.3.3.1,а,б. Для функции, изображенной на рис.3.3.1,а, используется четное число дискретных значений сигнала, определенных на середине интервалов его дискретизации. Для функции, изображенной на рис.3.3.1б, используется нечетное число дискретных значений сигнала, определенных на границах интервалов его дискретизации.

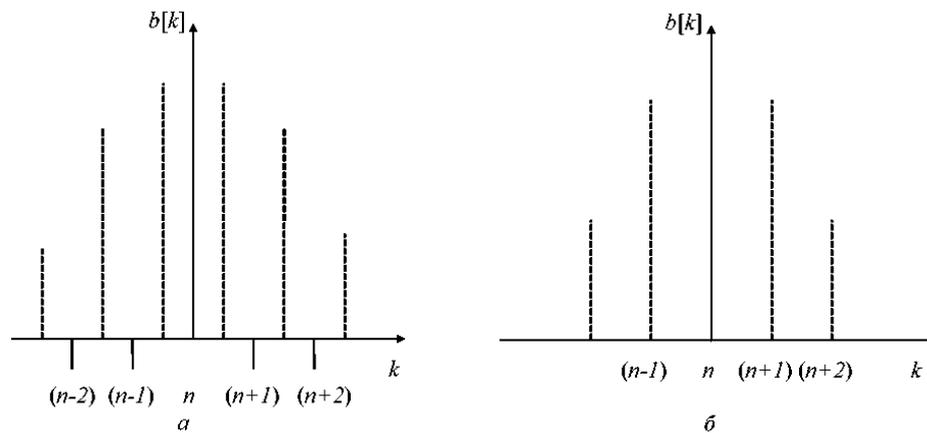


Рис. 3.3.1. Весовые функции цифровых фильтров.

Цифровой фильтр, весовая функция которого изображена на рис.3.3.1а, в общем случае описывается следующим выражением:

$$\begin{aligned}
 a_0[n] &= \{b_0 x [n + \frac{1}{2}] + b_1 x [n + \frac{3}{2}] + \dots\} + \{b_0 x [n - \frac{1}{2}] + b_1 x [n - \frac{3}{2}] + \dots\} = \\
 &= \sum_{i=0}^m b_i \{x [n + i + \frac{1}{2}] + x [n - (i + \frac{1}{2})]\},
 \end{aligned} \tag{3.3.7}$$

Где $x [n]$ - дискретные значения сигнала; b_i - коэффициенты весовой функции фильтра; m - параметр, соответствующий половине числа значений весовой функции фильтра.

Фильтр с весовой функцией, изображенной на рис.3.3.1,б, описывается выражением

$$\begin{aligned}
 a_0[n] &= \{b_0 x [n] + b_1 x [n + 1] + \dots\} + \{b_1 x [n - 1] + b_2 x [n - 2] + \dots\} = \\
 &= b_0 x [n] + \sum_{i=0}^m b_i \{x [n + (i + 1)] + x [n - (i + 1)]\}.
 \end{aligned} \tag{3.3.8}$$

Для оценки частотных свойств таких фильтров необходимо выполнить z -преобразование выражений (3.3.7), (3.3.8). Дискретное z -преобразование выражения (3.3.7) имеет вид

$$a_0[z] = x[z] \sum_{i=0}^m b_i \left(z^{(i+1/2)} + z^{-(i+1/2)} \right) \quad (3.3.9)$$

Из (3.3.9) определяется дискретная передаточная функция аппроксимирующего цифрового фильтра:

$$H_0[z] = \frac{a_0[z]}{x[z]} = \sum_{i=0}^m b_i \left(z^{(i+1/2)} + z^{-(i+1/2)} \right) \quad (3.3.10)$$

Качество аппроксимации в дискретных точках может быть оценено по частотной и фазовой характеристикам цифрового фильтра, получаемым из (3.3.10) при подстановке в него $z = e^{j\omega}$. Частотная характеристика такого фильтра имеет вид:

$$H_0(j\omega) = 2 \sum_{i=0}^m b_i \cos \omega \left(i + \frac{1}{2} \right) \quad (3.3.11)$$

АЧХ этого фильтра определяется выражением

$$H_0(\omega) = |H_0(j\omega)| = 2 \sum_{i=0}^m b_i \cos \omega \left(i + \frac{1}{2} \right) \quad (3.3.12)$$

Аналогичным образом могут быть получены и выражения для АЧХ фильтра, весовая функция которого изображена на рис.3.3.1,б. Такой фильтр определяется выражением

$$\begin{aligned} a_0[n] &= b_0 x[n] + \{b_1 x[n+1] + b_2 x[n+2] + \dots\} + \{b_1 x[n-1] + b_2 x[n-2] + \dots\} \\ &= b_0 + \sum_{i=1}^m b_i \{x[n+i] + x[n-i]\}. \end{aligned} \quad (3.3.13)$$

Дискретное z -преобразование (3.3.13) имеет вид

$$a_0[z] = x[z] \left\{ b_0 + \sum_{i=1}^m \left[z^{(i+1)} + z^{-(i+1)} \right] b_i \right\} \quad (3.3.14)$$

АЧХ такого фильтра определяется выражением

$$H_0(\omega) = b_0 + 2 \sum_{i=1}^m b_i \cos \omega i \quad (3.3.15)$$

Разложение АЧХ (12) или (3.3.15) в степенной ряд в окрестности точки $\varpi = 0$ имеет вид

$$H_0(\varpi) \approx H_0(0) + H_0'(0)\varpi + H_0''(0)\frac{\varpi^2}{2} + \dots, \quad (3.3.16)$$

где $H_0(0), H_0'(0), H_0''(0)$ - значения функции $H_0(\varpi)$ и ее производных в точке $\varpi \approx 0$.

Следовательно, минимальное значение среднеквадратичной погрешности $\Delta a'$, определяемой (3.3.5), достигается при выполнении соотношений

$$H_0(0) = 1; H_0'(0) = 0; H_0''(0) = 0; \dots \quad (3.3.17)$$

Полученные выражения позволяют определить систему уравнений относительно искомым коэффициентов аппроксимирующего цифрового фильтра. Для фильтра, весовая функция которого изображена на рис.1,а, из (3.3.12) с учетом (3.3.17) получаем:

$$\begin{aligned} H_0(0) &= 2 \sum_{i=0}^m b_i = 1; \\ H_0'(0) &= -2 \sum_{i=0}^m (i + 1/2) b_i \sin \varpi (i + 1/2) \Big|_{\varpi=0} \approx -2 \sum_{i=0}^m (i + 1/2) b_i \varpi (i + 1/2) \Big|_{\varpi=0} = 0; \\ H_0''(0) &= -2 \sum_{i=0}^m (i + 1/2)^2 b_i \cos \varpi (i + 1/2) \Big|_{\varpi=0} \approx -2 \sum_{i=0}^m (i + 1/2)^2 b_i + \sum_{i=0}^k b_i (i + 1/2)^4 \varpi^2 \Big|_{\varpi=0} = 0. \end{aligned} \quad (3.3.18)$$

Из (3.3.18) определяется система из $(m-1)$ уравнений относительно искомым коэффициентов b_i :

$$\left. \begin{aligned} 2 \sum_{i=0}^m b_i &= 1; \\ \sum_{i=0}^m (i + 1/2)^2 b_i &= 0; \\ \sum_{i=0}^m (i + 1/2)^4 b_i &= 0, \\ \dots \dots \dots \end{aligned} \right\} \quad (3.3.19)$$

Аналогичным образом определяется система уравнений относительно коэффициентов весовой функции фильтра (рис.3.3.1, б), использующего нечетное число дискретных значений сигнала:

$$\left. \begin{aligned} b_0 + 2 \sum_{i=1}^m b_i &= 1; \\ \sum_{i=1}^m (i+1)^2 b_i &= 0; \\ \sum_{i=1}^m (i+1)^4 b_i &= 0; \\ \dots\dots\dots \end{aligned} \right\} \quad (3.3.20)$$

Рассмотрим несколько примеров при аппроксимации дискретных значений сигнала параболическими сплайн - функциями.

Первая и вторая производные параболической функции

$$y = a_2 [n] t^2 + a_1 [n] t + a_0 [n] \quad (3.3.21)$$

аппроксимирующей сигнал на n - m дискретном интервале, определяются соответственно выражениями

$$\frac{da_0(t)}{dt} = 2a_2 [n] t + a_1 [n]; \quad \frac{d^2 a_0(t)}{dt^2} = 2a_2 [n] \quad (3.3.22)$$

При $t=0$ (на границах интервалов дискретизации), выражения (3.3.22) принимают вид

$$\left. \frac{da_0(t)}{dt} \right|_{t=0} = a_1 [n]; \quad \left. \frac{d^2 a_0(t)}{dt^2} \right|_{t=0} = 2a_2 [n] \quad (3.3.23)$$

Пусть время t измеряется в относительных единицах: $t[n+1] - t[n] = 1$. В связи с тем, что на границах дискретных интервалов параболическая сплайн - функция не должна иметь разрывов по нулевой и первой производным, из (3.3.22) и (3.3.23) определяются выражения

$$a_0 [n+1] = a_2 [n] + a_1 [n] + a_0 [n]; \quad a_1 [n+1] = 2a_2 [n] + a_1 [n]. \quad (3.3.24)$$

Дискретное z - преобразование (24) имеет вид:

$$a_2 + a_1 + a_0 (1-z) = 0; \quad 2a_2 - a_1 (1-z) = 0. \quad (3.3.25)$$

Из (3.3.25) определяются коэффициенты a_2, a_1 параболического сплайна (3.3.21):

$$a_1 [z] = 2 \frac{z-1}{z+1} F[z]; \quad a_2 [z] = \frac{(z-1)^2}{z+1} F[z]. \quad (3.3.26)$$

Например, для четырех точечного фильтра ($m=1$) система (3.3.19) принимает вид

$$2b_0 + 2b_1 = 1; b_0 + 9b_1 = 0. \quad (3.3.27)$$

Отсюда определяются значения коэффициентов такого фильтра:
 $b_1 = -1/16; b_0 = 9/16.$

В этом случае дискретные значения $a_0[n]$ определяются выражением

$$a_0[n] = -1/16 x[n-3/2] + 9/16 x[n-1/2] + 9/16 x[n+1/2] - 1/16 x[n+3/2]. \quad (3.3.28)$$

Выражения для коэффициентов $a_1[n], a_2[n]$ параболы (3.3.21) определяются с помощью (3.3.26) и для рассматриваемого четырех точечного фильтра имеют вид:

$$a_1[n] = 1/8 (x[n-3/2] - 11x[n-1/2] + 11x[n+1/2] - x[n+3/2]);$$

$$a_2[n] = 1/16 (-x[n-3/2] + 12x[n-1/2] - 22x[n+1/2] + 12x[n+3/2] - x[n+5/2]).$$

Аналогичным образом определяются коэффициенты для сплайн-фильтров более высоких порядков. Следует отметить, что начало координат, а также узлы аппроксимации весовых функций таких фильтров расположены на середине дискретных интервалов (рис.1,а), поэтому фильтры с четным числом точек не совсем удобны для реализации в микропроцессорном исполнении.

Коэффициенты для весовой функции параболической сплайн - аппроксимации с нечетным числом дискретных точек (см. рис.3.3.1,б) определяются исходя из выражений (3.3.20). Например, коэффициенты аппроксимирующего пятиточечного параболического сплайн - фильтра определяется выражениями

$$a_0[n] = 1/16 (-x[n-2] + 4x[n-1] + 10x[n] + 4x[n+1] - x[n+2]),$$

$$a_1[n] = 1/8 (x[n-2] - 6x[n-1] + 6x[n+1] - x[n+2]),$$

$$a_2[n] = 1/16 (-x[n-2] + 7x[n-1] - 6x[n] - 6x[n+1] + 7x[n+2] - x[n+3]).$$

Использование описанного подхода позволяет определить коэффициенты и кубической сплайн - аппроксимации дискретных значений сигнала на их произвольном наборе.

Таким образом, рассмотренный метод позволяет достаточно просто определять коэффициенты весовых функций цифровых аппроксимирующих сплайн - фильтров, обладающих наименьшими значениями среднеквадратичной погрешности аппроксимации гармонического сигнала.

В качестве примера программной реализации данного метода возьмем функцию $f(x) = \sin(\pi t / 2)$.

Соответствующее аппроксимирующее выражение имеет вид:

$$f(x) = \sin(\pi t / 2) = -0.84 t^2 + 1.84 t - 0.024$$

Для данного примера максимальная относительная погрешность составляет 3,1%, а среднеквадратичная погрешность составляет 1,2%.

Предложенный метод перевода сигнала в форму полиномиального представления позволяет достаточно просто решать задачи, как низкочастотной фильтрации, так и интерполяции и децимации сигналов.

3.4. Выводы

В главе 3 рассматриваются вопросы фильтрации ЭКГ с точки зрения используемых методов и разработанных алгоритмов.

1. Проанализированы виды помех, возникающих при регистрации ЭКГ, и методы их устранения, связанные с несовершенством измерительной и усилительной аппаратуры, несовершенстве самой методики проводимой регистрации сигналов.

2. Рассмотрен метод интерпретации, основанный на вейвлет анализе, который позволяет провести сравнение входного сигнала ЭКГ с эталонным сигналом («идеальным» сигналом). Сравнивая дисперсию входного сигнала имеются отличия от нормы, поэтому можно говорить об отклонениях в сигналах, причем нормальный сигнал имеет резкое увеличение дисперсии при $j=0.8$ по отношению к соседним масштабам, чего лишены значения дисперсии сигналов с аритмией (у них пик графика дисперсии в этой точке менее выражен), поэтому, используя это отличие именно на масштабе 0.8, можно

судить об аритмии кардиограмм; использование дискретного преобразования с выбранным вейвлетом оправдано для диагностики патологии по отношению к норме.

3. Предложен в работе метод вейвлет-анализа ЭКГ может использоваться медиками для поставки качественного диагноза аритмии и для этого потребуется сбор значительного статистического материала по сравнительному анализу дисперсий кардосигналов с помощью разработанных программ вейвлет-анализа.

4. Предложен разработанный метод и алгоритм низкочастотной фильтрации сигналов ЭКГ на основе применения сплайн аппроксимации, дан математический аппарат перехода от спектрального представления исследуемого сигнала к его представлению в виде алгебраического полинома.

5. Получен аналитический вид выражения, представляющий сигнал ЭКГ в виде алгебраического полинома. Описаны основные процедуры данного метода фильтрации.

Глава 4. Программная реализация алгоритма фильтрации и интерпретации ЭКГ

4.1. Программы фильтрации сигналов ЭКГ с применением сплайн аппроксимации

Для создания программного пакета для фильтрации ЭКГ сигналов с помощью спектральных функций существует много объектно-ориентированных языков программирования, например: C, C++, Visual Basic, Delphi и Matlab. Был выбран среди них язык программирования Matlab, так как он является наиболее удобным для обработки сигналов, тем более, что в нем имеются встроенные процедуры спектрального анализа в виде готовых программных модулей.

Программный пакет предназначен для фильтрации зашумлённого ЭКГ на основе спектральных функций. Основа этого программного пакета математические модели и алгоритмы, которые описаны в третьей главе. Основные характеристики программы приведены в таблице 4.1.

Таблица 4.1.

Основные характеристики

Наименование	Характеристика
ЭКГ сигнал	2 вида ЭКГ - сигналов: - зашумлённый; - фильтрованный
Помеха (шум)	возможности ручного управления помехами в ЭКГ
Фильтрация	возможности фильтрации на разном уровне помех в ЭКГ
Печать результатов	обеспечивается печать результатов фильтрации на разном уровне помеха.

Область применения

Данная программа может применяться для обучения: как помощник в практических занятиях для дисциплины «Обработка биомедицинских сигналов» и «Цифровая обработка сигналов» в ТУИТ и в медицинских ВУЗах.

Общая характеристика входной и выходной информации

Основной входной информацией для нашей программы является зашумлённая ЭКГ. Наряду с полезным сигналом в ЭКГ присутствуют помехи разного уровня.

Выходной информацией для данной программы являются фильтрованные ЭКГ, в которых помехи исключены.

Структура программного пакета

Основной программный пакет состоит из двух частей:

nfilter.fig – оболочка;

nfilter.m – исходный код, который создан на языке Matlab 7.

Для получения nfilter.exe файла на Matlab существует компилятор MATLAB Compiler. MATLAB Compiler компилируют *.m файлы на *.c (файлы программированные на языке C) и автоматически создает *.exe. Чтобы выполнить такую операцию в командной строке Matlab даётся команда:

```
mcc -m -B sgl nfilter.m
```

После выполнения этой команды структура программного пакета будет представлена в следующем виде:

nfilter.exe – оболочка, запускаемая пользователем при загрузке ПО, выполняет следующие функции:

- сохранение информации о сеансе работы (конфигурации);
- поддержка работы с внутренними базами данных;
- определение значений измеренных ЭКГ-параметров;
- печать данных и результатов;
- работа со справочной информацией;

- информация об авторах.

nfilter.c – исходные коды программы на языке программирования C;

nfilter.h	}	библиотека;
libmatlbm.h		
libmmfile.h		
libmwsglm.h		
sgolayfilt.h		
subplot.h		
title.h		

4.2. Программная реализация алгоритма интерпретации ЭКГ в среде Matlab

Рассмотрим кардиосигнал (второе грудное отведение V2), записанный на кардиографе высокого разрешения с частотой дискретизации 1024 отсчета в секунду. Для вейвлет – разложения применим вейвлет Дебеши db4, имеющий носитель на промежутке [0,7].

1) Загружаем кардиосигнал s0020_rem.mat. Его длина составляет более 70000 отсчетов. Выбираем фрагмент этого сигнала длиной 4096. Проведем разложение сигнала до уровня N=3 и построим графики сигнала и вейвлет коэффициентов (рис. 4.2.1 и 4.2.3).

```
clc; clear all; close all;
subplot(3,1,1)
w='db4';
Fr=centfrq(w);
[c,1]=wavedec(k1,3,w);
[cd1,cd2,cd3]=detcoef(c,1,[1,2,3]);
```

```

[c1,l1]=wavedec(k2,3,w);
[cd21,cd22,cd23]=detcoef(c1,l1,[1,2,3]);
figure(1);
subplot 211; plot(k1);title('1- Bemor ECG V2');
subplot 212; plot(k2);title('2- Bemor ECG V2');

```

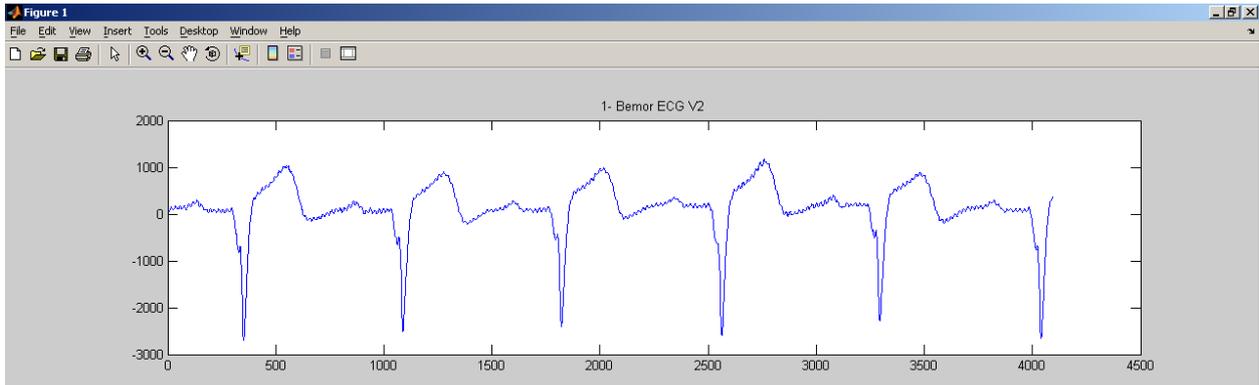


Рис.4.2.1. График кардиосигнала «1-Бемор»

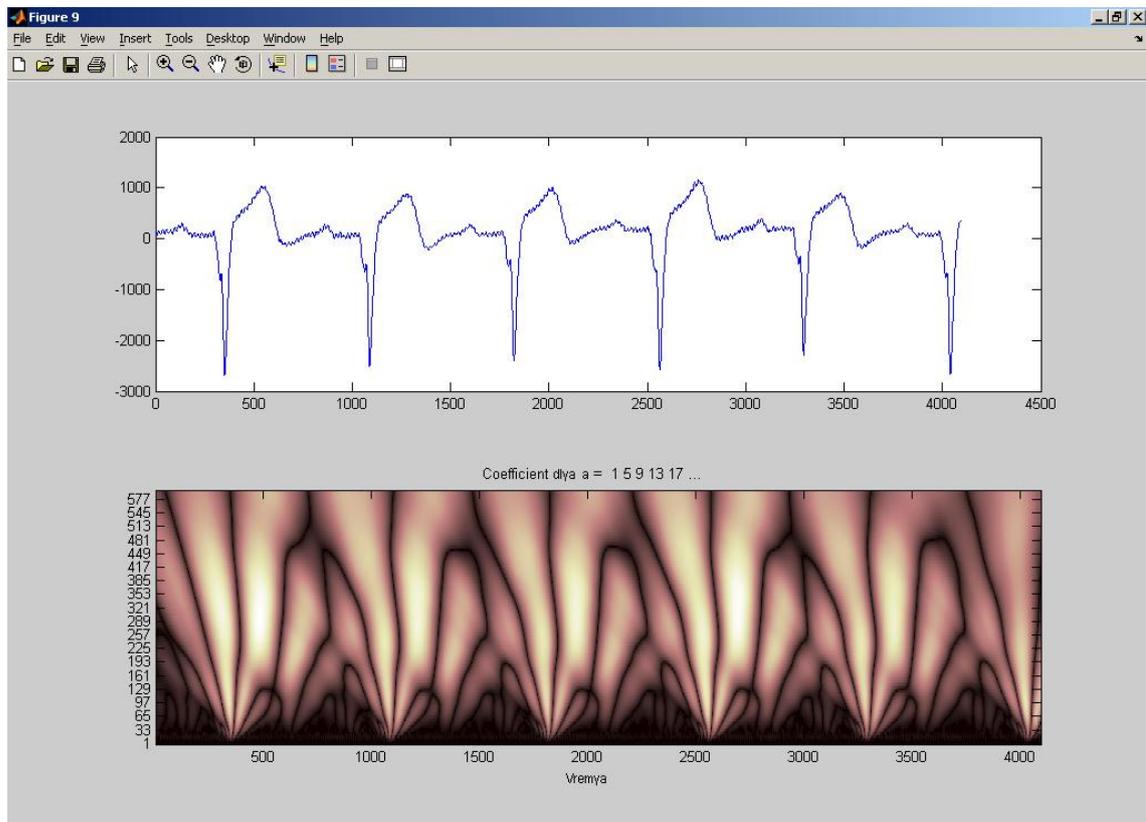


Рис. 4.2.2. ЭКГ и график спектральных коэффициентов (спектрограмма) кардиосигнала «1-бемор»

Вейвлет коэффициенты $cD1$, $cD2$, $cD3$ отражают характеристики кардиосигнала. На рисунке 4.2.3. показан трехмерный график спектров кардиосигнала с более информативным свойством.

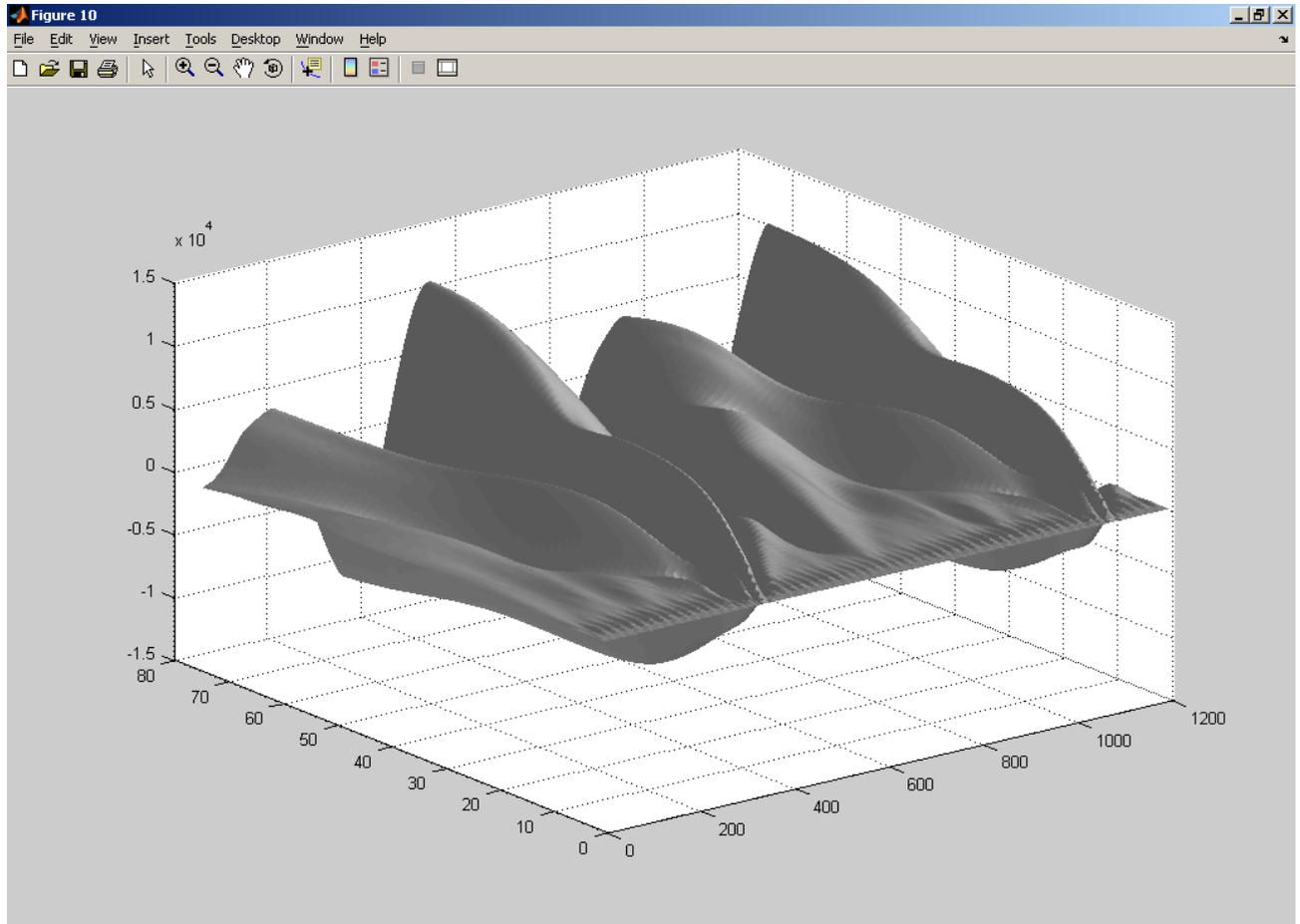


Рис. 4.2.3. Трехмерный график спектров кардиосигнала «1-бемор»

Большой интерес представляют компоненты сигнала, которые соответствуют найденным вейвлет – коэффициентам $cD1$, $cD2$, $cD3$. Мы видим, что спектры сигнала достаточно хорошо локализованы.

Для сравнения сделаем такой же анализ кардиосигнала (второе грудное отведение V2) пациента, перенесшего месяц назад инфаркт миокарда и находящегося на лечении в санатории (рис.4.2.3). Обе кардиограммы сняты на одном и том же кардиографе в одно и тоже время. Где «1-Бемор» означает кардиосигнал здорового пациента, а «2-бемор» означает кардиосигнал больного пациента.

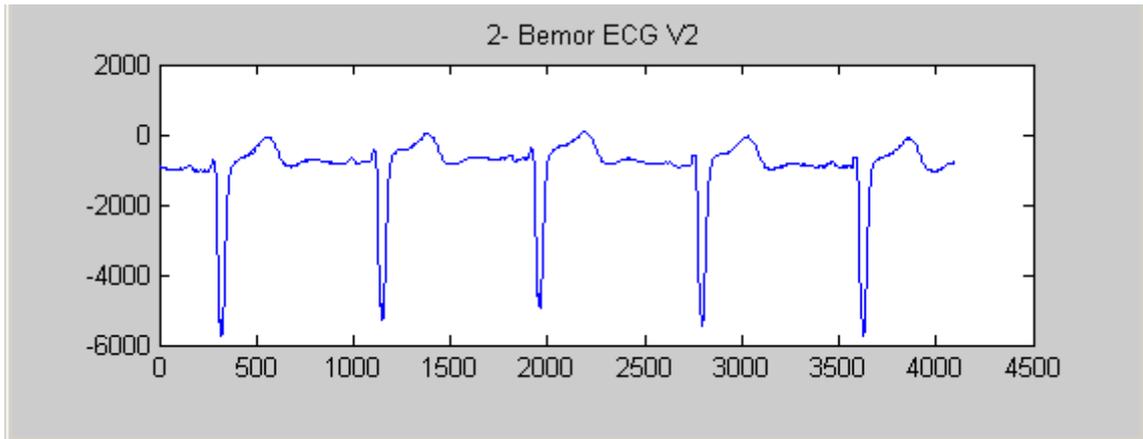


Рис.4.2.4. График кардиосигнала отведения V2 пациента «2-бемор»

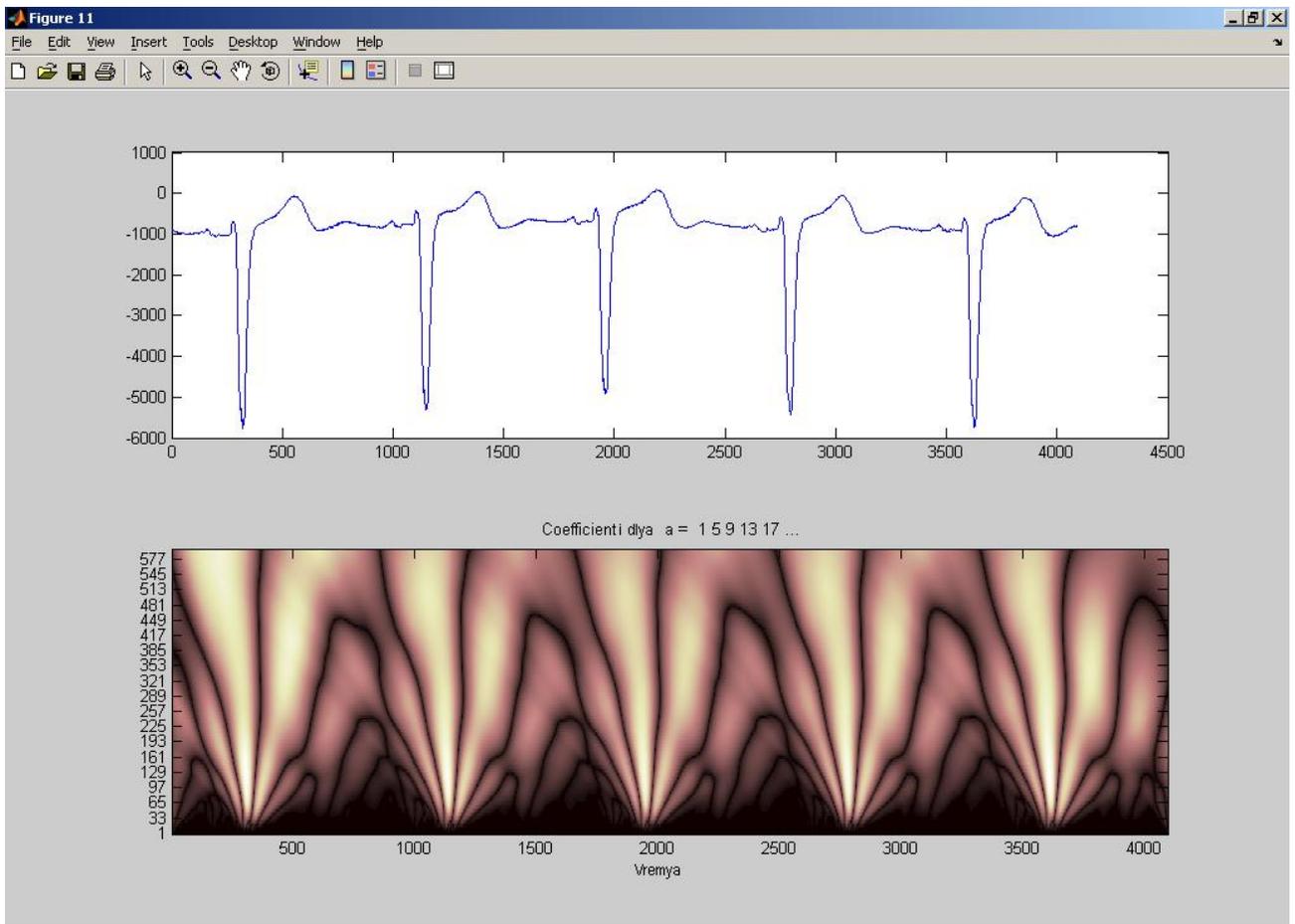


Рис. 4.2.5. ЭКГ и график спектральных коэффициентов (спектрограмма) кардиосигнала «2-бемор»

На рисунке 4.2.6. показан трехмерный график спектры кардиосигнала больного пациента с более информативным свойством.

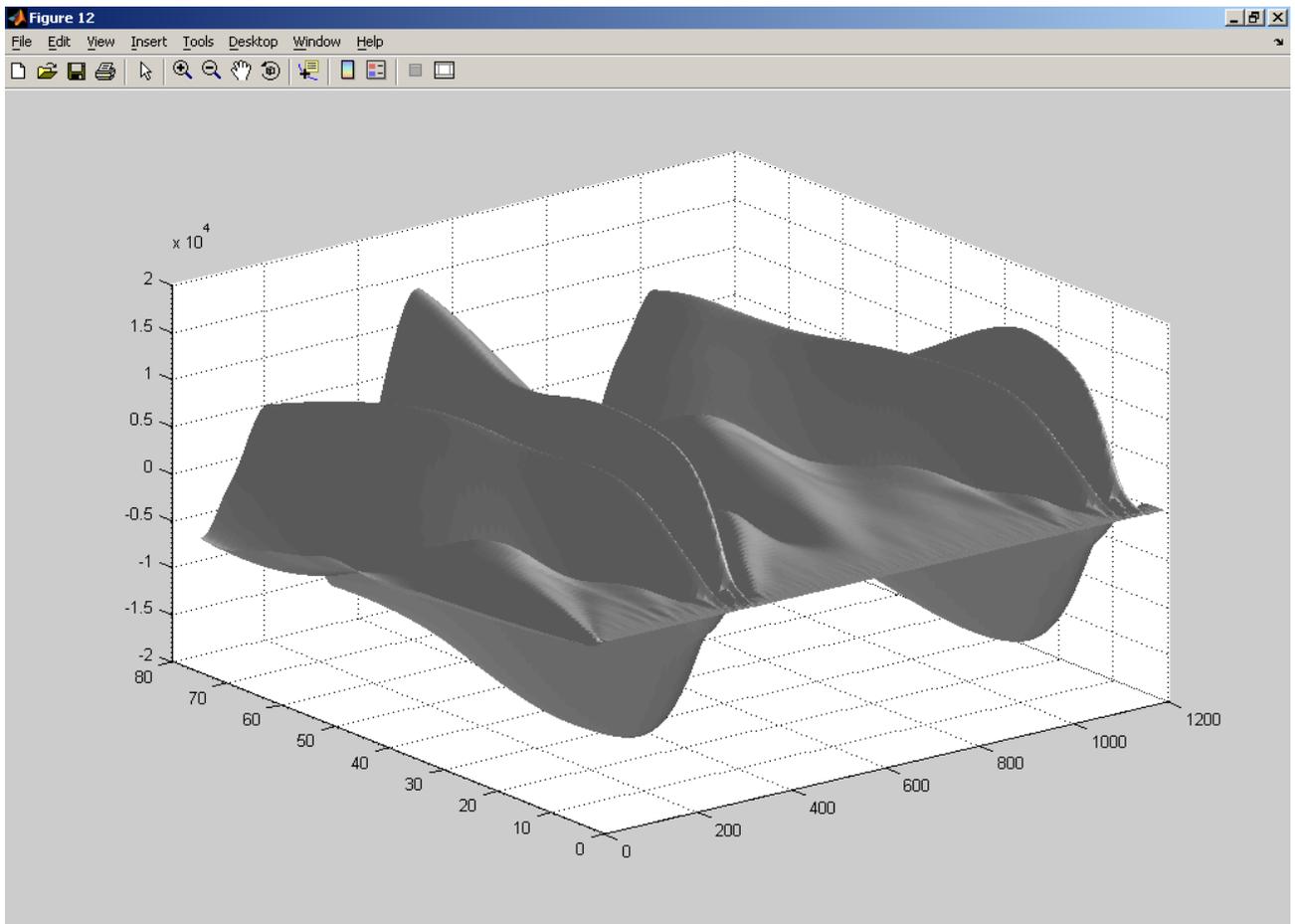


Рис. 4.2.6. Трехмерный график спектры кардиосигнала «2-бемор»

Имеется визуальная разница графиков спектральных коэффициентов двух пациентов. Теперь посмотрим эту разницу в числах. Для этого можно использовать, по крайней мере, два подхода.

Статистические характеристики. Рассмотрим статистические характеристики как вейвлет – коэффициентов, так и элементов сигнала, соответствующих этим коэффициентам. Очевидно (и это подтверждается вычислениями), что среднее значение равно нулю. Для сравнения найдем среднее квадратичное отклонение (команда `std`) полученных выше вейвлет – коэффициентов $cD1$, $cD2$, $cD3$ и дисперсия сигнала $D1$, $D2$, $D3$ пациентов «1- бемор» и «2- бемор».

```
scd1=std(cd1); scd2=std(cd2); scd3=std(cd3);
```

```
scd21=std(cd21); scd22=std(cd22); scd23=std(cd23);
```

$s_{cd1} = \text{std}(Scd1)$; $s_{cd2} = \text{std}(Scd2)$; $s_{cd3} = \text{std}(Scd3)$;
 $s_{cd21} = \text{std}(Scd21)$; $s_{cd22} = \text{std}(Scd22)$; $s_{cd23} = \text{std}(Scd23)$;

Результаты вычислений приведены в таблице 4.2.1.

Таблица 4.2.1.

Пациенты	Вейвлет - коэффициенты			Дисперсия сигнала		
	cD1	cD2	cD3	D1	D2	D3
1-бемор	4.4528	11.3565	56.7059	3.1459	5.6638	19.9309
2-бемор	7.5700	16.5377	49.4496	5.3482	8.2589	17.3833
Разница	0.5882	0.6867	1.1467	0.5882	0.6858	1.1466

На основе таблице 4.2.1 можно сделать следующий вывод, что стандартные отклонения вейвлет–коэффициентов и дисперсии сигнала двух различных пациентов различаются почти в 1.1 раза. Это означает, вычисленные параметры имеют диагностическую значимость.

Существует ещё несколько параметров, такие как энергия, мощность и др. Использование этих параметров улучшает точность постановки диагноза.

4.3. Порядок функционирования программы

Термины и определения

Для работы с программой необходимо ознакомиться с терминами, используемыми в программе.

Экран

Экран - совокупность данных, полностью занимающих экран компьютера. Данные относятся к одной теме или к одному виду действий.

Окно

Окно - прямоугольная область экрана, содержащая функционально связанные данные, относящиеся к одной теме или одному виду действий.

Поле ввода

Поле ввода - место на экране или в окне, предназначенное для ввода или корректировки данных. Каждое поле ввода имеет имя, показывающее, к какому параметру относится значение в поле ввода. Само поле ввода обычно ограничено квадратными скобками []. Поля ввода бывают следующих видов:

- поля, обязательные для ввода;
- поля, необязательные для ввода;
- связанные поля ввода;
- поля ввода с прокруткой;
- поля ввода со связанным списком.

Если поле является обязательным для ввода, то для того чтобы перейти на следующее поле надо произвести ввод корректной информации в текущее поле. При попытке перехода на следующее поле без ввода данных или при вводе некорректных данных программа сигнализирует звуком об ошибке ввода и не выполняет переход.

Поле, необязательное для ввода, позволяет перейти на следующее поле, не вводя никакой информации, однако при вводе некорректных данных программа выдаст звуковой сигнал и очистит поле ввода.

Для присвоения параметру значения, введенному в поле ввода, ввод должен закончиться одной из клавиш завершения ввода - это или клавиша Enter, или клавиша ↓, или комбинация клавиш Ctrl-Enter. Если ввод данных в поле ввода не заканчивался клавишей завершения, то присвоение введенных данных соответствующему параметру не

произойдет, и после перехода на другое поле ввода клавишами отказа - Esc, ↑ либо Ctrl-Esc значение параметра примет прежнее, до его изменения, значение.

Список

Список - способ представления данных. Список имеет обязательную часть - Окно просмотра, и может иметь несколько необязательных полей ввода и полей информации. Перемещение по списку осуществляется с помощью следующих клавиш:

Действие	Клавиша
На следующую запись	↓
На предыдущую запись	↑
На первую запись окна	Home
На последнюю запись окна	End
Следующая страница списка	<u>PgDn</u>
Предыдущая страница списка	<u>PgUp</u>
На первую строку списка	Ctrl-PgUp
На последнюю строку списка	Ctrl-PgDn

Страницей списка называется совокупность записей, помещающихся в окне просмотра. Текущей строкой или записью называется строка, выделенная в списке маркером.

Меню

Меню представляет собой фиксированный список каких-либо значений или действий. Служит для выбора пользователем дальнейших действий или для внесения данных, имеющих ограниченное число вариантов (например, меню используется масштабирование ЭКГ сигналы,

где появляются на мониторе). Перемещение по пунктам меню осуществляется клавишами:

Действие	Клавиша
на следующий пункт	↓ или →
на предыдущий пункт	↑ или ←
на первый пункт меню	Home
на последний пункт меню	End

Выбрать пункт меню (выбрать действие, определяемое этим пунктом) - выделить этот пункт меню маркером и нажать клавишу Enter. Выход из меню без выбора - Esc.

Функциональные клавиши

Функциональные клавиши - клавиши F1...F12, а также комбинации их или алфавитно-цифровых клавиш с модифицирующими клавишами Shift, Ctrl и Alt. Нажатие функциональных клавиш приводит к выполнению специфичных, связанных с данной клавишей (комбинацией клавиш), функций.

База данных

База данных (БД) - совокупность данных одного вида. Например, создается внутренняя база данных с помощью математических алгоритмов. База данных содержит цифры, означающие амплитуды и частоты.

Назначение клавиш

Действие	Клавиша
курсор влево	←
курсор вправо	→
в конец поля ввода	End
в начало поля ввода	Home
отказ от действия; переход к предыдущему полю ввода; прекращение выполнения текущего действия	Esc
Завершение ввода в поле ввода; переход к следующему полю ввода; активизация действия (в меню)	Enter
переключение блока цифровой клавиатуры	Num Lock
переключение блока цифровой клавиатуры	Caps Lock
активизация режима добавления; переключение между режимами ВСТАВКА-ЗАМЕНА	Ins
Активизация режима удаления; удаление символа в позиции курсора	Del
удаление символа перед курсором	Backspace
удаление символов от позиции курсора	Ctrl-End
удаление символов во всей строке	Ctrl-Home

Режим ВСТАВКА - вводимые символы вставляются в позиции курсора. Текст справа от курсора сдвигается.

Режим ЗАМЕНА - вводимые символы вставляются в позиции курсора. Имеющиеся символы затираются.

Если названия клавиш написаны через тире, то их необходимо нажимать одновременно. Например, сочетание Ctrl-Enter означает, что необходимо нажать клавишу Ctrl, и, не отпуская ее, однократно нажать клавишу **Enter** (но не наоборот).

При выполнении любых действий по изменению данных следует помнить, что для сохранения результата действие необходимо закончить одной клавишей завершения Enter, ↓, Ctrl-Enter. Для отказа от сделанных изменений необходимо завершить действие клавишами отказа - Esc, ↑ или Ctrl-Esc. Еще одно существенное отличие клавиш Esc и Enter от Ctrl-Esc и Ctrl-Enter заключается в том, что при выполнении некоторых действий, которые могут привести к необратимым последствиям (например, потере введенных данных), при нажатии комбинации клавиш Ctrl-Esc или Ctrl-Enter программа выполняет заданные действия без запросов. При выполнении действий через клавиши Esc или Enter программа запрашивает подтверждение на выполнение действия.

4.4. Инструкция для пользователей программы

Сначала загружается основной файл nfilter.exe, где расположена оболочка в памяти компьютера. Оболочка состоит из нескольких частей:

Зашумлённая ЭКГ, которую мы получили с помощью математических функции (рис. 4.4.1).

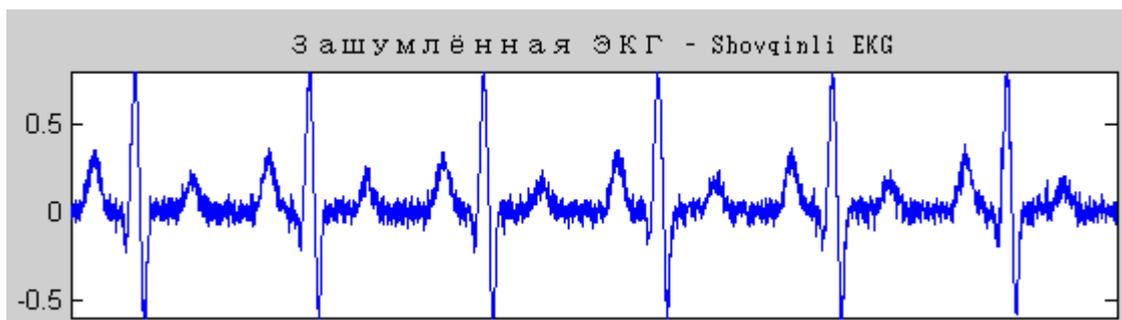


Рис. 4.4.1. Зашумлённая ЭКГ

Фильтрованная ЭКГ, которую отфильтровали на основе спектральных функций. Этот часть считается выходной частью (рис. 4.4.2.).

Параметры фильтра. Параметры фильтра состоят из Степени полинома и Размера структуры (Рис. 4.4.5.). Здесь:

Степень полинома – состоит из четырех цифр: 1-4;

Размер структуры – состоит из четырех цифр: 5,15,25,55.

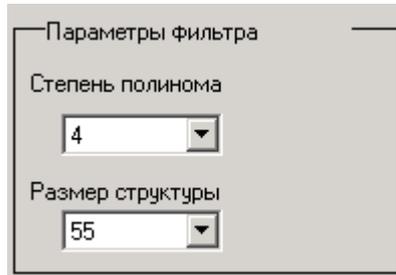


Рис. 4.4.5. Параметры фильтра.

Управляющие кнопки. С помощью этих кнопок можно получить дополнительную информацию о программе, об авторах или выйти из программы (рис. 4.4.6).



Рис. 4.4.6. Управляющие кнопки

В итоге мы получаем общий вид программы (рис. 4.4.7).



Рис. 4.4.7. Оболочка программного пакета

Программой предоставляется дополнительная возможность с помощью, которой можно увидеть зубец ЭКГ (P, Q, R, S, T) в выделенном большом формате, чтобы оценить качество фильтрации (рис. 4.4.8).

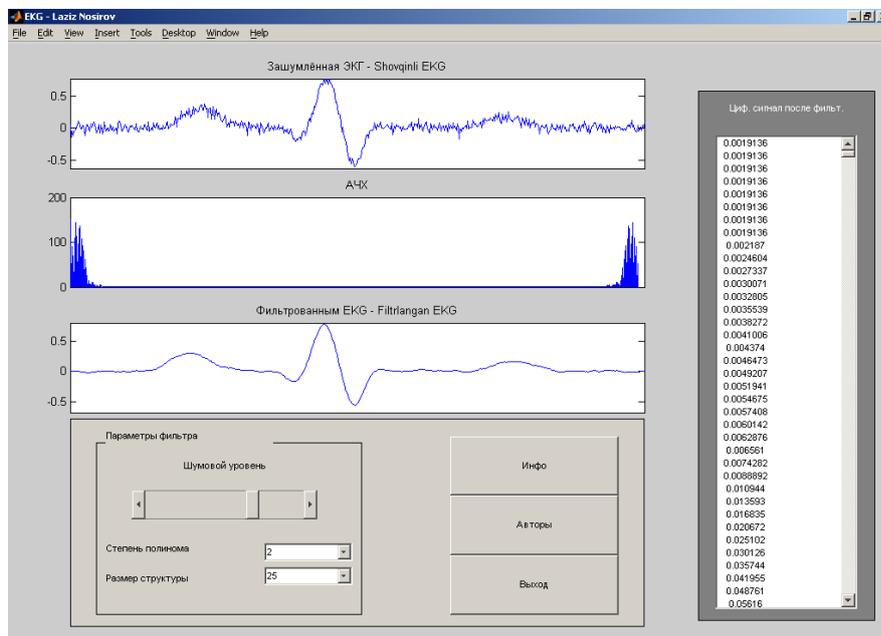


Рис. 4.4.8. Качественное сопоставление фильтрации

При работе с программой можно пользоваться следующими кнопками клавиатуры:

- ←, ↓ - кнопки понижения параметров;
- , ↑ - кнопки повышения параметров;
- F10 – переход на строку меню;
- Enter – подтверждения выбранных параметров;
- Tab – переход с одной управляющей кнопки на другую.

4.4. Выводы

1. В главе дано описание и функциональное назначение программного пакета для анализа и обработки ЭКГ - данных, его структура и область применения, краткое описание основных терминов, понятий и элементов программы, что облегчает задачу пользователя в процессе ознакомления с программой и ее практического применения.

2. Даны основные характеристики сигналов ЭКГ, области применения разработанного программного пакета, характеристика входной и выходной информации, описание структуры программного пакета.

3. Для пользователей – медиков, не имеющих специальной компьютерной подготовки, дан порядок функционирования программ и обозначены клавиши взаимодействия для меню, списка, функций, расчетов.

4. Разработана специальная инструкция для пользователей программы с описанием загружаемых файлов, получением сигналов, даны параметры фильтра и отфильтрованных сигналов, даны параметры фильтра и уровень шума. Программа предоставляет возможность качественной оценки работы фильтра.

5. Предложен новый подход анализа и постановки диагноза, сердечных болезней основанных на вейвлет преобразований. Такой подход даёт возможность улучшить качество диагноза путем сбора статистического материала и сравнения показателей здоровых и больных пациентов.

Заключение

В ходе выполнения диссертационной работы были достигнуты следующие результаты.

1. Исследованы существующие в настоящее время аппаратно-программные средства регистрации и обработки ЭКГ. На основании обширного фактического материала делается вывод об основных преимуществах компьютерной регистрации сигналов ЭКГ по сравнению с аналоговой с точки зрения фильтрации шумов различного происхождения.

2. Анализ видов помех, возникающих при регистрации сигналов ЭКГ, применение цифровых фильтров устранения шумов и совершенствования аппаратуры и методик регистрации дает возможность увеличить точность диагноза.

3. Разработанный алгоритм решения вопроса фильтрации сигналов ЭКГ, осуществляемый на основе сплайн аппроксимации данных ЭКГ внутри каждого RR-интервала, имеет очевидные алгоритмические преимущества: высокую скорость реализации, простые численные алгоритмы, требуемую точность обработки.

4. Предлагаемый собственный подход интерпретации ЭКГ основанный на вейвлет-анализа увеличивает точность диагноза сердечных заболеваний (аритмии).

5. Разработанный программный пакет и инструкции пользователя имеют большую практическую значимость при расшифровке сигналов ЭКГ с целью постановки диагноза, так как обеспечивает работу в реальном масштабе времени, устраняет наиболее характерные виды шумов, может быть реализован на обычном персональном компьютере и может быть применен для обучения магистров специальности 5А521909 – «Аппаратно-программное обеспечение биотехнических систем».

Литература

1. Distributed Component Object Model Protocol. - Microsoft, version 1.0, January 1998.
2. Е.В. Аксенов и др., Системы сбора и обработки электрофизиологической информации на основе сигма-дельта аналого-цифрового преобразования //Биомедицинские технологии и радиоэлектроника. - №12-2001. - стр. 56-65.
3. Водолазский Л. А. Основы техники клинической электрографии.- Москва: Медицина.-1966.-270 с.
4. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография.- М.: Наука.-1981.-166 с.
5. Дроздов Д. В. Персональный компьютер в качестве электрокардиографа // М: Компьютерные технологии в медицине.-1996.-№1.-С. 18-23.
10. Селищев В.А Автоматизированное проектирование биомедицинских электронных систем // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника..- М.: №12,2001. - с. 5-17.
11. Роджерсон Д. Основы СОМ. - М: Русская редакция ТОО " Channel Trading Ltd." . -1997
12. Чаппел Д. Технологии ActiveX и СОМ. - Microsoft Press- 1997.
13. Хабибуллин И.Ш. Создание распределенных приложений на Java 2 // М.- 2002 г. 704 стр.
14. Блейхут Р. Быстрые алгоритмы цифровой обработки сигналов. - М.: Мир 1989.
15. Голд Б., Рэйдер Ч. Цифровая обработка сигналов: Пер. с англ./ Под ред. А. М. Трахтмана. -М.: Советское радио, 1973.
16. Латфуллин И. А., Тептин Г. М. Возможности электрокардиографии высокого разрешения. - Казанский медицинский журнал, 1998, 79, 2.
17. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов: Пер с англ./ Под ред. Ю. И. Александрова. - М.: Мир, 1978.
18. Степура О. Б., Остроумова О. Д., Курильченко И. Т., Мартынов А. И. Клиническая значимость сигналусреднённой электрокардиографии. - Российские Медицинские Вести N1, 1997.

19. М. С. Куприянов, Б. Д. Матюшкин. Цифровая Обработка Сигналов – СПб: Политехника, 2000, С. 304-325.
20. В. В. Мурашко, А. В. Струтынский. Электрокардиография – Москва: Медицина, 1991
21. А. З. Чернов, М. И. Кечкер. Электрокардиографический атлас – Москва: Медицина, 1979
22. В. Н. Орлов. Руководство по электрокардиографии – Москва: Медицина, 1984.
23. Р. М. Баевский, Г. Г. Иванов, Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения – Москва, 2000, Гл. 3.2.
24. Г. Г. Иванов. Электрокардиография высокого разрешения – Москва, 1999.
25. К. Грегори. Использование Visual C++ 6.0. Вильямс, Москва, 2000.
26. Аввад Насер, С.В. Солошенко, С.А.Филист. Спектральное разложение электрокардиосигналов на нестационарных отрезках собственных частот // Конференция Биомедприбор, 2000.
27. А.П.Иванов, И.А.Эльгардт, Н.С.Сдобнякова, В.А.Леонтьев. Некоторые особенности спектрального анализа сердечного ритма в оценке вегетативного баланса у больных инфарктом миокарда. // Конференция Биомедприбор, 2000.
28. Т.В.Истомина, Л.Ю.Кривоногов. Перспективы применения ранговых методов для обнаружения границ информативных участков электрокардиосигнала. // Конференция Биомедприбор, 2000.
29. С.А. Гаспарян, Т.В. Зарубина, С.Л. Швырев. Развитие интегральной автоматизированной системы постоянного интенсивного наблюдения за состоянием пациентов реанимационных отделений. // Конференция Биомедприбор, 2000.
30. Шитов А. Б., Разработка численных методов и программ, связанных с применением вейвлет-анализа для моделирования и обработки экспериментальных данных, Иваново — 2001.

31. И.М. Соболев. Многомерные квадратурные формулы и функции Хаар. – М.: «Наука», 1969.
32. Мусаев М.М. Развитие спектральных методов в обработке сигналов и изображений. Вестник ТУИТ, №1, 2007 г. – 14-18 с.
33. Завьялов Ю. С. и др. Методы сплайн- функций. М.: Наука, 1980. 352с
34. Хемминг Р. Цифровые фильтры. М.: Сов. радио, 1980. 220с.
35. Curtin M. Sigma-Delta techniques reduce hardware count and power consumption in biomedical analog front end // Analog Dialogue Journal. 1994. V. 28. №2. P. 6-8.
36. Medical Instrumentation. Application and Design. // editor Webster J.G.– Boston, Houghton Mifflin–1992.–790p.
37. Neuman M. R. Biopotential Electrodes, in The Biomedical Engineering Handbook, Editor-in-Chief J. D. Bronzino. // CRC and IEEE Press.– Boca Raton, Florida.–1995.–P. 745-757.
38. Вычислительные системы и автоматическая диагностика заболеваний сердца. Под. ред. Ц. Карераса и Л. Дрейфуса.– М.: Мир.–1974.–504с.
39. Куриков С. Ф., Прилуцкий Д. А., Селищев С. В. Технология $\Sigma - \Delta$ преобразования в многоканальных электрокардиографах. // Тезисы докладов Международной конференции по биомедицинскому приборостроению “Биомедприбор-96”.– Москва, ВНИИМП РАМН.–8-10 октября 1996.–С. 26–27.
40. Шакин В. В. Вычислительная электрокардиография.– М.: Наука.–1981.–166с.
41. Hideki I. et al. An efficient encoding method for electrocardiography using spline functions/ // System and Computers in Japan. –1985. –V.16. –N 3. –P. 85-94.
42. Pitas I., Venetsanooulos A.N. Nonlinear order statistic filters for img filtering and edge detection. // North Holland. Signal Processing. –1986. –N 10. –P. 395-413.
43. Харатьян Е.И. Математическая обработка сигналов в системе мониторинга электрокардиограмм. // Автореферат диссертации на соискание уч. ст. к.т.н. – Москва, 1997. – 24с.
44. Wartak J., Milliken J. A., Karchmar J. Computer program for pattern recognition of electrocardiograms // Comput. Biomed. Res. –1970. –V. 3. –N 4. – P. 344-374.
45. Гуревич М.Б., Злочевский М.С. Выбор представительного кардиоцикла при

контурном анализе ЭКГ на микроЭВМ. // Применение мат. методов обработки медико-биологических данных и ЭВМ в мед. технике. – М.: ВНИИМП, 1984. - С.75-77

46. Wortzman D. et al. A hybrid system for measurement and interpretation of electrocardiograms. // Ann. N.Y. Acad. Sci., 1968. – V. 128. – P. 875.

47. Фу К. Структурные методы в распознавании образов. – М.: Мир, -1977, С.25-115.

48. Валужис А.К., Рашимас А.П. Статистический алгоритм структурного анализа ЭКС. // Кибернетика, 1979, N 3, С.91-95.

49. Лебедев В.В., Калантар В.А., Аракчеев А.Г., Корадо И.В. Испытательный сигнал для проверки измерительных алгоритмов электрокардиографических автоматизированных систем. // Мед. Техника. – 1997. – N 3. – С. 40 – 41.

50. <http://shitov.ru/sci/pdf/thesis/text/thesis.pdf>

51. <http://www.ekg.ru>

52. <http://www.biosignal.ru>

53. <http://www.google.ru>

54. <http://ya.ru>

ПРИЛОЖЕНИЕ

1. Список и обозначение аббревиатур

ЭК – Электрокардиограф

ЭКС – Электрокардиосигнал

ЭКГ – Электрокардиограмма

МЭК – Международная Электротехническая Комиссия

АЦП – Аналого-цифровой преобразователь

ЦАП – Цифро-аналоговый преобразователь

ПО – Программное обеспечение

АЧХ – Амплитудно-частотная характеристика

ФНЧ – Фильтр нижних частот

ФВЧ – Фильтр верхних частот

ЦОС - Цифровая обработка сигналов

ПСС – Псевдослучайный сигнал

ППЗУ – Программируемое постоянно-запоминающее устройство

ЦИК – Циклический избыточный код

МЗР – Младший значащий разряд

2. Исходный код программы

```
function sgolaydemo(action);
if nargin==0,
    action = 'initialize';
end

x1 = ecg(500).';
x = [x1;x1;x1;x1;x1;x1];
y = sgolayfilt(x,0,15); %Бесшумный сигнал

K = fft(y);
m = abs(K); p = unwrap(angle(K));
C = (0:length(K)-1)*99/length(K);
switch action,
case 'initialize',

    hfig = figure('NumberTitle','off',...
        'Name','EKG - Laziz Nosirov');
    bgc = get(0,'DefaultUIControlBackgroundColor');

    % Структура(рамка) для всего средства управления
    framepos = [.07 .02 .65 .35];
    uicontrol( ...
        'Style','frame',...
        'Units','normalized',...
        'BackgroundColor',bgc,...
        'Position',framepos);

    % Структура(рамка) для секции параметров
```

```

framepos2 = [.10 .04 .30 .29];
uicontrol( ...
    'Style','frame',...
    'Units','normalized',...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',framepos2);

% Параметры
titlepos = [.11 .32 .19 .03];
titlelabel = 'Параметры фильтра';
uicontrol( ...
    'String',titlelabel,...
    'HorizontalAlignment','left',...
    'Style','text',...
    'Units','normalized',...
    'BackgroundColor',bgc,...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',titlepos);

%купхад полином
menuname1 = 'Степень полинома';
tposition1 = [.11 .11 .2 .05];
uicontrol( ...
    'String',menuname1,...
    'HorizontalAlignment','left',...
    'Style','text',...
    'Units','normalized',...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',tposition1);
mposition1 = [.29 .11 .1 .05];
popstr1 = {'1','2','3','4'};

```

```

degreehndl = uicontrol('String',popstr1,...
    'Style','Popup',...
    'Tag','degreepopup',...
    'Units','normalized',...
    'BackgroundColor','white',...
    'Position',mposition1,...
    'UserData',str2double(popstr1),...
    'Callback','sgolaydemo("recal")');
% SG создают меню размера
menuname2 = 'Размер структуры';
tposition2 = [.11 .06 .2 .05];
uicontrol( ...
    'String',menuname2,...
    'Style','text',...
    'HorizontalAlignment','left',...
    'Units','normalized',...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',tposition2);
mposition2 = [.29 .07 .1 .05];
popstr2 = {'5','15','25','55'};
framehndl = uicontrol('String',popstr2,...
    'Style','Popup',...
    'Tag','framepopup',...
    'BackgroundColor','white',...
    'Units','normalized',...
    'Position',mposition2,...
    'UserData',str2double(popstr2),...
    'Callback','sgolaydemo("recal")');
% Шумовая разница slider
sliname1 = 'Шумовой уровень';

```

```

tposition4 = [.14 .25 .21 .05];
uicontrol(...
    'String',slname1,...
    'Style','text',...
    'Units','normalized',...
    'BackgroundColor',bgc,...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',tposition4);
mposition4 = [.14 .20 .21 .05];
sliderhndl = uicontrol('Style','slider',...
    'Tag','noiseslider',...
    'Units','normalized',...
    'Value',0.7,...
    'Min',0,'Max',1.4,...
    'Position',mposition4,...
    'Callback','sgolaydemo("recal")');

% Информация и закрывающий кнопки
tposition7 = [.50 .24 .19 .1];
uicontrol(...
    'String','Инфо',...
    'Units','normalized',...
    'Position',tposition7,...
    'Callback','nfilter("info")');
tposition8 = [.50 .04 .19 .1];
uicontrol(...
    'String','Выход',...
    'Units','normalized',...
    'ForegroundColor','black',...
    'Position',tposition8,...

```

```

'Callback','sgolaydemo("done")');

% кнопки АВТОРЫ
tposition7 = [.50 .14 .19 .1];
uicontrol(...
    'String','Авторы',...
    'Units','normalized',...
    'Position',tposition7,...
    'Callback','nfilter("avtor")');
% Set up the MiniCommand Window
top=0.90;
left=0.80;
right=0.96;
bottom=0.05;
labelHt=0.05;
spacing=0.005;
promptStr=num2str(y);
% First, the MiniCommand Window frame
frmBorder=0.02;
frmPos=[left-frmBorder bottom-frmBorder ...
    (right-left)+2*frmBorder (top-bottom)+2*frmBorder];
uicontrol( ...
    'Style','frame', ...
    'Units','normalized', ...
    'Position',frmPos, ...
    'BackgroundColor',[0.50 0.50 0.50]);
% Then the text label
labelPos=[left top-labelHt (right-left) labelHt];
uicontrol( ...
    'Style','text', ...

```

```

'Units','normalized', ...
'Position',labelPos, ...
'BackgroundColor',[0.50 0.50 0.50], ...
'ForegroundColor',[1 1 1], ...
'String','Циф. сигнал после фильт. ');
% Then the editable text field
mcwPos=[left bottom (right-left) top-bottom-labelHt-spacing];
mcwHndl=icontrol( ...
    'Style','edit', ...
    'HorizontalAlignment','left', ...
    'Units','normalized', ...
    'Max',10, ...
    'BackgroundColor',[1 1 1], ...
    'Position',mcwPos, ...
    'Callback','graf2d("eval")', ...
    'String',promptStr);
% Save this handle for future use
set(gcf,'UserData',mcwHndl);

% Начальные -----
noise = 0.7;
degree = 0;
frame = 5;

title('Бесшумный ЭКГ')
ha1 = subplot('Position',[.07 .79 .65 .15]); plot(y)
set(gca,'XTick',[])
axis([0 3000 -.6 .8])
title('Зашумлённая ЭКГ - Shovqinli EKG')

```

```
    ha3 = subplot('Position',[.07 .59 .65 .15]); plot(C,m)
    set(gca,'XTick',[]);
%   axis([0 3000 -.6 .8])
    title('АЧХ')

    ha2 = subplot('Position',[.07 .38 .65 .15]); plot(y)
    set(gca,'XTick',[])
    axis([0 3000 -.6 .8])
    title('Фильтрованным EKG - Filtrlangan EKG')
    ud(handles.ax = [ha1 ha2 ha3];
handles.uis = [degreehdl framehdl sliderhdl];
set(hfig,'UserData',ud);
update_gui(y,noise,degree,frame)

case 'recal',
    hfig = gcf;
    ud = get(hfig,'UserData');
    hn = ud(handles.uis(3));
    hd = ud(handles.uis(1));
    hf = ud(handles.uis(2));

    noise = get(hn,'Value');
    degindx = get(hd,'Value');
    deg = get(hd,'UserData');
    degree = deg(degindx);
    frmindx = get(hf,'Value');
    frm = get(hf,'UserData');
    frame = frm(frmindx);
    update_gui(y,noise,degree,frame)
```

```

case 'info',
    ttlStr = ' ';

    hlpStr1= ...
    ['Этот пример показывает интерпритации и обработка электрокардиограмм,'
    sprintf('\n')...
    'который алгоритм построен на основе БПФ.' sprintf('\n')...
    "];
    helpwin(hlpStr1, ttlStr);
case 'avtor',
    ttlStr = 'Автор данного работ: ';
    hlpStr1= ...
    ['Магистрант Носиров Л., ТУИТ, ФИТ, кафедра "Компьютерные системы",
    группа 909-08' sprintf('\n')...
    " sprintf('\n')...
    " sprintf('\n')...
    "];
    helpwin(hlpStr1, ttlStr);
case 'done',
    close(gcf);
end

function [s,f] = update_signal(y,noise,degree,frame)
%UPDATE_SIGNAL Повторно вычисляет шумный ECG и фильтрованные ECG
сигналы.
v = 0.05*noise*randn(3000,1); % Шум
s = y + v; % Шумный ЭКГ
f = sgolayfilt(s,degree,frame);

function update_gui(y,noise,degree,frame)

```

`%UPDATE_GUI` Эта функция называется, чтобы модернизировать GUI с НОВЫМИ ЦЕННОСТЯМИ.

```
hfig = gcf;
```

```
[s,f] = update_signal(y,noise,degree,frame);
```

```
ud = get(hfig,'UserData');
```

```
axhdlnp = ud.handles.ax(1);
```

```
axhdlfp = ud.handles.ax(2);
```

```
hdn = get(axhdlnp,'Children');
```

```
hdf = get(axhdlfp,'Children');
```

```
set(hdn,'YData',s);
```

```
set(hdf,'YData',f);
```

```
function x = ecg(L)
```

```
a0 = [0,1,40,1,0,-34,118,-99,0,2,21,2,0,0,0];           % Шаблон
```

```
d0 = [0,27,59,91,131,141,163,185,195,275,307,339,357,390,440];
```

```
a = a0 / max(a0);
```

```
d = round(d0 * L / d0(15));           % Масштаб их, чтобы соответствовать в длине
```

```
L
```

```
d(15)=L;
```

```
for i=1:14,
```

```
    m = d(i) : d(i+1) - 1;
```

```
    slope = (a(i+1) - a(i)) / (d(i+1) - d(i));
```

```
    x(m+1) = a(i) + slope * (m - d(i));
```

```
end
```