

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СВЯЗИ, ИНФОРМАТИЗАЦИИ И
ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ РЕСПУБЛИКИ
УЗБЕКИСТАН

ТАШКЕНТСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ

На правах рукописи
УДК. 004.42

Джаббаров Адиб Холмурадович

Разработка алгоритмов и программ для автоматизированного длительного
мониторинга деятельности сердца

Специальность: 5А330204– Информационные системы
диссертация
на соискание академической степени магистра

Научный руководитель: _____
д.т.н.,проф., Зайнидинов Х.Н

СОДЕРЖАНИЕ

Введение.....	6
ГЛАВА I Анализ предметной области.....	13
1. Описание проблемной области.....	13
2. Электрокардиография и его назначения	16
3. Задачи автоматизированного длительного мониторинга деятельности сердца.....	23
Выводы по главе I	26
ГЛАВА II Разработка структуры автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца 	27
1. Требования к функциональным блокам автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца.....	27
2. Электронные усилители и фильтрации сигнала.....	29
3. Функциональная схема автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца	41
4. Разработка алгоритмов обработки сигнала.....	46
Выводы по главе II	48
ГЛАВА III Разработка программы автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца 	49
1. Разработка алгоритма программы длительного мониторинга деятельности сердца.....	49
2. Разработка интерфейса пользователя	55
3. Описание программного обеспечения комплекса.....	61
Выводы по главе III.....	84
Заключение.....	85
Литературы.....	86
Приложение	90

ГОСУДАРСТВЕННЫЙ КОМИТЕТ СВЯЗИ, ИНФОРМАТИЗАЦИИ И
ТЕЛЕКОММУНИКАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ РЕСПУБЛИКИ
УЗБЕКИСТАН

ТАШКЕНТСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ
ТЕХНОЛОГИЙ

Факультет: Информационных
технологий
Кафедра: Информационных
технологий

Автор диссертации: Джабборов Адиб
Халмуродович
Научный руководитель: д.т.н., проф,
Зайнидинов Х.Н

Учебный год: 2012-2013

Специальность: 5А330204 –
Информационные системы

АННОТАЦИЯ К МАГИСТРСКОЙ ДИССЕРТАЦИИ

В настоящее время сердечнососудистые заболевания занимают первое место в структуре общей заболеваемости населения в Узбекистане, так и за рубежом. По данным Всемирной организации здравоохранения около 30% населения мира и 41 % азиатские умирают от сердечнососудистых заболеваний.

Целью диссертационной работы является разработка алгоритмов и программ для автоматизированного дистанционного мониторинга деятельности сердца.

Объектом исследования диссертационной работы является информационные системы, разработка кардиосигналов, то есть цифровые сигналы. Предметом диссертационного исследования является методы фильтрации и обработки входящие цифровых сигналов на основе рядов Фурье.

Теоретическую основу проведенных исследований составляют теории информации, теория цифровой обработки сигналов,

экспериментальные методы, теория рядов, а также цифровой фильтрация вычислительных процессов.

Научная новизна заключается в том, что доказана эффективность применения в системе суточного мониторинга функционального состояния сердца человека проводной технологии на основе индуктивной связи между предлагаемыми передающим и приемным модулями:

1. Исследование существующих методов и средства для суточного мониторинга сердца и выявления их недостатков;
2. Разработка алгоритмов ввода, регистрации и обработки кардиологических сигналов;
3. Разработка аппаратно-программного комплекса для дистанционного суточного мониторинга.

Диссертация состоит из введения, трех глав, заключения, библиографического списка из 36 наименований и приложения. Содержание работы изложено в 85 страницах текста.

В результате диссертационного исследования предложен алгоритм обработки и фильтрованные сигналы, который позволяет получить о состоянии сердце.

Научный руководитель: _____

THE STATE COMMITTEE FOR COMMUNICATION,
INFORMATIZATION AND TELECOMMUNICATION TECHNOLOGIES
OF THE REPUBLIC OF UZBEKISTAN

TASHKENT UNIVERSITY OF INFORMATION TECHNOLOGIES

Faculty: Information technology Undergraduate: Djabborov.A.X
Chair: Information technology Scientific advisor: D of T S., prof. Zaynidinov
X.N
The academic year: 2012-2013 Specialty: 5A330204 - Information systems

ABSTRACT TO MASTER'S THESIS

Currently, cardiovascular diseases occupy the first place in the structure of the overall morbidity of the population in Uzbekistan and abroad. According to the World Health Organization, about 30% of the world's population and 41% of Asian die from cardiovascular disease.

The aim of the thesis is the development of algorithms and software for the automated monitoring of cardiac.

The object of study of the thesis is the information systems, the development of cardiac signals, that is, digital signals. The subject of the dissertation research is the methods of filtering and processing of incoming digital signals based on the Fourier series.

The theoretical basis of the research are information theory, the theory of digital signal processing, methods, theory and discrete Fourier series, as well as digital filtering of computing processes.

Scientific innovation is what proved to be efficient in the daily monitoring of the functional state of the human heart wire technology on the basis of inductive coupling between the proposed transmitter and receiver modules:

1. The study of existing methods and tools for the daily monitoring of the heart and identify their shortcomings;
2. Development of algorithms for input, recording and processing of cardiac signals;
3. The development of hardware and software for remote monitoring daily.

The thesis consists of an introduction, three chapters, conclusion, bibliography of 36 titles and applications. The content of the work described in 85 pages of text.

As a result, the algorithm of the dissertation research process and filtered signals, which allows you to get on the state of the heart.

Supervisor: _____

ВВЕДЕНИЕ

Обоснование темы диссертационной работы и ее актуальность.

Развитие информационно-коммуникационных технологий (ИКТ) является одним из основных факторов благосостояния и экономического роста страны. Сегодня ИКТ становятся одним из основных приоритетов государственной политики Узбекистана.

Постановлением Президента от 21.03.2012 г. N ПП-1730 принята Программа дальнейшего внедрения и развития ИКТ в Республике Узбекистан на 2012–2014 годы[1,5]. Программа дальнейшего внедрения и развития ИКТ в республике включает организационные мероприятия, в рамках которых в указанный период предполагается совершенствование нормативно-правовой базы, регламентирующей использование специализированных программных продуктов в государственных органах путем разработки положений о порядке проведения экспертизы и выдачи разрешений на использование данных программ.

Также планируется дальнейшее стимулирование национальных разработчиков программного обеспечения и высококвалифицированных специалистов, выработка единых требований для обеспечения эффективного внедрения информационных систем (ИС) государственных органов с целью их интеграции в рамках национальных информационных систем (НИС).

Программой предусмотрены разработка и реализация технических проектов, направленных на обеспечение предоставления населению услуг широкополосного доступа к сети Интернет, расширение использования лицензионного программного обеспечения (ПО) отечественного производства, либо свободно распространяемого с открытым кодом[1,2,3]..

В ходе осуществления Программы будут разработаны ведомственные программы по подготовке, переподготовке и аттестации руководителей и сотрудников государственных органов для обеспечения

наличия базовых навыков по работе с ИКТ, а также ведомственные программы по повышению квалификации и подготовке сертифицированных специалистов ИКТ. Также продолжится работа по развитию Правительственного портала, веб-сайтов государственных органов и интерактивных государственных услуг субъектам предпринимательства и населению [3,4,5].

Кроме этого, в части применения современных средств ИКТ в бизнесе, Программой запланированы создание технической и программной инфраструктуры для развития возможностей оплаты товаров и услуг через сеть Интернет посредством пластиковых карт и других средств электронного платежа, совершенствование механизма проведения электронных платежей, а также порядка создания и ликвидации организаций, занимающихся электронной коммерцией, предоставление им налоговых, таможенных и иных льгот.

Постановлением также утвержден Перечень информационных систем органов государственного и хозяйственного управления, органов государственной власти на местах, интегрируемых в Национальную информационную систему в период 2012–2014 годов.

По статистике сердечнососудистые заболевания занимают первое место в структуре общей заболеваемости населения как в Узбекистане, так и за рубежом. В настоящее время применение ИКТ в медицине является актуальным. По данным Всемирной организации здравоохранения около 30% населения мира и 41 % азиатов умирают от сердечнососудистых заболеваний. Поэтому в медицине уделяется большое внимание методам и средствам ранней функциональной диагностики состояния сердечнососудистой системы человека. С этой целью, в современной медицинской практике широко используются индивидуальные переносные измерительные комплексы регистрации и анализа электрокардиография (ЭКГ) в течение длительного времени. Такие комплексы позволяют регистрировать кратковременные нарушения в работе сердца в реальных

условиях жизнедеятельности человека. Наиболее распространенными комплексами такого типа являются суточные мониторы электрокардиография Холтера [11,12]. Основными недостатками Холтеровских мониторов являются: неудобство длительного ношения системы суточной регистрации электрокардиография и относительно высокая стоимость информационно-измерительного комплекса. К тому же, использование таких комплексов часто бывает неоправданным из-за функциональной избыточности регистрируемых параметров. В некоторых случаях, более дешевой и менее функционально-избыточной альтернативой использования суточных мониторов ЭКГ может служить применение персональных регистрирующих комплексов суточного мониторинга частоты сердечных сокращений, которая, как известно, является индикатором функционирования сердечной деятельности [12,15].

Областями применения суточной регистрации частоты сердечных сокращений являются: контроль состояния больного в кардиологических отделениях после пребывания в палате реанимации, профилактическая и спортивная медицина, медицина катастроф и др. Одним из главных недостатков проводных систем суточного мониторинга состояния сердечнососудистой системы является наличие проводников, идущих от сенсоров к регистрирующему блоку, что неудобно для длительного ношения. Кроме того, существует опасность ухудшения или разрыва контакта сенсор-тело, а также возможность неадекватной регистрации сердечной деятельности вследствие повышенной нервной возбудимости и беспокойности человека за надежность контактов тело-сенсор [10,16].

Объект и предмет исследования. Объектом исследования диссертационной работы является информационные системы, разработка кардиосигналов, то есть цифровые сигналы. Предметом диссертационного исследования являются методы фильтрации и обработки входящих цифровых сигналов на основе ряда Фурье.

Цели и функции исследования. Целью диссертационной работы является разработка алгоритмов и программ для автоматизированного дистанционного мониторинга деятельности сердца.

Основные задачи исследования. В соответствии с поставленной целью в работе сформулированы и решены следующие задачи:

- Исследованию существующих методов и средств для суточного мониторинга сердца и выявления их недостатков;
- Разработке алгоритмов ввода, регистрации и обработки кардиологических сигналов;
- Разработке аппаратно-программного комплекса для дистанционного суточного мониторинга.

Краткий анализ источников по теме диссертации. История фильтрации восходит к трудам Найквиста и Фурье. Таким образом, повышается эффективность фильтрации [8,14]. Ряд Фурье позволяет изучать периодические (непериодические) функции, разлагая их на компоненты. Переменные токи и напряжения, смещения, скорость и ускорение кривошипно-шатунных механизмов и акустические волны - это типичные практические примеры применения периодических функций в инженерных расчетах.

Способ представления произвольной сложной функции суммой более прост. В общем случае количество таких функций может быть бесконечным, при этом, чем больше таких функций учитывается при расчете, тем выше оказывается конечная точность представления исходной функции. В большинстве случаев в качестве простейших используются тригонометрические способ представления произвольной сложной функции суммой более простых. В общем случае количество таких функций может быть бесконечным, при этом, чем больше таких функций учитывается при расчете, тем выше оказывается конечная точность представления исходной функции. В большинстве случаев в качестве простейших используются тригонометрические функции синуса и

косинуса, в этом случае ряд Фурье называется тригонометрическим, а вычисление такого ряда часто называют разложением на гармоники. Функции синуса и косинуса, в этом случае ряд Фурье называется тригонометрическим, а вычисление такого ряда часто называют разложением на гармоники [11,16].

Проблемам разработки алгоритмических и программных средств обработки фильтрации и разработки программы на базе ряда Фурье, посвящены работы ученых Р. Ачарья, К.К. Ким, В.В. Алексеева, Р.А. Кавасма, Р.А. Кузнецова, А.А. Орлова, Х.Н. Зайниддинова и др. [16,18].

Методы исследования. В работе использованы методы системного анализа, теории биотехнических систем, теории связи и теории эксперимента и компьютерного моделирования.

Теоретическая и практическая значимость работы заключается в следующем:

1. Предложенный метод усиления сигнала обеспечивает вероятность правильного обнаружения на 31% выше вероятности правильного обнаружения, обеспечиваемой применяемым методом полярного усиления.

2. Предложено схемное решение и энергосберегающая реализация (0.14Вт) аппаратного комплекса.

Основные результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на:

– Республиканской научно-технической конференции «Проблемы информационных технологий и телекоммуникации» Ташкент, 15-16 марта 2012 г.;

– Республиканской научно-технической конференции «Проблемы информационных технологий и телекоммуникации» Ташкент, 13-14 марта 2013 г.;

По материалам диссертации опубликовано 3 работы, в том числе свидетельства о регистрации программы №DGU 02716 от 13.02.2013 г.

Научная новизна работы заключается в том, что доказана эффективность применения в системе суточного мониторинга функционального состояния сердца человека проводной технологии на основе индуктивной связи между предлагаемыми передающим и приемным модулями. В связи с этим проведены следующие работы по:

- проведен анализ предметной области;
- разработаны структуры автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца;
- разработаны алгоритмы и программное обеспечение автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца.

Краткое содержание диссертационной работы.

Диссертационная работа состоит из введения, трех глав, заключения, библиографического списка, 36 наименований и приложения. Содержание работы изложено на 84 страницах машинописного текста.

В первой главе диссертационной работы были подробно рассмотрены теоретические основы проекта, проанализированы те составляющие, которые необходимы для успешной реализации поставленной задачи. Рассмотрены основные понятия структуры сердца, электрокардиография и ее назначение, задачи автоматизированного длительного мониторинга деятельности сердца и разработка алгоритмов обработки сигнала.

Вторая глава диссертационной работы посвящена к разработке автоматизированного комплекса и рассмотрена сравнение усилителей с другими усилителям. Исследовано и перенесено различия требования к функциональным блокам автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца, электронные усилители и фильтрации сигнала, функциональная схема автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца.

Третьей главе была подробно и наглядно рассмотрена практическая часть реализации проекта. Основными этапами реализации являются разработка алгоритма и интерфейса пользователя, описание программного обеспечения комплекса. Каждый этап и его под этапы были рассмотрены отдельно, а также обоснованы принципы выбора пути реализации. Каждый этап был проанализирован с помощью описания его в виде алгоритма.

Глава I. Анализ предметной области

1. Описание проблемной области

Сердце представляет собой полый мышечный орган, разделенный на четыре камеры: два предсердия и два желудочка (Рис 1). Левая и правая части сердца разделены сплошной перегородкой. Кровь из предсердия в желудочки поступает через отверстия в перегородке между предсердиями и желудочками. Отверстия снабжены клапанами, которые открываются только в сторону желудочков. Клапаны образованы смыкающимися створками и потому называются створчатыми клапанами. В левой части сердца расположен двустворчатый клапан, в правой - трехстворчатый. У места выхода аорты из левого желудочка и легочной артерии из правого желудочка располагаются полулунные клапаны. Полулунные клапаны пропускают кровь из желудочков в аорту и легочную артерию и препятствуют обратному движению крови из сосудов в желудочки. Клапаны сердца обеспечивают движение крови только в одном направлении: из предсердий - в желудочки, а из желудочков - в артерии. Расширенную верхнюю часть сердца называют основанием, а суженную нижнюю - верхушкой[11,12].. Масса сердца человека от 250 до 360 г. Сердце лежит косо позади грудины. Его основание направлено назад, вверх и вправо, а верхушка - вниз, вперед и влево. Верхушка сердца прилегает к передней грудной стенке в области V левого межреберья; здесь в момент сокращения желудочков ощущается сердечный толчок[10,14].. Стенки желудочков составлены из трех слоев ткани: самый тонкий внутренний слой - эндокард; собственно сердечная мышца - миокард; и тонкий внешний слой - эпикард. Основную массу стенки сердца составляет мощная мышца - миокард, состоящий из особого рода поперечнополосатой мышечной ткани. Толщина миокарда разная в

различных отделах сердца. Наиболее тонок он в предсердиях (2-3 мм), левый желудочек имеет самую мощную мышечную стенку, она в 2,5 раза толще, чем в правом желудочке. Стенки предсердий также составлены из трех слоев ткани, как и стенки желудочков, но средний мышечный слой здесь является более тонким. Два предсердия формируют основу сердца; желудочки формируют вершину сердца. Предсердия разделены межпредсердной перегородкой (тонкая перепончатая перегородка) на левое и правое предсердия, левый и правый желудочки сердца разделены межжелудочковой перегородкой. [16,12]. Эти две перегородки, в действительности, делят сердце на две насосные системы, которые образуют два круга кровообращения: большой и малый.

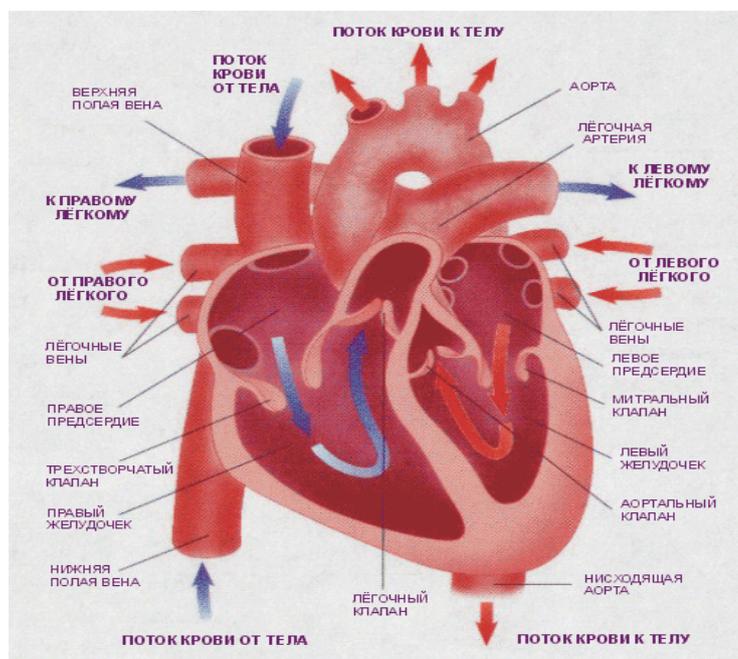


Рис. 1.1. Строение сердца.

Большой круг кровообращения начинается от левого желудочка. Его миокард – наиболее массивный, так как ему приходится перекачивать кровь по большому кругу кровообращения, который состоит из основной части сосудов. Кровь из левого желудочка выходит через аорту – самую толстую и крупную артерию. В ней отмечается самое большое давление и скорость кровотока[13,18].. Далее кровь идет по другим артериям к

остальным органам, конечностям и головному мозгу. Обратная она оттекает по венам, которые собираются в две крупные вены: верхнюю и нижнюю полые вены. Полые вены впадают в правое предсердие. Далее начинается малый круг кровообращения. Кровь из правого предсердия поступает в правый желудочек, откуда она идет в легочные артерии. Нужно отметить тот факт, что обычно по артериям идет кровь, обогащенная кислородом, а по венам – бедная кислородом и насыщенная углекислым газом. По легочным артериям же идет кровь, бедная кислородом. [12]. Эти артерии идут в легкие, где кровь обогащается кислородом и отдает углекислый газ. Далее из легких кровь идет по легочным венам в левое предсердие, откуда она снова попадает в левый желудочек. Между желудочками и предсердиями имеются клапаны. Они представляют собой складки эндокарда – внутренней оболочки сердца. Их функция – не допустить обратного тока крови из желудочков в предсердия. Между правым желудочком и предсердием имеется трехстворчатый клапан, а между левым желудочком и предсердием – двустворчатый клапан (митральный). Также клапаны имеются и между желудочками и сосудами, выходящими из них. Между правым желудочком и легочной артерией – это пульмональный клапан, а между левым и аортой – аортальный. Хотя камеры сердца полны крови, оно не получает питание непосредственно от этой крови. Сердце получает кровь от коронарных (венечных) артерий. [10,19]. Они отходят непосредственно от аорты. Коронарные артерии по своему диаметру довольно незначительные, поэтому скорость кровотока в них низкая. Всего у сердца две таких артерии: правая и левая. Сердце сокращается ритмично: сокращения отделов сердца чередуются с их расслаблением. Сокращение отделов сердца называют систолой, а расслабление – диастолой. Период, охватывающий одно сокращение и расслабление сердца, называют сердечным циклом. В состоянии относительного покоя сердце взрослого человека сокращается примерно 75 раз в минуту. Это значит, что весь цикл продолжается около 0,8с.

Каждый сердечный цикл состоит из трех фаз: первая - сокращение предсердий - систола предсердий (длится 0,1с); вторая - систола желудочков (длится 0,3 с); третья - общая пауза (0,4с). Вначале предсердия расслабляются (диастола предсердий), позволяя поступить крови от тела и легких. Поскольку предсердия заполняются, давление здесь повышается и становится выше, чем в желудочках, заставляя открыться трёхстворчатый и митральный клапаны и позволяя крови быстро заполнить расслабленные желудочки. Затем предсердия сокращаются (систола предсердий), заполняя желудочки кровью до отказа. После сокращения предсердий давления в предсердиях и желудочках уравнивается, и трёхстворчатый и митральный клапаны начинают закрываться. Далее, желудочки начинают энергично сокращаться, заставляя желудочковое давление резко повыситься. При этом трёхстворчатый и митральный клапаны полностью закрываются, а аортальный и легочный клапаны открываются, позволяя вытолкнуть кровь в легочные артерии и большой круг кровообращения. Тем временем, предсердия снова расслабляются и заполняются кровью. В то время как желудочки освободились от крови, они начинают расслабляться, давление в них падает. При этом аортальные и легочные клапаны плотно закрываются, трёхстворчатый и митральный клапаны начинают открываться, и цикл повторяется снова.

2. Электрокардиография и его назначения

ЭКГ, болезни сердца, ишемическая болезнь сердца
Электрокардиография (ЭКГ) - используется для диагностики ишемической болезни сердца - стенокардии, инфаркта миокарда, нарушений ритма сердца. Метод позволяет определить положение сердца в грудной клетке и его возможные изменения, получить представление о величине камер сердца и их изменениях. Метод дает определенную информацию при

воспалительных процессах в мышце сердца и внешней его оболочке – перикарде [12,19].

История электрокардиографии. Наличие электрических явлений в сокращающейся сердечной мышце впервые обнаружили два немецких ученых: Р. Келликер и И.Мюллер в 1856 году. Они провели исследования на различных животных, работая на открытом сердце. Однако возможность изучения электрических импульсов сердца отсутствовала до 1873 г., когда был сконструирован электромметр, прибор позволивший регистрировать электрические потенциалы [25,22]. В результате совершенствования этого устройства появилась возможность записывать сигналы с поверхности тела, что позволило английскому физиологу А. Уиллеру впервые получить запись электрической активности миокарда человека. Он же впервые сформулировал основные положения электрофизиологических понятий ЭКГ, предположив, что сердце представляет собой диполь, т. е. совокупность двух электрических зарядов, равных по величине, но противоположных по знаку, находящихся на некотором расстоянии друг от друга. Уиллеру принадлежит и такое понятие, как электрическая ось сердца, о которой будет сказано ниже.

Первым, кто вывел ЭКГ из стен лабораторий в широкую врачебную практику, был голландский физиолог, профессор Утрехтского университета Виллам Эйнтховен. После семи лет упорных трудов, на основе изобретенного Д. Швейггером струнного гальванометра, Эйнтховен создал первый электрокардиограф. [20,12]. В этом приборе электрический ток от электродов, расположенных на поверхности тела, проходил через кварцевую нить. Нить была расположена в поле электромагнита и вибрировала, когда проходящий по ней ток взаимодействовал с электромагнитным полем. Оптическая система фокусировала тень от нити на светочувствительный экран, на котором фиксировались ее отклонения. Первый электрокардиограф был весьма громоздким сооружением и весил около 270кг. Его обслуживанием были заняты пять сотрудников. Тем не

менее, результаты, полученные Эйхеном, были революционными. Впервые в руках врача оказался прибор столь много говорящий о состоянии сердца. Эйхен предложил располагать электроды на руках и ногах, что используется и по сегодняшний день. Он ввел понятие отведения, предложив три так называемых стандартных отведения от конечностей, т. е. измерение разницы потенциалов между левой и правой рукой I отведение, между правой рукой и левой ногой II отведение и между левой рукой и левой ногой III отведение. Заслуги Эйхена были оценены по достоинству и в 1924 г. Ему была присуждена Нобелевская премия. В двадцатых годах прошедшего века, Гольдберге предложил еще три отведения, назвав их усиленными. При регистрации этих отведений одним из электродов служит одна из конечностей, а другим – объединенный электрод от двух других (индифферентный электрод). Разница потенциалов, измеренная между правой рукой и объединенными левой рукой и левой ногой, называется отведением aVR, между левой рукой объединенными правой рукой и левой ногой – отведением aVL и между левой ногой и объединенными руками – отведением aVF. В дальнейшем, Вильсоном были предложены грудные отведения ЭКГ, в которых одним из электродов является точка на поверхности грудной клетки, а другим – объединенный электрод от всех конечностей. Электрод отведения V1 располагается в IV межреберье по правому краю грудины, V2 – во IV межреберье по левому краю грудины, V3 – на уровне IV ребра по левой окологрудной (парастернальной) линии, V4 – в V межреберье по левой среднеключичной линии, V5 – в V межреберье по левой передней подмышечной линии и V6 – в V межреберье по левой задней подмышечной линии [23,24]. Таким образом, сформировалась привычная для нас система электрокардиографических отведений. Однако иногда используются и дополнительные отведения, когда общепринятые отведения оказываются недостаточными. Необходимость в этом возникает, например, при аномальном расположении сердца, при регистрации

некоторых нарушений сердечного ритма и т. п. В этом случае используются правые грудные отведения (симметричные по отношению к левым), высокие грудные отведения (расположенные на одно межреберье выше стандартных) и отведения V7-9, являющиеся как бы продолжением основных отведений. Для оценки электрической активности предсердий используют пищеводное отведение, когда один из электродов располагают в пищеводе. Кроме общепринятой системы отведений, используются также отведения по Небу, обозначаемые буквами D (dorsalis – спинальное), A (anterior – переднее) и (I inferior – нижнее). Другие системы отведений (Лиана, Франка) в современной клинической практике практически не используются. Как проводится ЭКГ является очень информативным недорогим и доступным тестом, позволяющим получить много информации о сердечной деятельности. ЭКГ является записью электрической активности сердца. Запись производится с поверхности тела пациента (верхние и нижние конечности и грудная клетка). Наклеиваются электроды (10 штук) или используются специальные присоски и манжеты. Снятие ЭКГ занимает 5-10 минут.

ЭКГ регистрируют на различной скорости. Обычно скорость движения бумаги составляет 25 мм/сек. При этом 1 мм кривой равен 0,04 сек. Иногда для более детальной записи используют скорость 50 и даже 100 мм/сек. При длительной регистрации ЭКГ для экономии бумаги используют меньшую скорость – от 2,5 до 10 мм/сек. как интерпретируется ЭКГ. Каждая клетка миокарда представляет собой маленький электрический генератор, который разряжается и заряжается при прохождении волны возбуждения. ЭКГ является отражением суммарной работы этих генераторов и показывает процессы распространения электрического импульса в сердце [18,22].

В норме электрические импульсы автоматически генерируются в небольшой группе клеток, расположенных в предсердиях и называемых

синоатриальным узлом. Поэтому нормальный ритм сердца называется синусовым.

Когда электрический импульс, возникая в синусовом узле, проходит по предсердиям на электрокардиограмме появляется зубец Р. Далее импульс через атриовентрикулярный (АВ) узел распространяется на желудочки по пучку Гиса. Клетки АВ-узла обладают более медленной скоростью проведения и поэтому между зубцом Р и комплексом, отражающим возбуждение желудочков, имеется промежуток. Расстояние от начала зубца Р до начала зубца Q называется интервал PQ. Он отражает проведение между предсердиями и желудочками и в норме составляет 0,12-0,20 сек. Потом электрический импульс распространяется по проводящей системе сердца, состоящей из правой и левой ножек пучка Гиса и волокон Пуркинье, на ткани правого и левого желудочка. На ЭКГ это отражается несколькими отрицательными и положительными зубцами, которые называются комплексом QRS [10,12]. В норме длительность его составляет до 0,09 сек. Далее кривая вновь становится ровной, или как говорят врачи, находится на изолинии. Затем в сердце происходит процесс восстановления исходной электрической активности, называемый реполяризацией, что находит отражение на ЭКГ в виде зубца Т и иногда следующего за ним небольшого зубца U. Расстояние от начала зубца Q до конца зубца Т называется интервалом QT. Он отражает так называемую электрическую систолу желудочков. По нему врач может судить о продолжительности фазы возбуждения, сокращения и реполяризации желудочков. Диагностические возможности ЭКГ является ценным диагностическим инструментом. По ней можно оценить источник (так называемый водитель) ритма, регулярность сердечных сокращений, их частоту. Все это имеет большое значение для диагностики различных аритмий. По продолжительности различных интервалов и зубцов ЭКГ можно судить об изменениях сердечной проводимости. Изменения конечной части желудочкового комплекса (интервал ST и зубец T)

позволяют врачу определить наличие или отсутствие ишемических изменений в сердце (нарушение кровоснабжения). Важным показателем ЭКГ является амплитуда зубцов. Увеличение ее говорит о гипертрофии соответствующих отделов сердца, которая наблюдается при некоторых заболеваниях сердца и при гипертонической болезни [13,16]. ЭКГ, вне всякого сомнения, весьма мощный и доступный диагностический инструмент, однако стоит помнить о том, что и у этого метода есть слабые места. Одним из них является кратковременность записи – около 20 секунд. Даже если человек страдает, например, аритмией, в момент записи она может отсутствовать, кроме того запись, обычно производится в покое, а не во время привычной деятельности. Для того чтобы расширить диагностические возможности ЭКГ прибегают к длительной ее записи, так называемому монитированию ЭКГ по Холтеру в течение 24-48 часов. [18]. Иногда бывает необходимо оценить, возникают ли на ЭКГ у пациента изменения, характерные для ишемической болезни сердца. Для этого проводят ЭКГ-тест с физической нагрузкой. Для оценки переносимости (толерантности) и соответственно, функционального состояния сердца нагрузку осуществляют дозированно, с помощью велоэргометра или бегущей дорожки.

Показания к проведению ЭКГ:

1. Подозрение на заболевание сердца и высокий риск в отношении этих заболеваний. Основными факторами риска являются:

Гипертоническая болезнь для мужчин – возраст после 40 лет

- Курение;
- Гиперхолестеринемия;
- Перенесенные инфекции;
- Беременность.

2. Ухудшение состояния больных с заболеваниями сердца, появление болей в области сердца, развитие или усиление одышки, возникновение аритмии.

3. Перед любыми оперативными вмешательствами.

4. Заболевания внутренних органов, эндокринных желез, нервной системы, болезней уха, горла, носа, кожные заболевания и т.д. при подозрении на вовлечение сердца в патологический процесс.

5. Экспертная оценка шоферов, пилотов, моряков и т.д.

6. Наличие профессионального риска. По рекомендации терапевта (кардиолога) для дифференциальной диагностики органических и функциональных изменений сердца проводится электрокардиография с лекарственными пробами (с нитроглицерином, с обзиданом, с калием), а также ЭКГ с гипервентиляцией и ортостатической нагрузкой.

Снятие ЭКГ - показания для экстренного снятия: Любое из нижеперечисленных состояний у кардиологического пациента является 100% показанием к экстренной регистрации ЭКГ:

- боль в грудной клетке;
- боль в спине;
- боль в верхних конечностях;
- боли в животе; изжога;
- холодный пот;
- внезапное появление одышки;
- резкая слабость;
- головокружение; обморок;
- внезапная тошнота;
- сильное сердцебиение;
- неритмичное сердцебиение;
- перебои в работе сердца.

Многие осложнения кардиологических заболеваний (острый инфаркт миокарда, тяжелые аритмии, острые блокады) - это жизнеугрожающие

состояния. Чем быстрее поставлен диагноз, начато квалифицированное лечение - тем больше шансов на спасение [14,22].

3. Задачи автоматизированного длительного мониторинга деятельности сердца

Приём, передача и обработка сигналов в медицине. В настоящее время информационная технология растёт ускоренным процессом. Она проникнула уже во все отрасли. Можно отметить что, в медицине сейчас информационная технология стало одной из важнейших отраслей. Она используется при снятии изменений, и обработке этих изменений в органах человека. Медицинские приборы играют важную роль для снятия и обработки сигналов органов человека. Спрос медицинскими приборами очень велик, но лишь немногие их производят. Например, в России, Японии, США, Китае и в нескольких других странах производятся медицинские приборы. Эти приборы стоят очень дорого. Иногда стоимость приборов не позволяет покупать их. Из-за этого мы должны локализовать и оптимизировать структуру ЭКГ с экономической стороны с помощью новейших методов.

Для того, чтобы решить задачи оптимизации наилучшим методом нужно:

1. Усилить сигнал и вводить его в цифровом формате в компьютер с помощью прибора;
2. Поменьше использовать процесс фильтрации вводящих сигналов;
3. Прибор можно устанавливать как стационарно, так и мобильно.

Если мы решим эту задачу и произведем этот проект в Узбекистане (например, ЭКГ), то сможем увидеть рост прибыли и улучшение медицинских анализов.

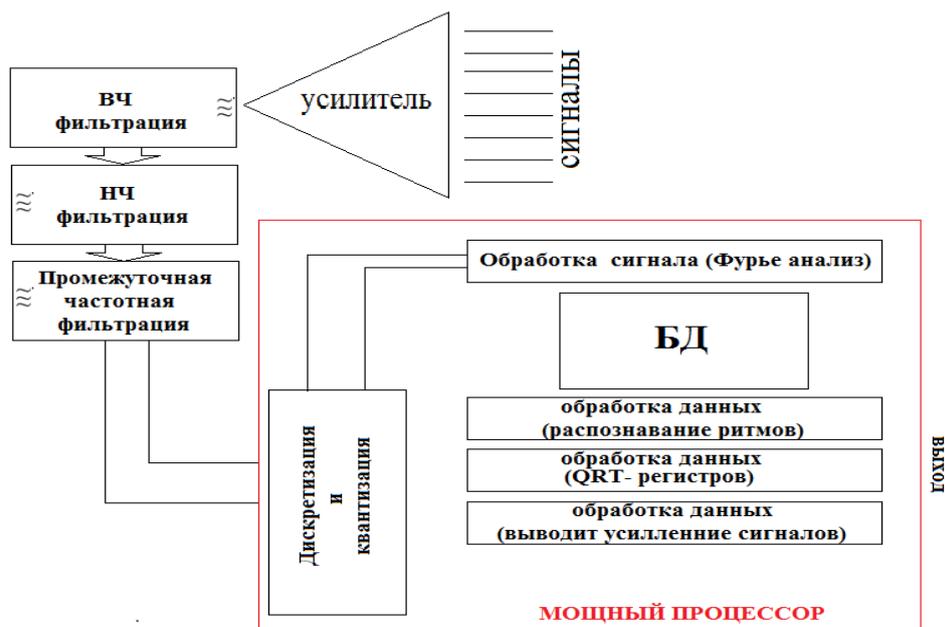


Рис. 1.2. Блок схема современного ЭКГ

На данном рисунке 1.2. видно, что многие части находятся в аппаратном блоке. Но с помощью программного языка и обработки цифровых данных можно вывести несколько блоков на компьютер. НЧ, Промежуточная фильтрация, фильтрация 2-ой степени, полные функции процессора и другие функции можно разрабатывать на компьютере. Это мы покажем на следующем рисунке 1.3., как выглядит блок схема после оптимизации.

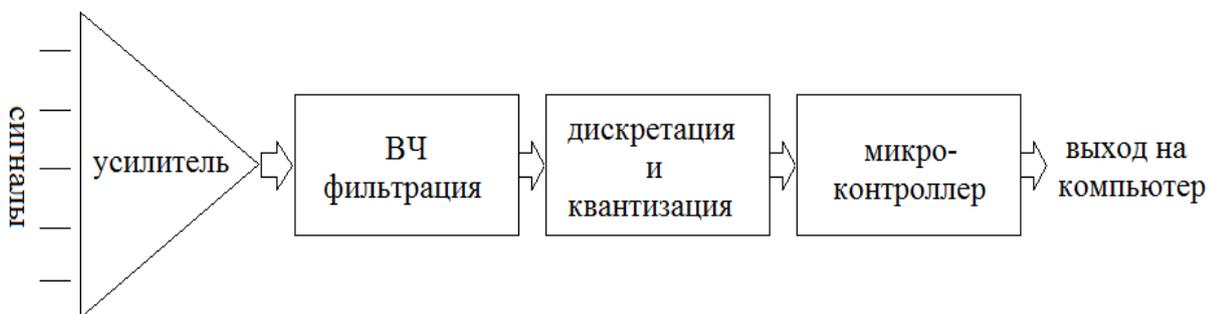


Рис. 1.3. Оптимизированная блок схема ЭКГ.

Такая эквивалентная блок схема улучшает работу и экономит деньги в производстве. Это может в дальнейшем помочь врачам ставить точную диагностику.

Современные электрокардиографы созданы по типу измерителей напряжения. Устройство электрокардиографа выглядит следующим образом:

1) *воспринимающее устройство* — электроды, которые устанавливаются на теле пациента для отслеживания разности потенциалов, которая возникает во время возбуждения сердечной мышцы; второй компонент – провода отведений;

2) *усилители* — набор катодных ламп; дают возможность повысить незначительное напряжение, обусловленное ЭДС (1-2 мВ), таким образом, данное напряжение можно зафиксировать;

3) *гальванометр* для анализа величины напряжения;

4) *фиксатор*, содержащий лентопротяжный механизм и указатель времени;

5) *блок питания* (питание подается от сети переменного тока с напряжением 127 и 220 В, иногда используются аккумуляторы).

Колебание разности потенциалов, отмечаемое при возбуждении мышцы, фиксируется электродами, которые находятся на теле пациента, и подается непосредственно на вход электрокардиографа. [9].

Это напряжение является крайне малым. Оно проходит через набор катодных ламп, за счет чего его величина возрастает в 600—700 раз. Так как величина и направление ЭДС в период сердечного цикла постоянно меняется, стрелка гальванометра фиксирует колебания напряжения, а ее колебания отмечается на потоке записав.

К примеру, если ЭКГ зафиксирована при стандартной скорости 50 мм/с, 1 мм кривой будет равно 0,02 с. Для расчета в инструментах с записью в режиме реального времени ЭКГ фиксируется на бумаге с миллиметровыми делениями.

При записи ЭКГ на фотоленте есть фиксатор времени, который отмечает на ленте специальные вертикальные полосы через временные промежутки в 0,05 с.

Мы будем использовать штреки которые могут быть подключены к электродам за измерения сигналов ЭКГ как человеческая кожа.

Плохо электрический проводник, гель низкого сопротивления будет применяться между кожей и клавиатуры улучшить проводимость.

Выводы по I главе

В первой главе диссертационной работе была подробно рассмотрена теоретическая основа проекта, были проанализированы те составляющие, которые необходимы для успешной реализации поставленной задачи.

Основными пунктами рассмотрения в первой главе стали:

- основные понятия структуры сердца;
- электрокардиография и его назначения;
- задачи автоматизированного длительного мониторинга

деятельности сердца

Таким образом, можно переходить к методической части диссертационной работы.

Глава II. Разработка структура автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца

1. Требования к функциональным блокам автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца

Двенадцати канальный автоматизированный электрокардиограф на базе блока универсального ATMEGA8 и LF347 с применением ПЭВМ предназначен для:

- высококачественного съема, отображения и анализа электрокардиограммы;
- в 12-ти стандартных отведениях, отведениях по Небу, а также мониторинг для диагностики сердечного ритма;
- автоматизированного расчета амплитудно-временных параметров ЭКГ, ведения специализированной базы клинко-электрокардиологических данных;
- имеет программу интерпретации ЭКГ по патологии ЭКГ, нагрузочной ЭКГ, variability сердечного ритма, QT – дисперсии;
- запоминание результатов ЭКГ – обследования в памяти компьютера;
- производит сопоставление электрокардиограмм и результатов интерпретации, зарегистрированных в разные периоды времени;
- обладает функцией контроля ЭКГ, интерпретации ЭКГ, ведет электронные дневники каждого обследуемого, имеет механизм поиска и сортирования групп обследуемых по разным критериям;
- гарантийный срок эксплуатации не менее 24 месяцев;
- программное обеспечение на английском языке;
- поверка оборудования производится органами стандартизации РБ.

Технические характеристики:

- синхронный съем ЭКГ по 12-ти отведениям с отображением в виде движущегося графика в реальном времени на экране монитора;
- автоматизированный расчет следующих параметров ЭКГ: о интервалов P, PQ, Q, QRS, R, S, ST, T, QT; о амплитуд P, R, T; о пульса; о систолического показателя сердца;
- хранение ЭКГ в памяти ПЭВМ;
- вывод на печать всего массива информации, либо любых его фрагментов по выбору врача;
- КОСС (параметр помехозащищенности) не менее 200 000 в каждом канале;
- динамический диапазон 0,03 – 5 мВ;
- скорость регистрации 25/50/100 мм/с;
- чувствительность 5/10/20 мм/мВ;
- частота дискретизации 500 Гц/канал;
- двухступенчатая защита от импульсов дефибрилляции;
- погрешность < 2%;
- удобный, компактный, легкий (0,7 кг).

Комплект поставки:

- Блок электрокардиоизмерительный со встроенным экранированным кабелем пациента;
- ПЭВМ с ЖКИ монитором ;
- Программное обеспечение (ПО покоя или стресс-теста) ;
- Стойка универсальная с регулируемым штативом;
- Комплект электродов (грудные + прижимные).

2. Электронные усилители и фильтрации сигнала

Электронные усилители широко применяются в медицине для записи небольших по величине электрических потенциалов сердца, мышц и мозга человека. Они употребляются также для увеличения электрических сигналов от датчиков, управляемых различными функциями организма. Электронные усилители используются в таких многоканальных комплексах как *электрографы* и *полиграфы* в диагностических и научно-исследовательских целях [11,16]..

Электронные усилители широко используются в биологических и медицинских исследованиях как составные части многих измерительных и регистрирующих приборов для повышения их чувствительности. Такая необходимость возникает, в частности, при измерении и регистрации биоэлектрической активности органов и тканей на осциллографах. Осциллографом называют любое устройство для регистрации колебательных процессов в координатах «отклонение — время». Осциллографы, используемые обычно в клинко-физиологических исследованиях, требуют для полного отклонения величины в десятки и сотни вольт напряжения (электроннолучевые, электромеханические или чернильнопишущие осциллографы) или десятков миллиампер тока (электронно-оптические, или шлейфные), что в тысячи и сотни тысяч раз превышает величину биоэлектрических колебаний. Это противоречие устраняется применением электронных усилителей.

В соединении с измерительными преобразователями неэлектрических величин в электрические (датчики) электронные усилители позволяют регистрировать различные и весьма слабые биофизические и биохимические реакции и процессы в живом организме (пульсовые волны, тоны и шумы сердца, насыщение крови кислородом и др.) и передавать усиленные колебания по радио или телефону (телеметрия). Электронные усилители используются также в приборах для

формирования и усиления электрических колебаний различной формы в целях воздействия на органы и ткани (электронные стимуляторы), а также для управления подачей световых и звуковых раздражителей (фотофоностимуляторы).

Типы усилителей. В медицинских приборах используется много различных типов усилителей, каждый из которых имеет специфическое назначение, например усилитель слабых биоэлектрических потенциалов, отводимых от тела.

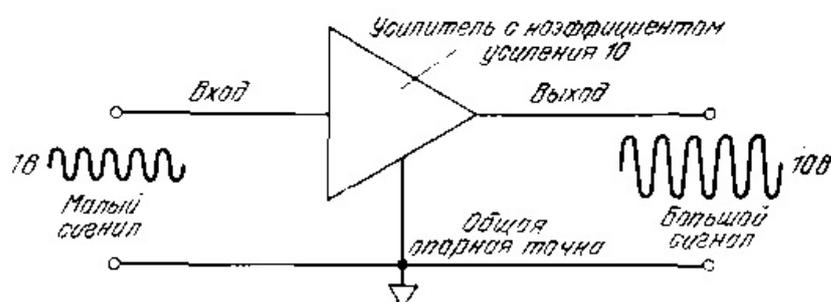


Рис.2.1. Простейший усилитель

Рассмотрим схему простого усилителя. Для обозначения усилителя на схемах обычно используется треугольник, как показано на рис. Усилитель, показанный на рис., имеет коэффициент усиления 10. Это значит, что при подаче на вход сигнала напряжением 1 В напряжение выходного сигнала равно 10 В. Следует отметить также, что некоторые усилители перевертывают сигнал, так что выходной сигнал представляет собой обращенную копию входного [19,25].

В других случаях выходной сигнал правильно воспроизводит входной. Коэффициент усиления усилителей, используемых в медицинских приборах, обычно 100... 100 000. В некоторых усилителях предусмотрены регулировки усиления или чувствительности, которые позволяют выбирать требуемый коэффициент усиления. Калибровка была определена ранее как регулировка прибора таким образом, чтобы его выходной отсчет соответствовал реальному значению измеряемой

переменной. В общем случае калибровка включает и регулировку коэффициента усиления усилителя.

Для усиления очень малых сигналов при наличии электрических помех используются специальные усилители, называемые дифференциальными. Дифференциальный усилитель имеет три клеммы, одна из которых является опорной для двух других. Один входной сигнал может быть приложен между клеммой 1 и опорной, другой — между клеммой 2 и опорной. При этом выходной сигнал является усиленной копией разности двух входных сигналов, что и отражается в названии «дифференциальный».

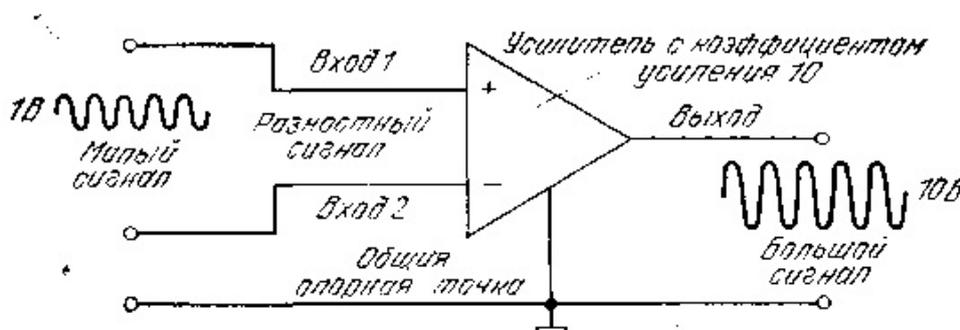


Рис.2.2. Дифференциальный усилитель, усиливающий разностный сигнал 1В

Предположим, что необходимо усилить напряжение (разность потенциалов) между двумя ЭКГ электродами. На рис. показано, что электроды А и В подключены к клеммам 1 и 2 усилителя соответственно. Третий электрод на ноге пациента служит опорным и подключается к опорной клемме усилителя. Сигнал, который появляется между электродом А и опорным, подается на вход 1, сигнал, возникающий между электродом В и опорным электродом, — на вход 2. Однако измеряемый сигнал ЭКГ представляет собой разность потенциалов между электродами А и В. Так как выходной сигнал представляет собой усиленную копию этой разности, то мы и получаем усиленный измеряемый сигнал. Однако

каждый из двух ЭКГ электродов улавливает почти идентичные напряжения помех. При подаче их на два входа дифференциального усилителя усиливается их разность. Так как разность двух почти идентичных значений равна практически нулю, то мешающие напряжения вычитаются и усиливается только полезный сигнал (напряжение между электродами А и В), хотя при этом напряжения помех на отдельных входах могут быть значительно больше напряжения полезного сигнала. Если два ЭКГ электрода просто подключить ко входу и к опорной точке простейшего усилителя, то и сигнал ЭКГ и мешающее напряжение будут усиливаться одновременно. И если помеха будет больше полезного сигнала ЭКГ, то последний может быть просто потерян.

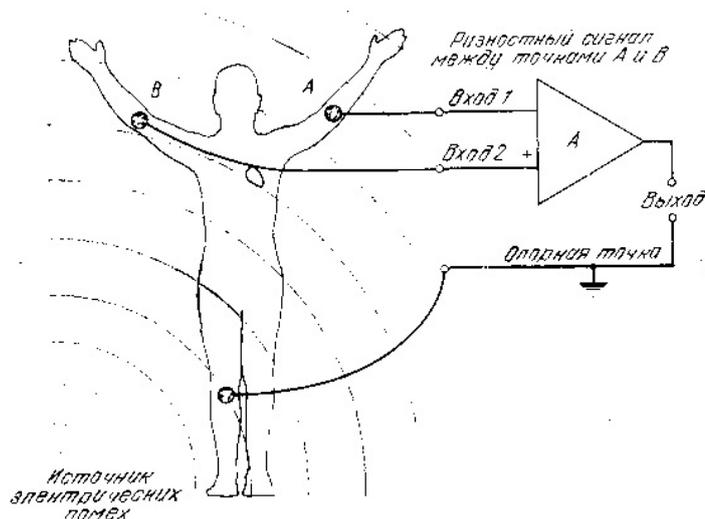


Рис.2.3. Дифференциальный усилитель, используемый для усиления сигнала ЭКГ (наведенные на тело сигналы одинаковы на обоих входах усилителя)

Напряжение помехи одинаково на клеммах Рис.2.2 и Рис.2.3. На рис. показано вычитание одинаковых сигналов в дифференциальном усилителе. Способность такого усилителя вычитать одинаковые сигналы, поступающие на его входы, называется резекцией общего сигнала. Степень, в которой усилитель способен уменьшать воздействие общего сигнала на выходной, называется коэффициентом резекции общего

сигнала (КРОС). Чем выше этот коэффициент, тем в большей степени усилитель способен уменьшать помехи. Типичные значения КРОС для медицинских усилителей достигают нескольких сот тысяч. Если, например, усилитель имеет КРОС 100 000, то это означает, что он будет лучше реже тировать общий сигнал, чем усилитель, имеющий КРОС, равный 1000. Типичное значение КРОС для некоторых медицинских усилителей 50 000, однако высококачественные медицинские усилители могут иметь КРОС даже 500 000. Рассмотрим типичный дифференциальный усилитель ЭКГ с коэффициентом усиления 1000 и КРОС 100 000. Поданный на него разностный сигнал будет усиливаться в 1000 раз. Однако общий сигнал будет усиливаться только в 1/100 раза. Если КРОС равен 200 000, то общий сигнал будет усиливаться в 1/200 раза. Другими словами, полезный сигнал (сигнал ЭКГ) будет соответствующим образом усиливаться и может быть отображен на дисплее, а мешающий общий сигнал (в данном случае шум), который может быть значительно сильнее сигнала ЭКГ, будет подавляться и не попадет на экран дисплея. Важно понять это основное различие: биопотенциалы усиливаются соответственно максимальным возможностям усилителя, а шумы или общие сигналы уменьшаются пропорционально значению КРОС. Теоретически для идеального дифференциального усилителя КРОС должен быть бесконечным, а шумовой сигнал равен нулю. Если две входные клеммы дифференциального усилителя соединить вместе и подать сигнал между ними и опорной точкой, то выходной сигнал будет равен нулю. На рис. показана схема идеального дифференциального усилителя при подаче на его вход общего сигнала.

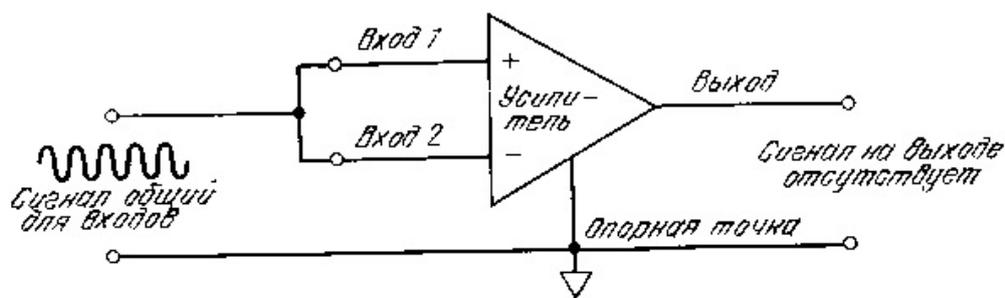


Рис.2.4. Дифференциальный усилитель, режектирующий общий сигнал, поданный на его входы

Режим работы усилителя существенно зависит от типа межкаскадной связи. Чаще всего используют *усилители постоянного и переменного тока*.

Усилители постоянного тока способны увеличивать силу тока и напряжение как постоянного, так и переменного тока.

Усилители переменного тока предназначены для увеличения силы и напряжения переменного тока. Усилители постоянного тока используют для увеличения постоянного напряжения или электрических колебаний низкой частоты. Чаще применяют усилители переменного тока в соответствии с параметрами усиливаемого электрического колебания, что предусмотрено характеристиками соответствующих усилителей.

Сигнал от электродов состоит из малых сигналов переменного тока напряжением (до 5 мВ), большая Переменного тока синфазного компонента (до 1,5 В) и большой переменной составляющей тока (до 300 мВ). Основные характеристики производительности

ЭКГ усилителей для этого приложения можно резюмировать следующим образом:

- -3 дБ на 0,05 пункта до 100 Гц
- Допуск входного напряжения (уровня В зависимости от типа электрода) без участия стадии насыщения.

- общий коэффициент усиления в диапазоне 200-1000 (40 - 60 дБ), с максимальной входной сигнал около ± 5 мВ в без выходной каскад насыщенности.

- Дифференциальный входное сопротивление > 5 мОм всей полосе частот

- Подавление синфазной отношение (КОСС) > 60 дБ

- Для двухэлектродным усилителя, входы должны терпеть крайней мере $3\mu\text{A}$

общий режим ток на входе, без насыщения входного каскада

- Низкое энергопотребление (<1 мВт) Дизайн, основанный на техническую записку в *Медицинская и биологическая инженерия & Вычисление*

Превышает эти спецификации и работает на одном состава питание 3,3. Дизайн было бы значительно проще и дешевле, если более высоким напряжением, двусторонняя поставки были доступны (± 10 В или около того). Тем не менее, время автономной работы в эта система является ключевым, поэтому количество регулируемых поставки не должны быть сведены к минимуму, поскольку нет Регулятор на 100% эффективным. Напряжение питания из цифровых компонентов не может быть ничего кроме 3,3, так что более гибкая аналоговый Схема была обойти это. Ниже приводится краткое объяснение для его функционирования; см. Справочное более подробно. На Рис. 5 показана упрощенная схема усилителя. Каждый из дифференциальные входы буферизуются и АС отделена от конденсатора С и резисторов R 3 , многое, как инструментальный усилитель. дифференциальные усилители, которые следуют друг за усиливать половины дифференциального входного сигнала и их выходы будут добавлены усиливаются, несимметричного сигнала привязаны к Напряжение 0 железной дороге.

Математически

$$\begin{aligned}
 V_{out} &= A_d(V_a - V_b + V_c - V_d) \\
 &= A_d \frac{s2R_3C}{1 + s2R_3C} (V_{inP} - V_{inN})
 \end{aligned}
 \tag{2.1}$$

гостиница

$$\begin{aligned}
 \frac{I_{R2}}{I_{R3}} &= \frac{R_3}{R_2} \\
 I_{R1} &= I_{R2} + I_{R3} = \left(1 + \frac{R_3}{R_2}\right) I_{R3}
 \end{aligned}
 \tag{2.2}$$

ВЧ частота среза определяется $2R_3C$.

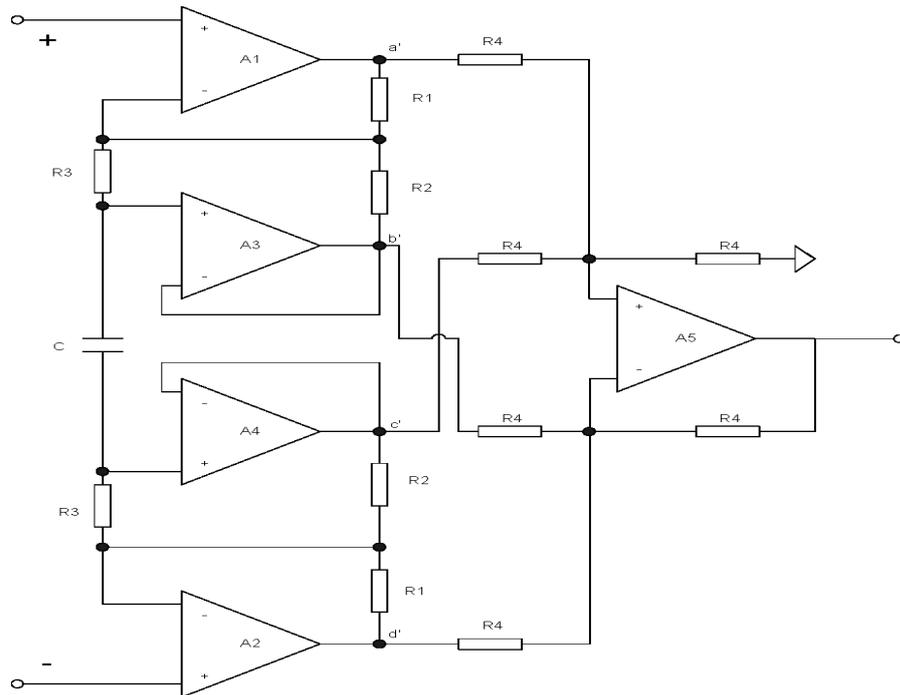


Рис.2.5. Подробные цепи

На Рис.2.5. показан более подробный цепи. 1-4 образуют входной каскад; 1 и 2 являются Основные этапы усиления и 3 4 являются единичным усилением буферов. R3 и R4 практически параллельно в качестве напряжения A3 и A4 входа равна их продукция напряжений, так: A1 и A2 усилители взять половину дифференциального сигнала переменного тока в каждой. Постоянная составляющая фильтруется C и появляется в A3 и A4 выходов[12,25]..

Наша ЭКГ тоже состоит из усилителей. Потому что электрические поля сердца очень низкие и счёт усилителей зависит от функциональности

прибора ЭКГ. Например, 3, 5, 7, 12 каналные ЭКГ. Они различаются от простых усилителей и называются экспериментальные усилители. В этих усилителях входной сопротивлению очень велики и сборке усилителя ставят основные задачи:

1. Используемые детали усилителя не должно создавать много помех;
2. Используемые детали усилителя не должно действовать реакции на остальных деталей.

Многие компании производят радиодетали для медицинских приборов. Одно из компаний которая производит специальные микросхем AD642 и OP97 это «NATIONAL INSTRUMENTAL» (США). Их используют для усиление био-сигналов. Но, они являются дорогими с экономической стороны сравнивая функции и редко использоваться. Место него мы используем и предлагаем собранный схему много использовавший и недорогих деталей.

Этот простой усилитель в отличие от звуко-частотный усилителя имеет очень высокое входное сопротивление (от 1 до 100Мом) и полюса. Каждый входной электрод состоит не 2, а 3х. Он имеет свойства усиливает половину сигнала каждого электрода относя земли.

Долгосрочные электрокардиограммы мониторинг играет важную роль в сердце.

Болезнь анализа. Цель состоит в том, чтобы автоматизировать классификации ЭКГ события дальнейшему повышению медицинской помощи. В порядке правильно классифицировать сигнала ЭКГ, надежный извлечения параметров ЭКГ необходимо. Поэтому сигнал должны сначала избавиться от шум для того, чтобы получить точные ЭКГ параметрами. Таким образом, логический поток данных будет сначала удалить столько шума, как возможна от ЭКГ, то обнаружить соответствующие параметры и, наконец, используя эти параметры и отфильтрованный сигнал, классифицировать ЭКГ сигнала.

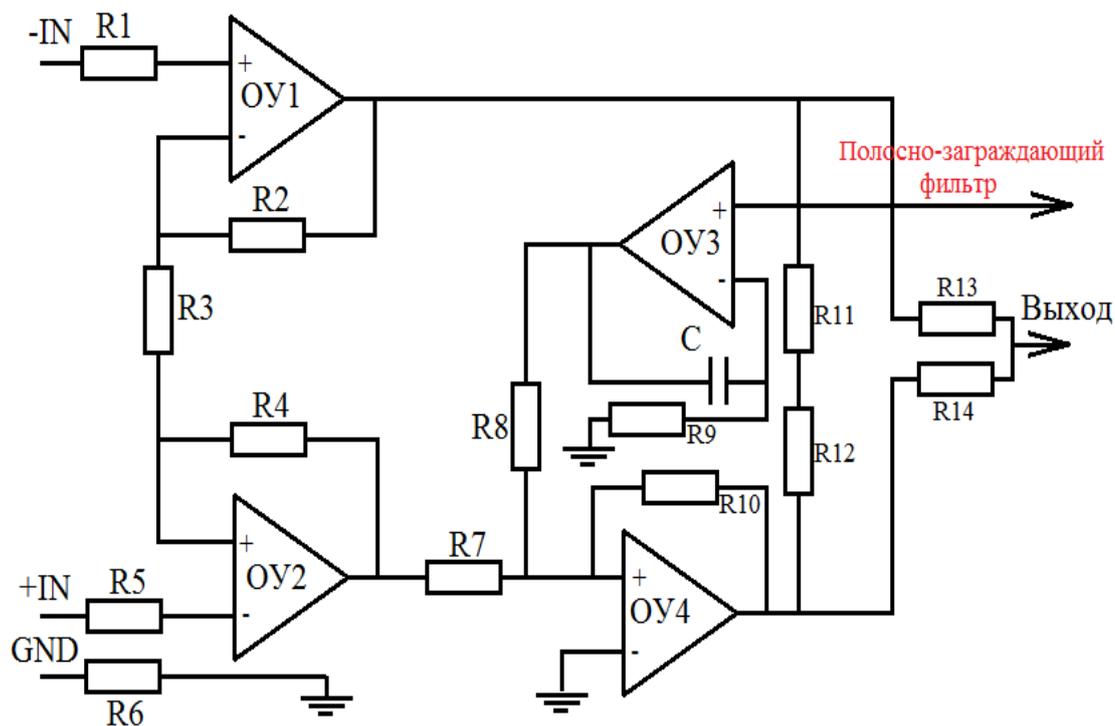


Рис. 2.6. Инструментальный усилитель

Фильтрации сигнала ЭКГ. До фильтрации сигнала ЭКГ, мы должны прежде оценить истинное сигнала. Один период ЭКГ обычно разбит на сегменты 5 - P, Q, R, S и T (иногда дополнительная волна U является наблюдается, но это не влияет на фильтрацию. Поскольку волновая U содержит около те же компоненты, как частота волны T). Q, R и S частей сигнала ЭКГ как правило, объединяются в единый термин, известный как комплекса QRS. P и T волны определяются из своих позиций по отношению к комплекса QRS - P-волны, происходящие до комплекса QRS в то время как зубца T придет после. Теоретическая кривая ЭКГ как видно из свинца II показана на *рис. 2.6*. Следует также отметить, что пропускная способность всех 12 отведений ЭКГ идентична. Поэтому, если фильтр предназначен для сохранения пропускной способности этого, то Фильтр может быть использован на всех 12 ведет. Даже при том, что фильтр не может быть оптимизирована для всех на входные выходы, используя один фильтр резко снижает сложность системы. Следовательно это дизайн

компромисс, что мы готовы сделать, так как мы всегда можем компенсировать это в параметра обнаружения и классификации разделах.

Теперь, когда мы определили важные сегменты ЭКГ сигнала мы знаем точно, что устранить в шумном ЭКГ. 29 показана ЭКГ дискретизации 500 Гц, что является загрязненных 50Гц от источников питания и низкой частоты движения мышц (Примерно 0,5 Гц) XXI . Окна фильтра был разработан в Matlab / Simulink XXII , который сгенерировал минимум число коэффициентов для КИХ-фильтра в полосе пройти все сигналы от 5 Гц и 40 Гц. Причина этого в том, что типичная частота. Компоненты диапазон ЭКГ сигнала от 10 до 25 Гц XXIII . Во многих алгоритмах высоко- и низкочастотная фильтрация делается отдельно.

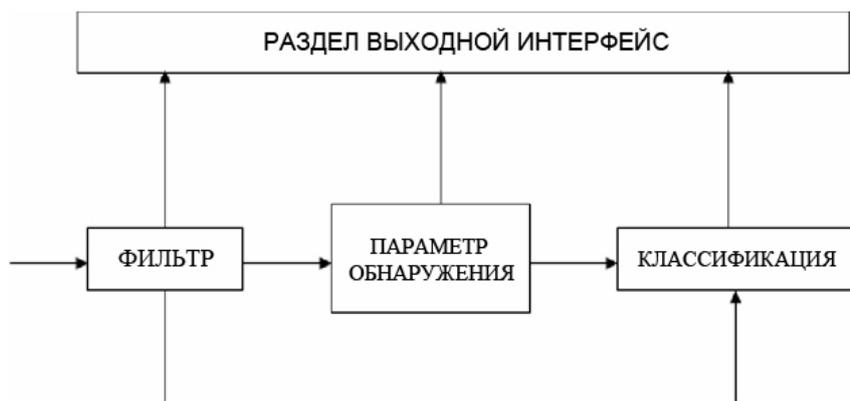


Рис. 2.7. Схема, показывающая поток данных ЭКГ сигнала

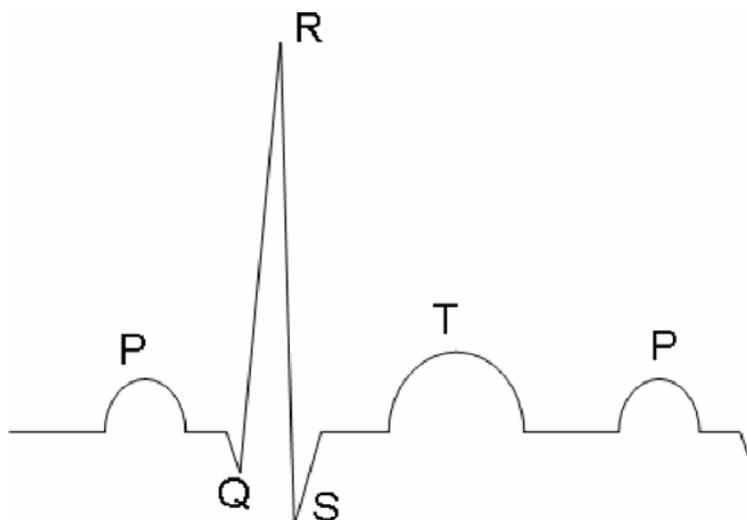


Рис.2.8. Схема ЭКГ определение P, Q, R, S и T сегментов

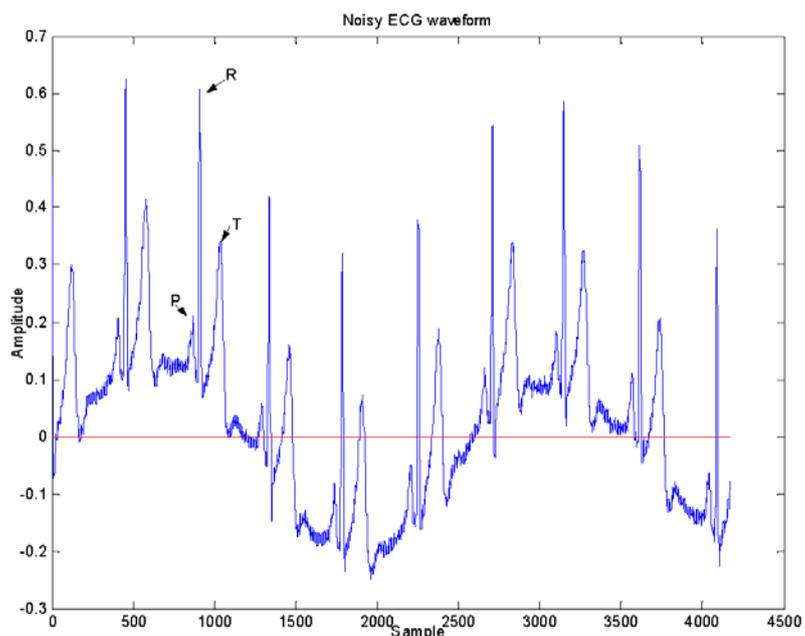


Рис. 2.9. Шумная ЭКГ

Отфильтрованный сигнал затем используется для параметра обнаружения и лассификации ЭКГ.

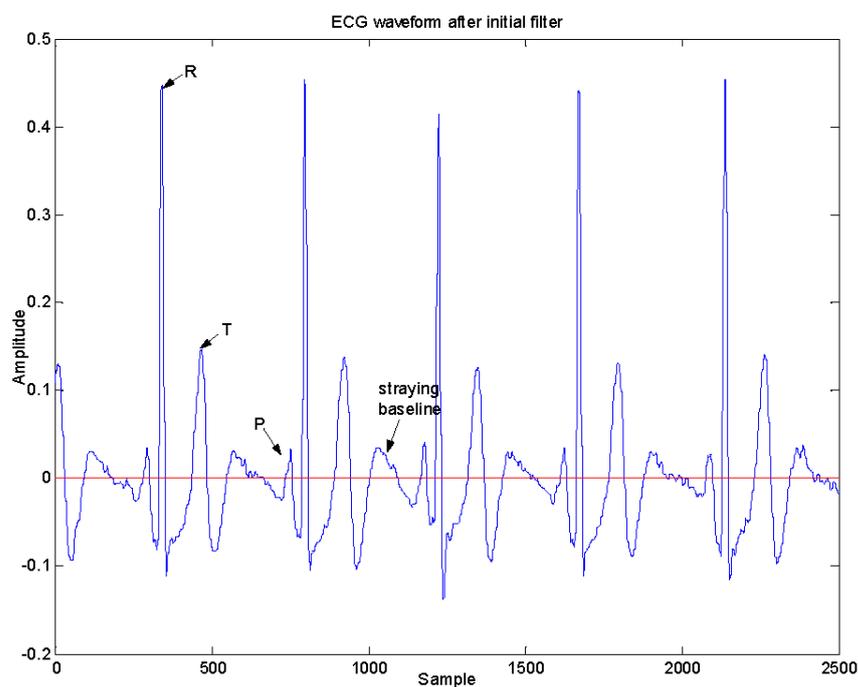


Рис. 2.10. Показывает отфильтрованный сигнал

Отходит базового трудно удалить, используя только линейные методы (кроме того, Входной сигнал считается очень шумно, как по

сравнению с входом обычных ЭКГ и просто использовать в качестве демонстрационной упражнения). Адаптивной нелинейной и линейной.

В методах, описанных в XXIV приведены результаты большего отношения сигнал-шум (SNR), выход. Однако, как отмечалось ранее, с использованием всех 12 отведений можно компенсировать этот отход базовой ошибкой в обнаружении параметров и ЭКГ.

3. Функциональная схема автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца

Спецификация на приобретение Устройство том, что она должна быть способна на запись до 12 каналов, 12 бит на канал на 500 Гц, на карту памяти, которая читается на стандартном ПК, оснащенной подходящими картами. ЖК-дисплей с встроенным системой меню должна обеспечивать контроль над всеми функциями. Следующие конструкции полностью соблюдают эту спецификацию. CompactFlash карта была выбрана потому, что предлагается наибольшее количество памяти для низкой стоимости (4 Гб карта расходы \$ 10 в момент написания статьи). Параллельный интерфейс совместимый с шиной IDE и относительно просто ездить с микроконтроллером и немного клея логики [13,22].

Вполне возможно заменить Compactflash на ATA жесткий диск для хранения до 137 ГБ данных. Файловая система полностью совместима с FAT16 техническими характеристиками и РС читаемым, с для поддержки длинных имен. ЭКГ хранятся файлы в. ЭКГ файл формата, который мы определили себя. Пользовательский интерфейс состоит из 4x20 символов ЖК-дисплей и четыре кнопки для управления встроенные системы меню. Существуют два Режимы работы: режим врачом и пациентом режиме. Врач режим позволяет конфигурация устройства на более сложном уровне, что дает параметры, такие как количество каналов Параметры записи и события стимуляции. Режим пациента позволяет пациенту

сигнализировать события - такие, как опыт на боли в груди или начале осуществления - в простой и удобной для пользователя форме.

Переключатель, расположенный под заслонка гарантирует, что пациент никогда не случайно Врач входит в меню. Все конфигурации данные могут быть сохранены в файле поточным виде или альтернативно на диске Compactflash качестве Config.dat файла. Этот файл можно редактировать с помощью небольшие окна программы, чтобы сэкономить необходимость навигации по меню на самом устройстве.

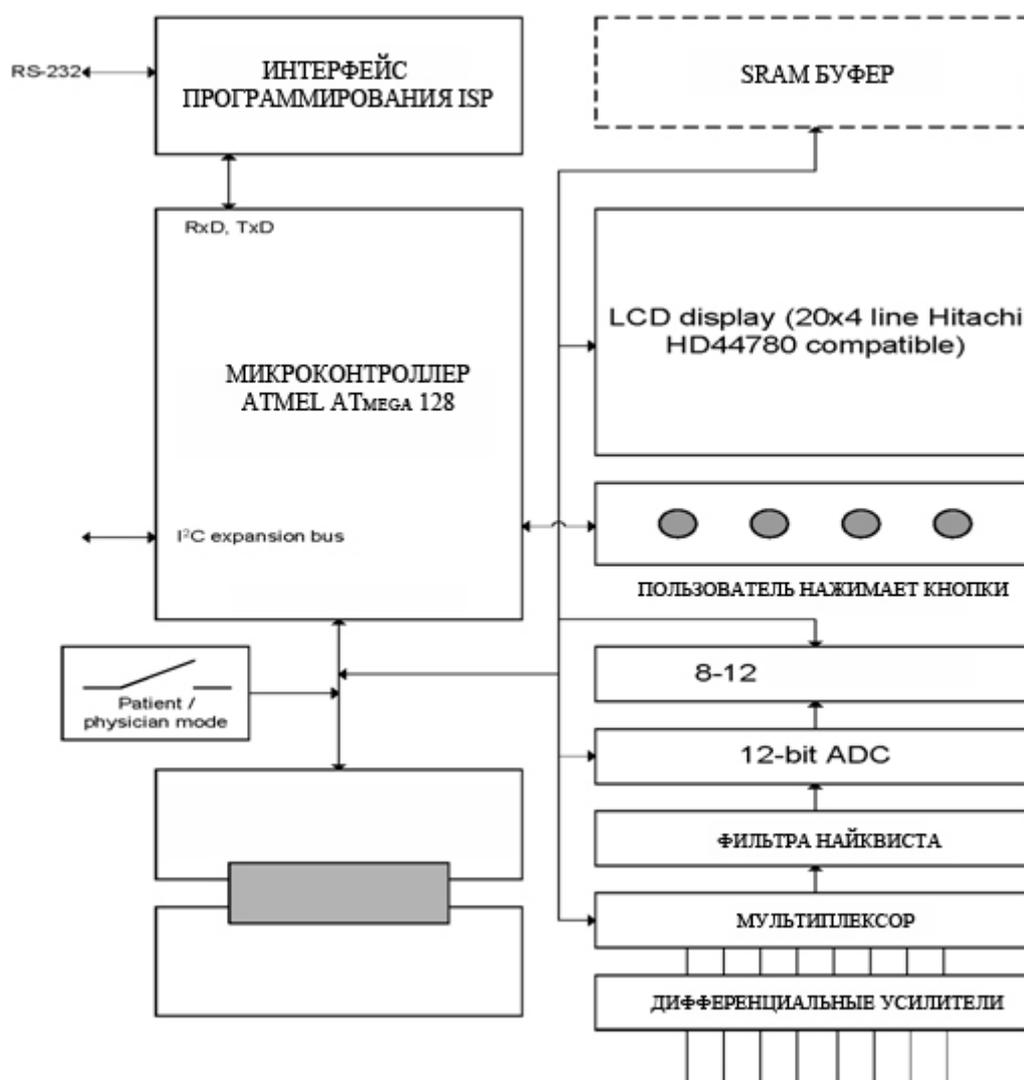


Рис. 2.11. проекта верхнего уровня, связанные с приобретением устройств

Питание. Это устройство является полностью автономным и с батарейным питанием, без внешнего источника представить при

нормальной работе. Необходимые меры были меры для сохранения низкого энергопотребления, помогли в значительной степени, выполнив всю систему из одно регулируемое питание 3,3. Сама батарея до сих пор не был выбран, но Линейный Технология LT1300 импульсный блок питания может регулировать питание 3,3 с входным напряжения от 1,8-10В, позволяющий для широкого ассортимент аккумуляторных батарей, которые будут использоваться. Уход также были приняты для развязки питания рельс на вход устройства. Каждое устройство имеет трех параллельных конденсаторов: 10 мкФ, 10 нФ и 910pF, три используются, потому что индуктивные реактивное высокой стоимостью устройств увеличивается с частоте, так что конденсатор 10 мкФ уже было бы недостаточным, чтобы полностью отделить питания.

Аналоговых компонентов также использовать ферритовые HF70 дроссель предоставить дополнительные шумы питания подавления. С высоким коэффициентом усиления аналоговых компонентов должны быть заключенная в экранированный корпус алюминий. Сама система может быть помещена в пластиковую коробку как цифровая схема не будет значительной степени зависит от окружающего шума. Дизайн этих корпусов еще не принял место, так как решение не может быть принято до РСВ был разработан. Мы будем использовать неинвазивные самоклеящиеся площадки которые могут быть подключены к электродам за измерения сигналов ЭКГ. Как человеческая кожа. Плохо электрический проводник, гель низкого сопротивления будет применяться между кожей и клавиатуры улучшить проводимость. 12 отведений ЭКГ используется для состоять из 6 конечности провода и 6 грудных отведениях. 6 отведениях от конечностей может быть разбита на 3 биполярных отведениях от конечностей обозначается I, II и III и 3 дополнен однополярного отведениях от конечностей обозначают AVR, AVL и AVF.

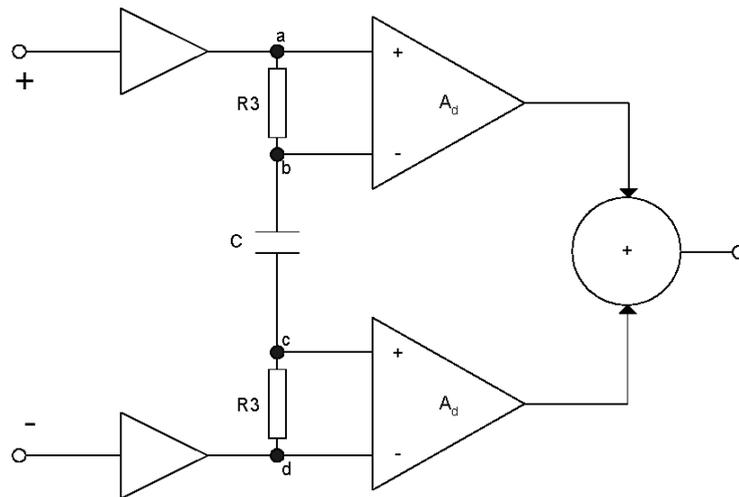


Рис. 2.12. Основная концепция схемы усилителя

Таблица 2.1. Подложечная размещения электродов

Lead	Placement
V1	Right 4 th intercostal space
V2	Left 4 th intercostal space
V3	Halfway between V2 and V4
V4	Left 5 th intercostal space, mid-clavicular line
V5	Horizontal to V4, anterior axillary line
V6	Horizontal to V5, mid-axillary line

Один из спецификаций сказано, что усилитель должен терпеть синфазное токов по крайней мере 3μA на вход. С 3,3 Напряжение питания это не может быть сделано с пассивным компонентами. В результате общий режим входное сопротивление уменьшается напряжение контролируемых источников тока использовании отрицательных шунтирующих шунт обратной связи, показано на. Рис.12. Если текущий Источник крутизна GM , то:являются синфазные и дифференциальный вход опротивления соответственно.

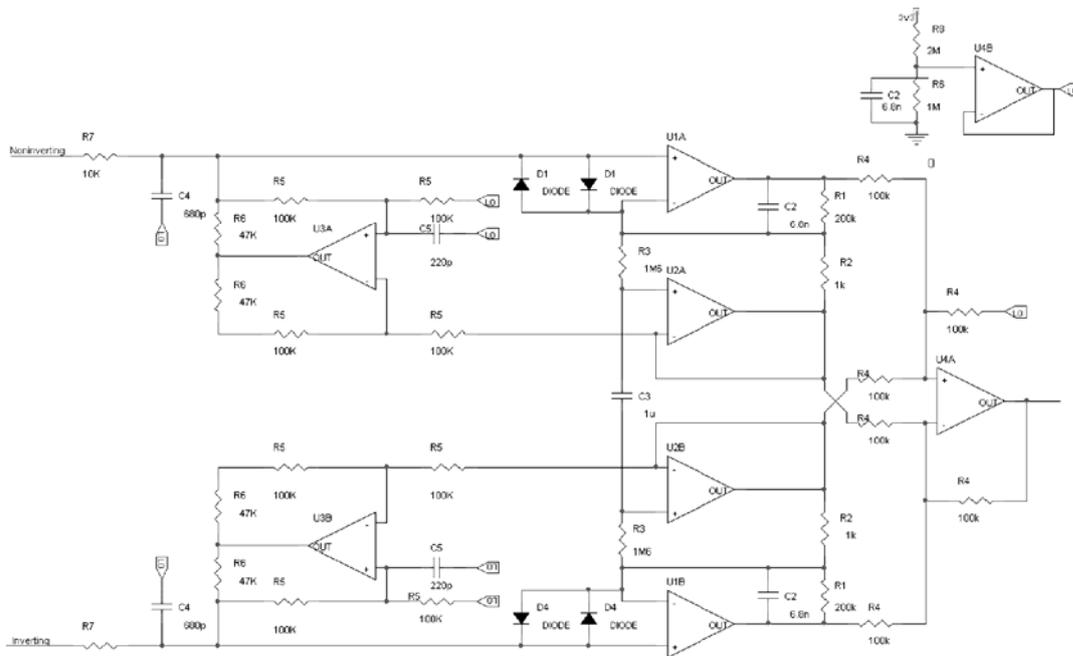


Рис. 2.13. Практическая реализация усилителя

На Рис. 2.13 показана практическая реализация этого усилителя. Она питается от одного 3,3 напряжения питания. Земля сигнала установлен на одно третий напряжения питания с учетом синфазное напряжение. Диоды предохранять запираение цепи, RC сетей отделить цепи от радиочастотных помех и C5 конденсаторы схемы обеспечения стабильности.

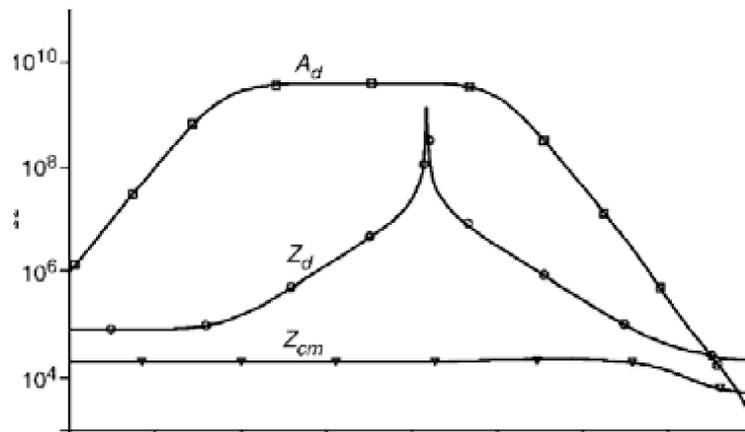


Рис. 14. Смоделированные прибыли и дифференциального и синфазный входной импеданс цепи

Показаны смоделированные приемы и дифференциального и синфазный входной импеданс цепи. Полоса частот 0,05-100Гц, может терпеть до 50 мкА синфазных токов и до чтобы около 2В дифференциального сигнала постоянного тока. Нынешний Потребление 150μА (0.45mW) при 3,3 напряжения питания. ОРА2336 маломощных операционных усилителей были использованы. Двенадцать отведений состоит из трех биполярных отведений от конечностей, три дополненной однополярного отведений от конечностей и шести грудных отведений.

4. Разработка алгоритмов обработки сигнала

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

Важность, решения проблемы повышения качества жизни людей в аспекте раннего диагностирования и своевременного лечения различных кардиологических заболеваний не вызывает сомнений у исследователей. Особо, актуальным при этом является процесс автоматизации задач анализа огромного массива электрокардиографической информации. Начало восьмидесятых годов прошлого столетия ознаменовано появлением нового направления в области обработки данных - вейвлет-анализа. Его успешное применение во многих практических и теоретических приложениях косвенно свидетельствует о неисчерпаемых возможностях вейвлет-методов и постоянно стимулирует поиск новых задач.

Не отвергая значимость анализа Фурье, применяемого в настоящее время в большинстве случаев для анализа электрокардиографических сигналов (ЭКГ-сигналов), вейвлет-методы успешно дополняют, а иногда способны и полностью заменить обработку данных традиционными

методами. [13]. Так, например, Фурье-анализ способен показать поведение сигнала в частотной области, оставляя открытым вопрос о локализации во времени различных компонент сигнала.

Большинство медицинских сигналов имеет сложные частотно-временные характеристики. Как правило, такие сигналы состоят из близких по времени, короткоживущих высокочастотных компонент и долговременных, близких по частоте низкочастотных компонент.

Для анализа таких сигналов нужен метод, способный обеспечить хорошее разрешение и по частоте, и по времени. Первое требуется для локализации низкочастотных составляющих, второе – для разрешения компонент высокой частоты. Вейвлет-преобразование является одним из таких методов, завоевавшим популярность в столь разных областях, как телекоммуникации, компьютерная графика, биология, астрофизика и медицина. Благодаря хорошей приспособленности к анализу нестационарных сигналов оно стало мощной альтернативой преобразованию Фурье в ряде медицинских приложений. [11,14]. Так как многие медицинские сигналы нестационарные, методы вейвлет анализа используются для распознавания и обнаружения ключевых диагностических признаков.

Преобразование Фурье представляет сигнал, заданный в некоторой временной области, в виде разложения по ортогональным базисным функциям (синусам и косинусам), выделяя таким образом частотные компоненты [11,15]. Недостаток преобразования Фурье заключается в том, что частотные компоненты не могут быть локализованы во времени, что накладывает ограничения на применимость данного метода к ряду задач (например, в случае изучения динамики изменения частотных параметров сигнала на временном интервале).

Существует два подхода к анализу нестационарных сигналов такого типа. Первый – локальное преобразование Фурье (short-time Fourier transform). Следуя этому пути, мы работаем с нестационарным сигналом,

как со стационарным, предварительно разбив его на сегменты (окна). Второй подход – это вейвлет-преобразование. В этом случае нестационарный сигнал анализируется путем разложения по базисным функциям, полученным из некоторого прототипа путем сжатий, растяжений и сдвигов. Функция прототип называется материнским, или анализирующим вейвлетом. В работе было использовано алгоритм Фурье. Классическим методом частотного анализа сигналов является преобразование Фурье, суть которого можно выразить формулой (1)

$$C(\omega) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} y(t) \cdot e^{-i\omega t} dt; \quad (1)$$

Результат преобразования Фурье – амплитудно-частотный спектр, по которому можно определить присутствие некоторой частоты в исследуемом сигнале. В случае, когда не встает вопрос о локализации временного положения частот, метод Фурье дает хорошие результаты. Но при необходимости определить временной интервал присутствия частоты приходится применять другие методы.

Выводы по II главе

Во второй главе диссертационной работы была показана разработка автоматизированного комплекса и рассмотрены сравнение усилителей с другими усилителями.

Основными пунктами рассмотрения во второй главе стали:

- Требования к функциональным блокам автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца;
- Электронные усилители и фильтрации сигнала;
- Функциональная схема автоматизированного комплекса длительного мониторинга деятельности сердца.
- разработка алгоритмов обработки сигнала.

Теперь можно перейти к разработке и реализации автоматизированного комплекса длительного мониторинга сердца.

Глава III. Разработка программы автоматизированного комплекса для длительного мониторинга деятельности сердца

1. Разработка алгоритма программы длительного мониторинга деятельности сердца

Программное обеспечение допускает много различных конфигураций устройства, но его работы можно разделить на две основные группы: *Холтеровское* и *событий*. Холтеровского монитора записи ЭКГ данные непрерывно и полезно для людей, которые испытывают частые проблемы с сердцем. Это требует большое количество свободного пространства. Монитор событий срабатывает либо при пользователь нажимает кнопку или устройство автоматически обнаруживает проблемы, такие как тахикардия или bradycardia. Они требуют меньше памяти, как они записывают только на короткие периоды.

Файл Описание. esg.c "Основную" программу, которая делает звонки во все функции драйвера. Это содержит все загрузочные и самотестирования подпрограмм, процедур обработки прерываний и основной цикл программы. user.c Ничьи встроенные системы меню и реагирует на действия пользователя.

Содержит функции для чтения и записи

Данные конфигурации. uart.c
Серийный драйвер для отладки. fat.c
Драйверы для файловой системы
FAT16. ata.c
Драйвер для управления А
ТА диска или карты Compact Flash. a2d.c
Драйвер для аналого-цифрового конвертер. lcd.c

Драйвер для LCD и некоторые функции для управления курсором. i2c.c
Драйвер для Я 2
С автобусом. systimer.c
Содержит процедуры низкого уровня синхронизации.

Таблица 3.1: Описания файлов

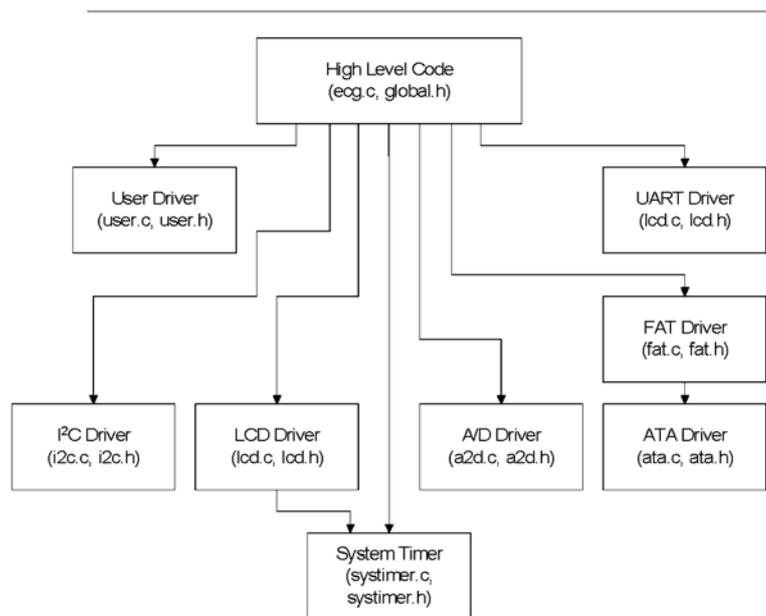


Рис. 3.1. Иерархия код

Некоторые из них имеют "петля" памяти, которая непрерывной записи данных, то выбрасывает его, если это не является обязательным. Если позволяет время, и это можно добавить буфер SRAM на устройство. Затем цикл памяти будут реализованы.

Формат файлов. Файлы имеют ЭКГ. ЭКГ расширения и содержат временным разделением мультиплексированных данных до 12 каналов в один файл. Файл разделен на 2 КБ (четыре сектора) кадров. Целесообразно использовать фреймы кратных из двух секторов, чтобы упростить FAT драйверов проектирования и отладки. Длина кадра был также определяется ограничениями оперативной памяти; только 4 КБ ОЗУ доступно на

процессоре и по крайней мере 512 байт будет необходимо для запуска дисплей, АТА водитель и файловой системы. Ниже приводится определение ЭКГ кадре. Длины предположить, 12-разрядный 8-канальный записи (остальные четыре будут получены позже в программном обеспечении), где 168 комплекта образцов вписывается в 2 КБ с 32-байт заголовка.

Кадровой синхронизации Сигнал 'ДГЭК' (ASCII кодируется). Должно быть достаточно редки, чтобы действовать как сигнал фреймной синхронизации.

Версия Число, указывающее версию прошивки.

ID устройства Текстовое поле, идентифицирующее название Приобретение устройства

Событие Перечисляемого типа событий, например, тахикардии. Типы еще предстоит определить.

Режим Перечисляемого типа определения холтеровское / событию или любой другой тип, который мы определим. Типы еще предстоит определены.

Время Нет миллисекунд, по истечении 1 улица Января 1970 года. Это является стандартом для измерения абсолютного времени, в частности со временем и датой Java библиотеки.

Абсолютное время полезно, если файлы должны быть усечен. При относительной синхронизации это будет гораздо более сложным и требует по-летать расчетов для определения абсолютного времени кода.

Выборка на кадр Число образцов, содержащихся в ЭКГ рамы (168 на 12 каналов @ 12 бит)

Каналы 8 бит о том, какие каналы были использованы. (MSB) BBBB BBBB (LSB) Где В 0 на канале не записаны, 1 на канал, записанный. х игнорируется. Заказ V6, V5, V4, V3, V2, V1, III, I, где I соответствует LSB.

Набивка Накладку, чтобы заполнить 2К. Не требуется в этой Например случай. С помощью этой схемы кодирования, ЭКГ в 12

отведениях, хранятся как восемь отдельных + заголовков, дискретизации 500 Гц требует пропускной способности 73.142KBits/sec, в результате чего размеры файлов 31.14MB в час, в день 771MB и 5.27GB неделю.

Пользователь I/O. Для того чтобы использовать минимальное количество нажатий Кнопки (для простоты конструкции и простота использования) Четыре кнопки, совмещена с нижней строке дисплеем, используются для перемещения по меню. текст в нижней строке описывается функциональные кнопки для каждого меню. Четыре кнопки имеют де-отскочила в логике. Далее логика вызывает прерывание процессора и обслуживания прерываний (ISR) запросов состояние кнопок и выполняет соответствующий код. Отладка In-System Programming (ISP) интерфейс, подключен к ПК через порт RS-232, позволяет.

Программирование флэш-памяти, зарегистрируйтесь допросов, изломами и многие другие особенности, общие с последовательными портами отладки. RS-232 UART обеспечивает второй последовательный интерфейс, через который функции более высокого уровня могут быть названы, например, удаленный меню.

Логика. Периферийных устройств, подключенных к процессором через общую шину данных, поэтому адрес декодирование требуется для того, чтобы выход обеспечивает для каждого устройства, как утверждается в правильное время. Логика также требуется в качестве моста между шинами разной ширины (IDE и A / D). Это может обычно быть достигнута при дискретных логических устройств, таких как 74LS138 дешифратор адреса и 74LS573 защелки, но целей прототипирования это намного легче использование программируемого логического устройства, такие как FPGA или CPLD. Возможность излишки логики также может быть использован для выполнения повторяющихся задач сердца уровень обнаружения и снижения нагрузки на Процессор, объясняется в разделе 2.17. Устройство Выбранная Altera FLEX10K (EPF10K10LC84- 10).

Периферийные адреса. Биты [15:04] из адресной шины образуют периферийные сигналы выбора кристалла. Три нижних Биты адреса входов для внешних устройств, которые требуют дальнейшего адреса, такие как АТА устройства.

Выбор чипа Функция Поадреса

CS0 (0x0000 к 0x000F)
IDE NCS0
8 IDE регистры
CS1 (0x0010 к 0x001F)
IDE NCS1
2 IDE регистры
CS2 (0x0020 к 0x002F)
IDE высокая записи байта
Ни один
CS3 (0x0030 к 0x003F)
Никто не мультиплексор CS4 (0x0040 к 0x004F)
Рег управления,
Данные обл. CS5 (0x0050 к 0x005F)
BPM детектор низкий порог, высокий порог, результат
CS6 (0x0060 к 0x006F)
ADC
Ни один CS7 (0x0070 к 0x007F)

Тип Описание Плюсы Минусы .Переключаемых конденсаторах фильтры Позволяет реализовать различных фильтров заказов Малый размер разрешений миниатюризации продукт Требуется предварительный фильтр на вход для точной производительность Линейный активный

фильтр чипсы Стандартные чипы, которые могут быть настроены для осуществление любой фильтр типа или порядка Снижение развития время и очень гибкая, как изменения могут быть реализованы быстро.

A / D конвертер. *A / Ц* преобразователь должен быть способен отбор проб на 500 Гц, 12 бит на выборку.

Устройство выбранная Analog Devices ADC1281. Это запускается в представлении байт, в результате чего два последовательных 8-бит читается сделаны управления HBEN сигнал на устройство. Преобразования, созданные написание в одном из регистров / Д и завершение попадает в центральный процессор прерываний. А / D преобразует порой N выборки частот, где n число каналов (Номинально 12). Он работает от одного состава 3,3 В, как любой другой устройство в системы. Вполне вероятно, что любой удаленной машины, используемые для обзор данных ЭКГ будет работать под управлением Microsoft windows, как многие техников и врачей знакомы с этой средой. Централизованная Машина может быть установлена Microsoft Windows. Разработки программного обеспечения в Java означает, что она должна быть простой задачей портировать Back-End приложения на любой из этих операционных Системы, но для удобства в развитии, Microsoft Windows будет использоваться Централизованное машина.

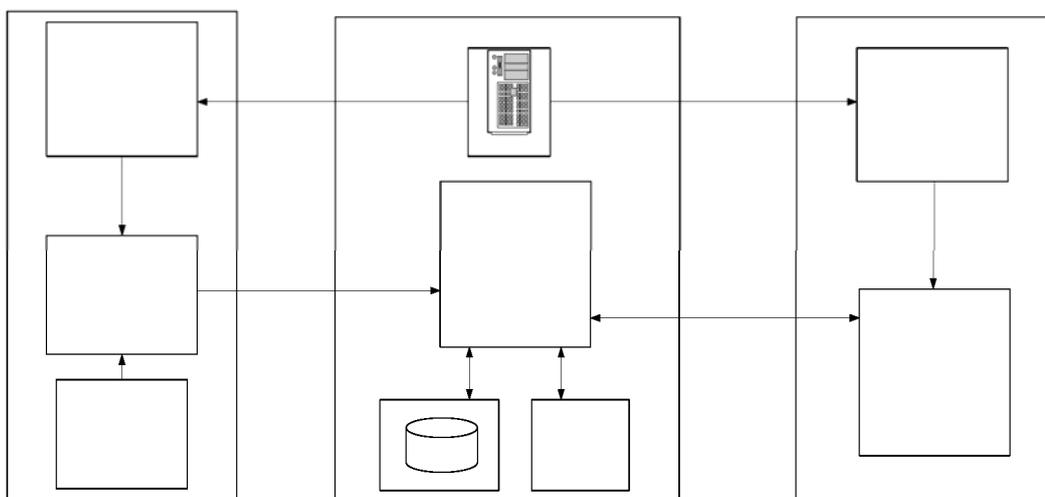


Рис. 3.2: Архитектура системы

Моделирование Данных .Система по своей сути имеет дело с большим количеством данных. Данные ЭКГ только генерируется каждый раз, пациент использует устройства может быть в порядке сотни мегабайт, и система также имеет чтобы отслеживать, какие пациенты в настоящее время мониторинг, который члены персонала ответственных за ними, когда пациенты имеют использовали устройство и так далее. Иными словами, система имеет дело с комплексом данные Система, которая должна быть систематически смоделированы.

Высокий уровень «сущность-связь» модели, показано на Рис. 3.12, будут реализованы в виде реляционной базы данных. Сущность-связь модель данных основана на теории множеств, и обсуждается в Приложении VI. Эта модель может быть синтезирована с использованием реляционной базы данных. Реляционные базы данных простой и распространенной формой данных, и состоят из множества связанных таблиц данных.

2. Разработка интерфейса пользователя

Созданная программа для ЭКГ разделена на 3 части, и все они работают по отдельности.

- Программа онлайн записывающая с устройство;
- Сервер-сохраняющая в себе сведения;
- База данных.

Программа онлайн записывающая с устройства даёт возможность онлайн записывать через USB порт данные с устройства. Если в устройства нету компьютера, тогда есть возможность записать самого устройство на съёмное памятное устройство. В домашних условиях записанное устройство можно загрузить через интернет на сервер.

Адоктор может загрузить его с сервера и проанализировать. Сервер тестируется на сервере ТУИТ под суб доменом AVR.TUIT.UZ.

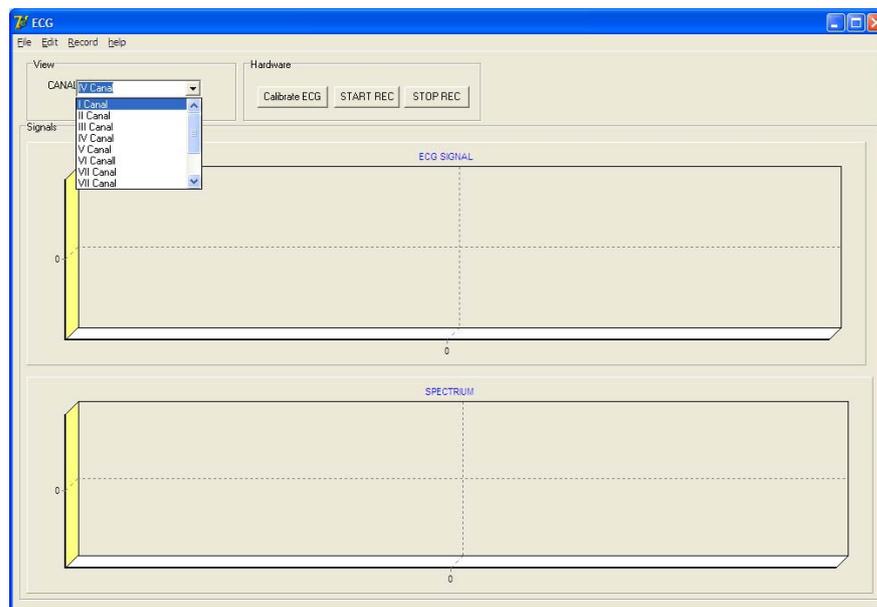


Рис. 3.3. Интерфейс программы

На Рис.3.3. Показано главное окно программы. Раздел View используется для показа нужного канала сигнала идущий с устройство ЭКГ. Раздел Hardware используется для работы с устройством ЭКГ. Этот раздел состоит из трех кнопок. Кнопка Calibrate проверят готовность устройства к работе. Кнопка Start rec берет сигнал с устройство и временно записывает его в памяти. Кнопка Stop rec останавливает процесс записи.

Меню программы состоит из следующих меню: File, Edit, Record и Help.

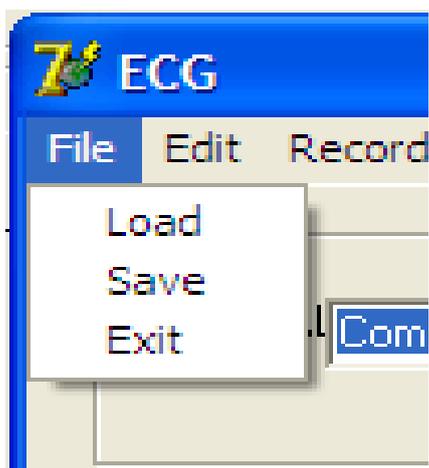


Рис. 3.4. Вид меню File

Меню File используется для сохранения и загрузки записей

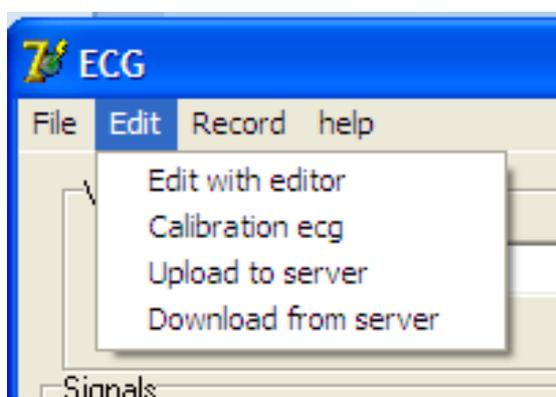


Рис. 3.5. Меню Edit

Команда Edit with editor сменю Edit. Пользуется для редактирования записей ЭКГ на другом редакторе. Команда Calibration ecg проверяет готовность к работе. Команда Upload server используется для загрузки записей на сервер. В основном эта функция используется для работы в домашних условиях или для архивирования записей.

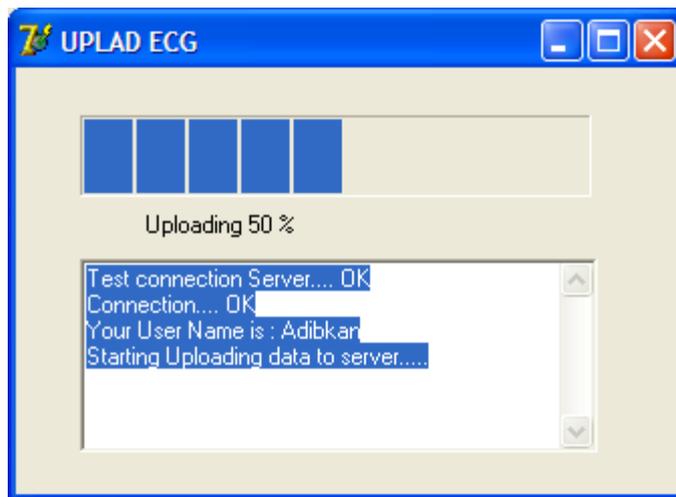


Рис. 3.6. Процесс загрузки записей ЭКГ на сервер

Команда *Download from server* используется для скачивания архивов с сервера. Для этого выбирается нужный пациент со списка и отмечается с кнопкой *Add Point*. Также на сервере имеется индивидуальный NHS номер для каждого пациента и он образует одного пациента. В этой программе можно искать пациентов. Для этого достаточно нажать кнопку *FIND* введя Ф.И.О пациента или его NHS номер. Также на сервере каждый специалист имеет свои пациенты, и он может работать только с ними. Если специалист захочет работать только со своими пациентами, то он должен выбрать пункт *Your own Patients*. В таком случаи на таблице отображается список его личных пациентов. Если специалист желает просмотреть список всех пациентов, то он должен выбрать пункт *All Patients*. В таком случаи на таблице отображается список всех пациентов. На таблице он может увидеть их Ф.И.О, а также их индивидуальный номер. Если мы выберем одного пациента, то в окне *EVENTS* отобразится его взятые ЭКГ сигналы, а также дата и время анализа. На поле *ADRESS* можно записать адрес, номер телефона и прочие сведения, относящиеся к данному пациенту.

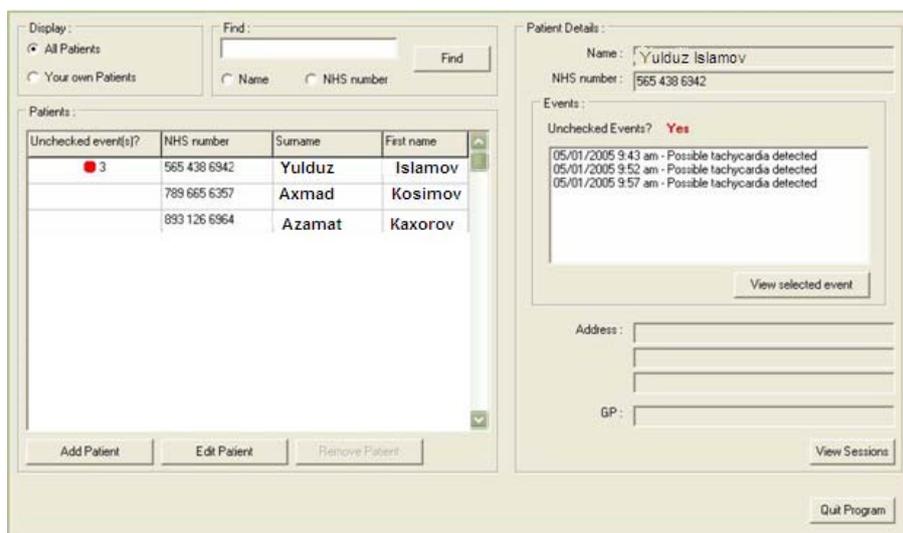


Рис. 3.7. Процесс скачивания сведений со сервера

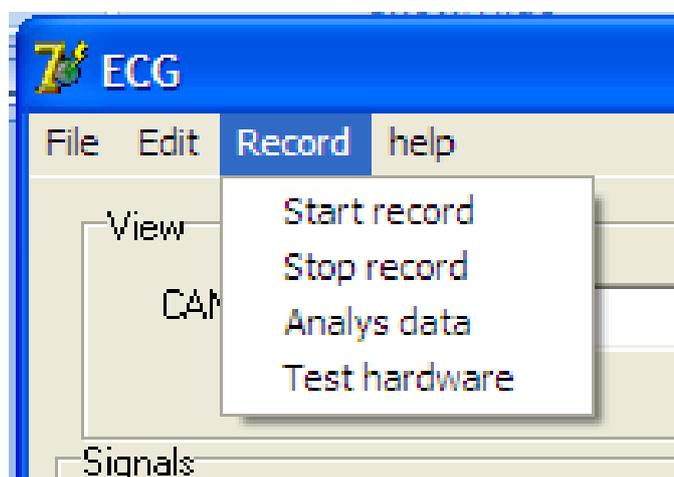


Рис.3.8. Меню Record

В этом меню команда Start record используется для старта записей, а команда Stop record используется для остановки записей. Команда Analys data используется для выбора QRST частей сигнала ЭКГ. Также используется для отображения полную запись ЭКГ.

С помощью движения курсора на окне Analys Data можно снять нужные параметры с параметр ЭКГ. Если в сигнале есть исключения, то можно установить нужный параметр фильтра. Для этого надбно с меню Options этого же окна нажимаем команду Change filtering mode и выбираем нужный параметр фильтрации.

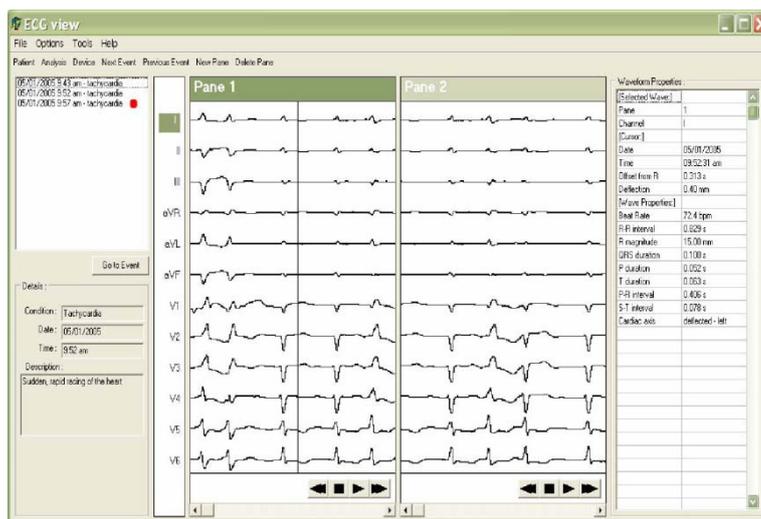


Рис.3.9. Окно Analys data

В этом окне сохраняется оригинал сигнала, также в этом окне находится сигнал ЭКГ с частотой спектра 500 Гц и отобразятся остальные сигналы, взятые с тело пациента. Также в ряду этих сигналов сохраняется сигналы мускулов, ритм дыхания. Их можно отличить используя нужные параметры фильтрации. В свою очередь это нам даёт возможность комплексно изучить полученные изображения органов кровообращения и дыхательных органов.

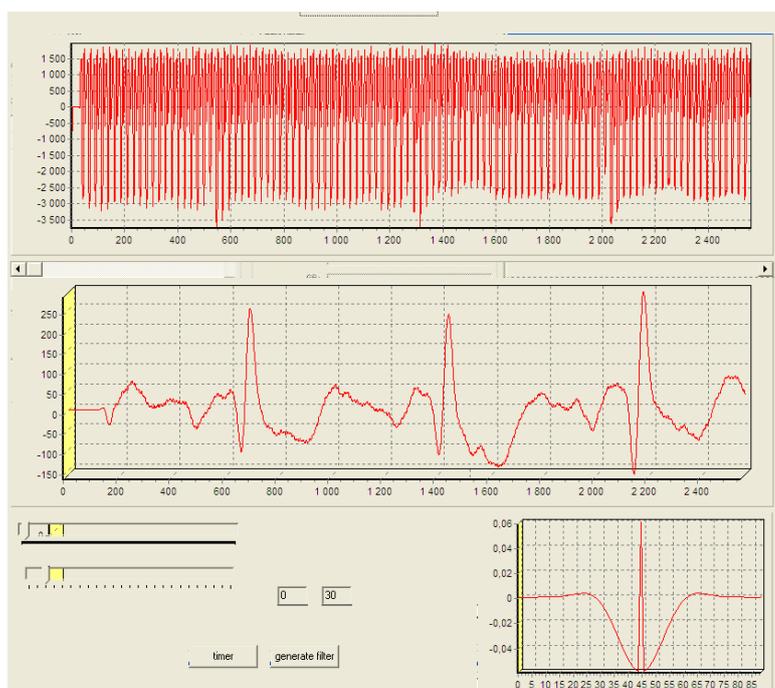


Рис. 3.10. Окно пере фильтрация в нормальном режиме



Рис. 3.11. Окно пере фильтрации в модифицированном диапазонном режиме и в режиме выявления ритма вдоха-выхода в резонансных случаях

В меню Help вы можете найти информации об устройстве, также инструкции по работе с устройством.

3.Описание программного обеспечения комплекса

Целью системное программное обеспечение является обеспечивают надежный и легкий способ просмотра Собранные данные ЭКГ для персонала больницы. Это Программное обеспечение имеет несколько важных особенностей: • Данные хранятся в безопасности на сервере в течение отделение больницы. • данные автоматически обрабатываются сервера, чтобы найти и классифицировать сердца, делая диагностику легко и быстро. Это описанные в разделе 4: *Фильтрация, параметр Обнаружение и классификация ЭКГ Форма волны*

- При болезни сердца находится по сервер, врач отвечает за этот пациент

посылается по электронной почте.

- базу данных пациентов для отдела храниться в системе.

- данных пользователями системы - врачи, медсестер, техников - хранится.

- Предусмотрены инструменты, чтобы позволить членам

Сотрудники рассмотреть собранные данные ЭКГ от любого расположения на ведомственной сети.

- Инструменты предназначены для позволять пациентам загрузить данные ЭКГ от их собственного дома, или из местной клиники.

Проектных решений участвуют в достижении и реализации этих функций обсуждается следующая.

Спецификация программного комплекса. ЭКГ пациента данные хранятся в виде двоичных данных на Compact Flash (CF) карты памяти. Это данных можно задать несколько путей в программное обеспечение система работает в больнице, из которой они получающих помощь. Если у пациента есть личный компьютер с быстрым подключением к Интернету, они может подключить карты CF и загрузки данных от дома. Если нет, они могут посетить их местных больницы / клиники и загрузить оттуда. Система управления данными должна быть способный принимать загружены данные ЭКГ, ее обработку для обобщения большое количество собранных данных, и хранение в надежное и безопасное место. Система также должна разрешить доступ пользователям данных - врачи и техников желающих рассмотреть эти данные. инфраструктура для такой системы обеспечивается больницы / клиники лечения пациента. Чтобы разрешить пользователям системы для рассмотрения данные в удобной форме, программное обеспечение, которое доступ к хранилищу данных и отображает обобщенной информации ЭКГ в графическом.

Программное обеспечение Архитектура системы. Понятно, что держать ЭКГ пациента данные в безопасное место, где он не будет теряться или поврежден, означает наличие ведомственного уровня централизованная машина для хранения данных. безопасности и политики резервного копирования этой машины может быть определена. Хранение

всех данных в одном месте означает, что многие машины могут подключения к центральной машине просматривать данные. Если это не будет сделано - например, если входящие данные хранятся на личной машине врача ответственных за пациентом, данные риску случайного удаления, не будут покрыты путем последовательной политики резервного копирования, и не будут доступными для других сотрудников на ведомственной сети.

Выбор программированию. Решение, принятое на ранней стадии проекта было использовать платформу Java от Sun Micro systems. 'Java' термин относится к несколько технологий: Во-первых, это язык Java, строго типизированный объектно-ориентированный язык, синтаксис которой имеет много общего с C++ и DELPHI XE3. Этот код как правило, не компилируется в машинный инструкции для целевого процессора, но вместо этого во "Бай-код" - установленного низкого уровня инструкций, который интерпретируется на высокой скорости на

Java Virtual Machine (JVM), что позволяет той же программа для запуска на различных операционных систем и аппаратных платформ, не будучи перекомпилированными XIII .

Платформа Java был выбран для различных причинам. Язык Java имеет чистый и логического синтаксиса, что делает программирование и обслуживание проще. Платформа Java включает в себя много функциональных возможностей уже реализованы ВС, таких как сети классов, которые делают разработка приложений намного проще. Наконец, Java программы легко распространять с технологию Java Web Start. Это позволяет Java программы для установки с веб-сайта, и автоматически обновляет их при новой версии.

Программные компоненты. Так как существует много возможностей для получения ЭКГ пациента данных в системе в том числе загрузки его из дома, посещение местную клинику, чтобы загрузить или посетив больницу отдел, где пациент получает уход загружать, имеет смысл есть программа,

которая может быть легко распределяется, которые могут быть использованы в любом из этих ситуаций для загрузки данных. Машины которых это программное обеспечение работает на, будем называть "Пациента Machine". Если данные хранятся на 'Централизованная Machine' В Департаменте потенциально всех членом сотрудники могут подключиться к этому компьютеру для рассмотрения данных, используя свои собственные машины (называется 'Remote машины »), администратор может установить до требуемых привилегий безопасности (т.е. которые Пользователи имеют доступ к данным, и могут ли они могут изменять данные или только чтение) и иметь надежную процедуру резервного копирования, чтобы данные не теряются. Часть программного обеспечения для подключения и отображение данных из централизованной базы данных будет обеспечена, называется "Front-End" программное обеспечение. Эта информация будет использоваться членами персонала, такие как врачи, медсестры и техников, и позволит пользователю выбрать пациентов системы и просматривать обобщенные данные ЭКГ, а также остальные данные ЭКГ если это необходимо. Централизованная машина должна обрабатывать входящие данных, чтобы найти нарушения в ЭКГ пациента. Методом для этого описан в ЭКГ параметров и классификация разделе. Чтобы выступать в качестве интерфейса между Front-End и пациент программное обеспечение и базы данных и централизованные возможности машинной обработки, третья часть программного обеспечения, называемого 'Back-End " должны быть сделаны. Это должно реагировать на два ситуациях: когда пациент желает, чтобы загрузить их данные ЭКГ, программное обеспечение должно добавить это базу данных и обработка данных для классификации условия, и он должен оказывать услуги Front-End программное обеспечение, позволяющее данные из базы данных в пересмотре.

Файлы Программы .Задача программирования, связанных с этим проекта составляет значительную долю время разработки. Компилятора

GNU и отладки инструменты доступны бесплатно и с открытым исходным кодом. Их синтаксис практически идентичен С 'GCC' GNU компилятор и, следовательно, совместимый со всеми GNU-редакторов III . Freeware программист, Pony Prog IV , будет использоваться для программирования IC через CPU в- Система программирования (ISP) порт с помощью компьютера последовательного порта. Программа разделена на примерно 18 файлов (файлы с 9 и 9 заголовки).

Объяснение передачи данных высокого уровня. Модель . Объяснение модель данных состоит в следующем. В системе есть пациенты, подлежащих контролю, различные атрибуты, которые необходимы такие, как свое имя и ID (например, количество NHS), и пользовательские атрибуты, которые могут быть определены

Системный администратор, вероятно, в том числе адрес, ГП имя и так далее. Есть также члены персонала, который будет использования системы. Наиболее важными атрибутами являются своего логина и пароля. Для простота, полная система безопасности не будет реализована, поэтому пароль просто сохраняется в виде обычного текста в базе данных. В действительности более надежную систему проверки, должны быть реализованы. Каждый пациент имеет отношение (отсюда и полное участие пациента набор сущностей) к ответственному члена персонала. Члены персонала может иметь не нескольких или даже ни один из пациентов, за которых они ответственным. Каждый раз, когда пациент использует портативный ЭКГ "сессия" новые создается в базе данных, с атрибутов для определения, какие части оборудования был использован, а также режим работы оборудования (режим событие / непрерывный режим). Каждая новая сессия пациент имеет уникальную целочисленный идентификатор, начиная с 1. Данные ЭКГ этих сессиях хранится в виде "Кадров (Отметим, что это не то же самое кадры хранится оборудование). Каждый кадр имеет фиксированную длину в 1 секунду ЭКГ данных. Дата / время и название канала (например, AVR, III и т.д.) используются для идентификации

отдельных рамы, и фиксированное количество данных, содержащих выборки сигнала хранятся в виде двоичных данных. Альтернативный способ хранения формы волны данные для идентификации отдельных циклов между бьет, и обрабатывать их как лиц. Это плохая идея, однако: алгоритм для определения циклов возможно, должны быть применены к данным более один раз с другими параметрами, а это поэтому лучше всего хранить исходные данные. Наряду с этими кадрами, «параметрами» ЭКГ - например, сердечный ритм, интервал ST и др. - хранятся с соответствующей даты / времени измерения. Каждое измерение происходит течение определенного кадра, и это отражено в Параметр-Frame отношения. Однако выявление множества сущностей параметров объекта набор по-прежнему 'сессии' набор сущностей. Набор классификации болезней сердца существует, и представлен набор сущностей "Состоянии. Это имеет описание и мульти- главным качеством представляющих умолчанию аргументы используются для классификации состояния. Название условие действует как первичный ключ набор сущностей, так как это однозначно идентифицирует каждую лица. При обработке классифицировать сердечных циклов Параметры, которые выпадают из определенных границы осуществляется, как описано в разделе 4, сердечный цикл может быть связано с определенным состоянием через «Условиями объявления" множество связей. Это флаги вверх, что есть то, что ответственный член персонала должны проверить в данных. Два других механизмов для маркировки данных происходят: комментарии добавлены сотрудников, и условия обнаруженных устройством ЭКГ, такие, как пациент нажатием кнопки события. Это охватываемых комментарии и события наборов сущностей соответственно. Эти организации, как все связанные с ним с конкретной сессии, и определены дате / времени, при котором они имели место, и, таким образом связанные с набором сессии объектом посредством выявления отношения. Они также связанные с кадрами данных ЭКГ

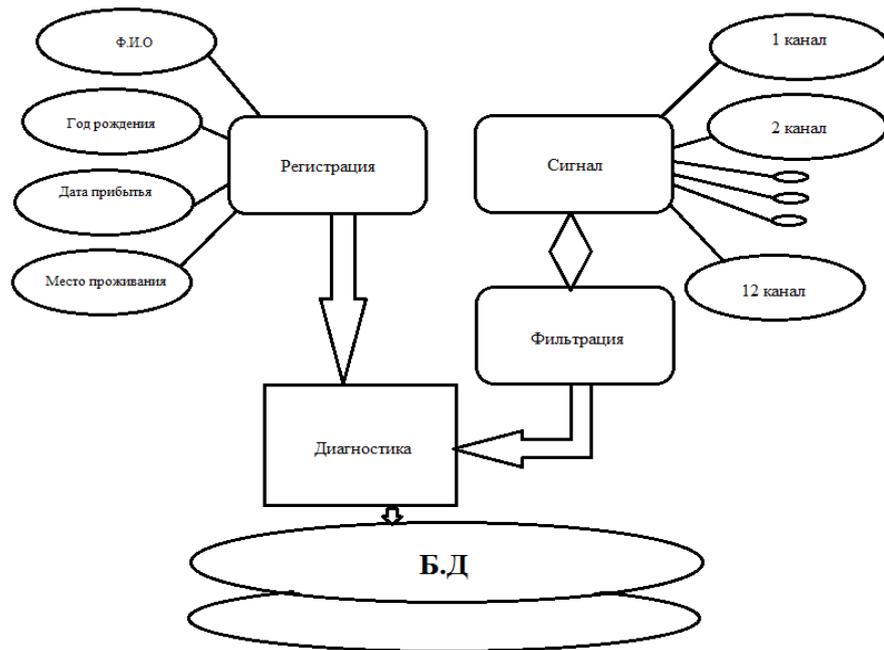


Рис. 3.12. Entity Relationship модель данных соответствующее время, в которое они записаны

Они также могут быть связаны с частности сердечного цикла: это, однако, не отношения, которые будут использованы программного обеспечения, и поэтому эти отношения были опущены.

Реализация модели данных. После того как данные модель была реализована в виде реляционной базы данных можно получить с помощью по Приложение Back End использованием Open Database Connectivity (ODBC). ODBC представляет собой слой программного обеспечения между приложением и базой данных которая позволяет приложению манипулировать базу данных с помощью широко используемых Структурированные Query Language (SQL) XV . ODBC использует драйвер базы данных, который переводит SQL команды родной команд базу данных. Что это означает на практике, что Администратор может настроить базу данных в качестве ODBC источника, и приложение может использовать SQL команд с базой данных, теоретически , даже не зная,

какие базы данных технология используется. Поэтому почти тривиальным вопросом адаптировать приложения использовать различные технологии баз данных. Для развития, доступа Microsoft базы данных (MDB) технология будет использоваться. Это позволяет легко манипулировать данными с использованием Программа Microsoft Access, а доступ ODBC драйвер в комплекте с Microsoft Платформа Windows используется для развития, сокращение стоимости. Для производства внедрение системы, оно может быть лучше использовать более высокую производительность баз данных технологии, но это также может быть более дорогими.

Пациент Загрузить программное обеспечение. Файла данных ЭКГ должна быть собрана из пациента машины. Лучшим способом для этого является чтобы сделать удобной мастера в формате показано ниже. Этот мастер должен сообщить пользователю то, что должно случиться, чтобы пользователь мог знать как значительный прогресс был достигнут в загрузке файл и дать пользователю понять, когда процесс готовой. Оба приложения Java и Java-апплет являются способны делать то, что требуется, с точки зрения пользовательского интерфейса. Разница между Java приложений и апплетов Java является то, что апплет грузов в веб-браузере, и Поэтому чрезвычайно легко распространять. Тем не менее, апплеты имеют предельную безопасность политике и не может получить доступ к файлам на пациента машины. [11,14].Как ранее сказали что 12-разрядное системы как этот имеет диапазон от -2048 до +2047, поэтому для того, чтобы гарантировать, что Сигнал достаточно ослаблен, чтобы предотвратить спектральных утечки после отбора проб, фильтр с получить $1/4096$ ($1/2$ LSB или -72дБ) на частоте 250 Гц является требуется. Сигналы до 100 Гц должны быть сохраняется, так что переход группы должны быть между 100 и 250 Гц. Есть несколько различных подходов к реализации стадии фильтра. демонстрирует аргументы за и против различные подходы. Учитывая, что стоимость была нашим главным соображением с размером и разработки продукта время вторичные мы решили разработать

фильтр с поцарапать. На первом этапе процесса проектирования участвует выбрать тип фильтра. Ниже приводится краткое Обсуждение общий фильтр реализаций:

Баттерворта. Очень плоский полосовой и хороший спад. Хорошо фазовой характеристикой.

Чебышева. Круги на полосу пропускания с отличным спад. Хорошая реакция фазу.

Эллиптический. Очень плоская полоса пропускания с отличным спад. Бедные фазовой характеристикой.

Плоский полосовой с плохой спад. Отлично фазовой характеристикой. Фильтр Найквиста 11 й Порядка Баттерворта дизайн и ослабляет сигнал на 88 дБ 250 Гц и имеет превышение полосы пропускания усиления менее 0,5 дБ. На основе технических спецификаций, лучшие реализация была фильтра Баттерворта. Расчеты показали, что 11 й порядка активных Фильтр был необходим для спецификации быть встретились. См. Приложения I и II для полных расчетов и результатов моделирования. Фильтр был реализован каскадов второго порядка секций в конфигурационный ключ Sallen. Это включен крутой кривой затухания с резким колено должно быть получено. Операционные усилители, используемые в активный фильтр был есть продукт ширины полосы частот по меньшей мере 100 раз частоту среза и низкий уровень шума. В Чтобы уменьшить компонента инвентаризации и сохранить энергопотребление, LF347 операционные усилители, используемые в стадии усиления входного будет использоваться для фильтра Найквиста. Стандартный пластиковый пленочные конденсаторы будут использоваться в связи с их низкая стоимость.

Сеть реализации. Есть много различных способов для фронт- End и Back-End для связи через Сеть: низкий уровень протокола связи можно было бы разработать и гнездо- на основе сети с TCP / IP может быть использован. Там уже хорошо зарекомендовали себя, более высокого

уровня способы получения программ для предоставления сетевых услуг, в том числе XML-RPC и RMI. XML-RPC XIX Или расширяемый язык разметки Удаленный вызов процедур, представляет собой простой протокол к разрешить удаленным клиентам для вызова функций сервера. Вызовы функций кодируются как XML документы и обмениваются с использованием гипертекста Transfer Protocol (HTTP), тем же способом, что веб-страниц обмениваются между собой веб-браузером и веб-сервером. Это полезно потому что это просто и реализаций уже существуют для окружающей среды Java. Существует также удаленного вызова метода XX технология, которая уже реализована в библиотеки классов Java. Это позволяет объектам имеющих общие методы и переменные, чтобы быть передаваемых между сервером и клиентом (или Back-End и Front-End в данном случае), используя TCP / IP сетей. Этот вариант был выбран как лучший Технология применения: RMI является родным для Java и Поэтому логически интегрирован с языком, и объекты используются, так что объектно-ориентированного дизайн подход может быть продолжена с этой частью программы, в отличие от смешивание процедурные и объектно-ориентированного программирования методы, как надо с XML-RPC.

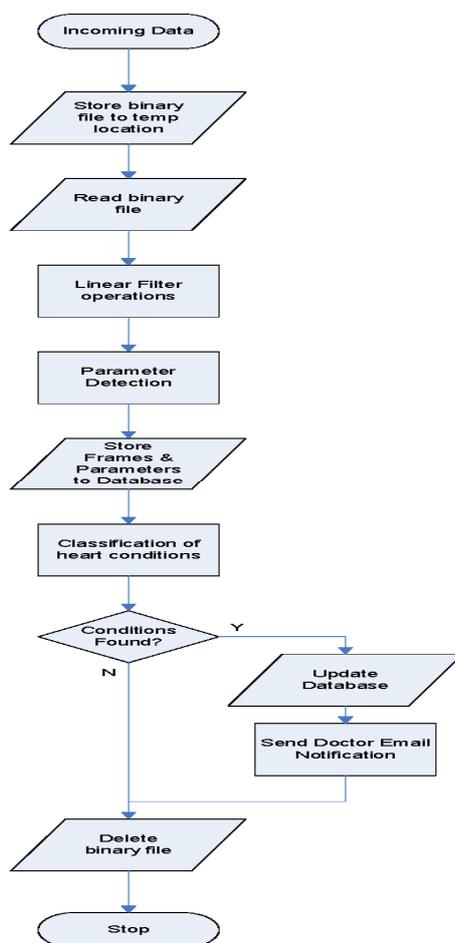


Рис.3.12: блок-схема последовательности действий при размещении данных Загружено

Таблица 3.1:

Фронт бэк-End команд интерфейса.

Действие	Описание
Управление	
Начало обзорной сессии	Рассмотрение в конце сессии
Команду, чтобы оповестить серверной ожидать запросы на получение данных	Команду, чтобы оповестить базовая программа не ожидать больше запросов на данные
Пациент Обзор связанные с базами данных команд	
Получить все пациенты и	Получить пациентов и

информация	информация принадлежащих для пользователей
Получить таблицу всех пациентов подразделений системы, от база данных	Получить таблицу всех пациентов объекты, для которых объект пользователя несет ответственность
Добавить пациента	Добавить новую сущность пациента в базу данных
Обновите пациента	Обновление существующего лица пациента с новыми атрибутами
Вынесите пострадавшего	Очистить лицо пациента
Удалить сессии	Удаление сессии лица
Пользователь	
Получить сессий пациент	Получить сессию лиц, связанных с конкретным лицом пациента
Получить событий сессии	Получить случае лица, соответствующего конкретному сессии сущность
ЭКГ обзор инструментов связанных команд	
Получить следующий кадр	Вернуться в следующем кадре данных для текущей сессии просматриваемые сущность
Получить предыдущий кадр	Вернуться предыдущего кадра данных для текущего просматриваемого сессии лица
Получить кадров по событию	Вернуться кадров, связанных с конкретным объектом события

Получить кадры по времени	Возврат кадры, соответствующего конкретному моменту времени
Получить разрешения на просмотр ЭКГ	Вернуться объект, представляющий разрешения у пользователя есть для изменения данных
Добавить комментарий	Добавить комментарий лица на заседание лица
Удалить комментарий	Удалить комментарий лица
Отметка события как будто они были просмотрены пользователем	Отметить событие снят

Данные ЭКГ Обзор программного обеспечения .Для разработки Front-End программное обеспечение для отображения ЭКГ пациента данных, ключевых проблем попадают в две категории: человек-компьютер Взаимодействие проблема - как для отображения данных в пояснений и удобным для просмотра способом, как сделать программное обеспечение проста в использовании и т.д.и проблемы со связью как взаимодействовать с централизованного источника данных, чтобы получить доступ информация для отображения. Пользователи Front-End включают консультантов, медсестер и ЭКГ техников.

Справочная Исследования для решения первой проблемы, что-то должно быть известно о целевых пользователей, и продукты, которые уже доступны. Визит состоялся в Электра Энцефалография (ЭЭГ) отдел Больница Св. Георгия на юго-западе Лондона. Этот отдел отвечает за мониторинг нейронных пациентов сигналов. Хотя они не на самом деле

использовать ЭКГ кроме Отведение I, Техника для мониторинга нервные сигналы несет большее сходство с этим проектом, чем существующие ЭКГ систем. Многие соответствующими все могло бы быть определяется при проверке их оборудования и Говоря со своими сотрудниками, например, что технические уровень программного обеспечения он привыкли. Результаты этого визита рассматриваются в Приложении VII.

Распределение Front-End. Программное обеспечение Front-End программное обеспечение будет распространяться с Java Web-старт. Если на рабочей станции используется уже установленного программного обеспечения, он будет запущен так же, как любое другое приложение, что на машины. Если программное обеспечение не установлено, Пользователь может перейти к веб-странице интрасети и нажмите ссылка, и программное обеспечение просто загруженный и устанавливаются автоматически на рабочую станцию. Распространению программного обеспечения, поэтому сделал легко для администратора сети.

Отображение данных. Ключ к представления информации ЭКГ пользователь, чтобы показать только информацию, относящуюся к то, что делает пользователь, и, чтобы скрыть остальное. Таким образом, Front-End программное обеспечение имеет четыре логические разделы:

- экран входа в систему
- Обзор данных пациентов
- Пациент менеджер сессии
- ЭКГ обзор инструментов

Во-первых, экран входа в систему позволяет пользователю проверить его / ее личности, поставляя имя пользователя и пароль, которые сравниваются информации, хранящейся в базе данных. Это Простая форма, только с именем пользователя и скрытые текстовое поле пароль и не нуждается в дальнейшем разработка.

Ритм и комплексы QRS. Ритм обычно дается в ударах в минуту (BPM). Однако любые нерегулярные сердца ударов также должны быть

обнаружены. Поэтому сердце ритм должна быть рассчитана на каждом цикле. Согласно статье, написанной К. Ф. Тап XXVI наиболее эффективный алгоритм производства до сих пор для определения интервала RR является "Так и Чана" метод XXVII . Этот алгоритм не только дает RR интервала, но также включает в себя обнаружение QRS. "Так и Чана" метод обнаружения QRS было предназначен для реального времени амбулаторной сердечной мониторинга. Таким образом, вычислительные Требования сведено к минимуму уровень без ущерба для его точности. Способ описать следующим образом XIV . Пусть $X [N]$ представляют Амплитуда выборку сигнала ЭКГ и n номер образца. Затем определите склона [H] как:

$$\text{slope}[n] = 2X[n+2] + X[n+1] - X[n-1] - 2X[n-2] \quad (4)$$

Наклон порог определяется по формуле:

порогового параметра склон порога максимальный = × Когда два последовательных выборок данных ЭКГ удовлетворяют условию Наклон [п] > slope_threshold, то начало QRS комплекс обнаружен. Параметр "Threshold_parameter" может быть установлен как 2, 4, 8 или 16. После обнаружения начала QRS комплекс, максимальный момент (*максимум*) составляет искали и взято в точке R. *Максимальная* Затем определяться как: Где: first_max = высота точки R - высота КО начала NB. Начальное *максимум* максимальный наклон в течение первых 500 точек данных. Параметр *filter_parameter* может быть установлен в 2, 4, 8 или 16. Для QRS комплексов поляризованы в ротивоположных направлении (например V1, V2 и т.д.) метод немного скорректированы, как описано в XV . Используя этот метод, мы можем обнаружить RR интервал (т.е. частота сердечных сокращений) и QRS продолжительности.

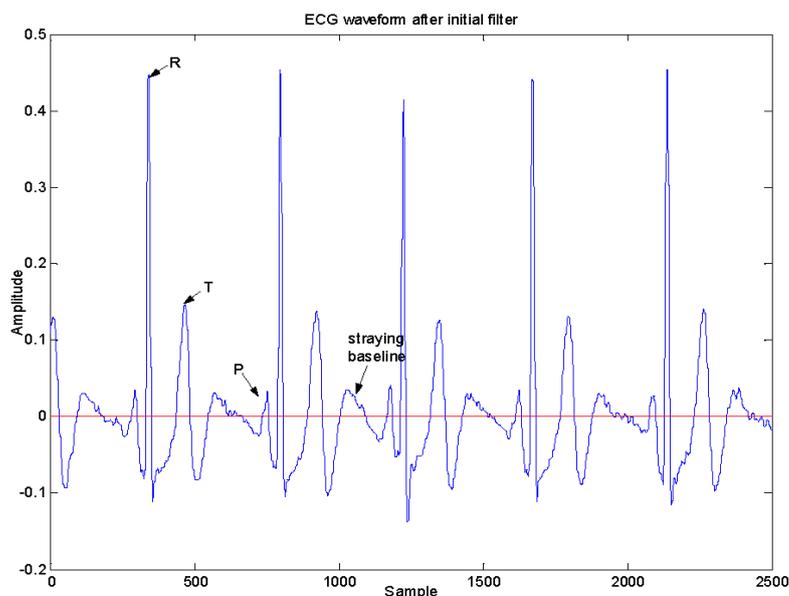


Рис.3.14. фильтрация ЭКГ

Т-и Р-волны Обнаружение (Используются для получения ST сегмента и проводимости интервалы) Способ, описанный алгоритм Joeng XXVIII будет использоваться для обнаружения Т и Р-волн. Во-первых значительное уставиши строится применения 9-точечная производной ЭКГ

Сигнал X [N]:

$$F(n) = \frac{1}{60} \sum_{i=-4}^4 i \cdot X[n+i] \quad (3.5)$$

(Где N является образцом номер)

Следствием этого построения значительное уставиши весьма полезно

Из графика можно четко осознать, что отходит базового удаляются. Более того когда есть резкое изменение наклона (т.е. Р и Т волны начало и окончание, и КО комплекс) выход Существенно указан показывает, как поворотный момент. Таким образом, наша проблема в настоящее время сводится к оценке поворотные моменты на намного менее шумными сигнала. Вопрос теперь в том дифференцируя точки поворота. Это вполне легко решается, так как мы знаем, что Р-волны происходит до комплекса QRS и зубца Т происходит после. Кроме того, "Так и Чана" Алгоритм говорит нам расположение QRS. Т-волны, как ожидается, в течение

определенного времени окне. Начало и продолжительность окно зависит от интервала RR XXIX

Если RR-интервала > 0.7 сек

Twave Window Begin = 0.08s после окончания QRS

Twave Window End = 0.44s

Если RR-интервала < 0.7 сек

Twave Window Begin = 0,04 с после окончания QRS

Twave Window End = (0,7 RR-интервала - 0,06) с

В этом окне, минимум, максимум и порядок склоны производных функции важны для обнаружения Т-волны. наклон должен быть по крайней мере 0,006 мВ / с для Т- волны для обнаружения. Р-волны находится между концом Т-волны и начала комплекса QRS. Правило обнаружения для Р-волн является положительным склона последующим отрицательным наклоном. Величина обоих склонах должно быть больше 0,004 мВ / с. Алгоритм поисков по этому Комбинация до начала комплекса QRS. [11,14,16].

Чтобы убедиться, что U-волна не ошибочно отнесены как Р-волны, последняя волна обнаружена до QRS комплекса Р-волны.

Анатомическая ось сердца. Определение наличия сердечной оси нормально или там левой / правой оси отклонение вполне просто. Для этого мы бы просто использовать приводит I, II и III XII . Для нормальной ЭКГ максимальная амплитуда сигнала положительной (Преимущественно вверх) во всех трех отведениях отклонения в большей, чем в II или III я. Для правой оси отклонения максимальной амплитуды привести я отрицательная (преимущественно вниз) и отклонение в III станет более позитивно, чем II. Наконец, для левой оси отклонения максимальная амплитуда в III является отрицательным и в тяжелых случаях максимальную амплитуду II является Также отрицательно. Поэтому, учитывая ЭКГ-сигнала, это довольно просто написать алгоритм Для

описания сердечной оси, поскольку можно было бы просто оценить максимальное отклонение от базовой для проводников I, II и III.

Классификация. Есть несколько примеров классификаторов ЭКГ. Ачарья и др. (2004) XXX изложил множество классификаторов, использующих нейронных сетей, спектральной энтропии, Пуанкаре геометрии участка, Луринов экспоненты и нечеткие алгоритмы. Наш Цель этого параграфа, однако, не для диагностики любые заболевания, но просто отмечаите любой нарушения, которые происходят в ЭКГ и возможно предложить некоторые вероятные заболевания. Окончательный Диагноз зависит только от медицинского практиком. Это не только снижает вычислительную сложность, но не позволяет

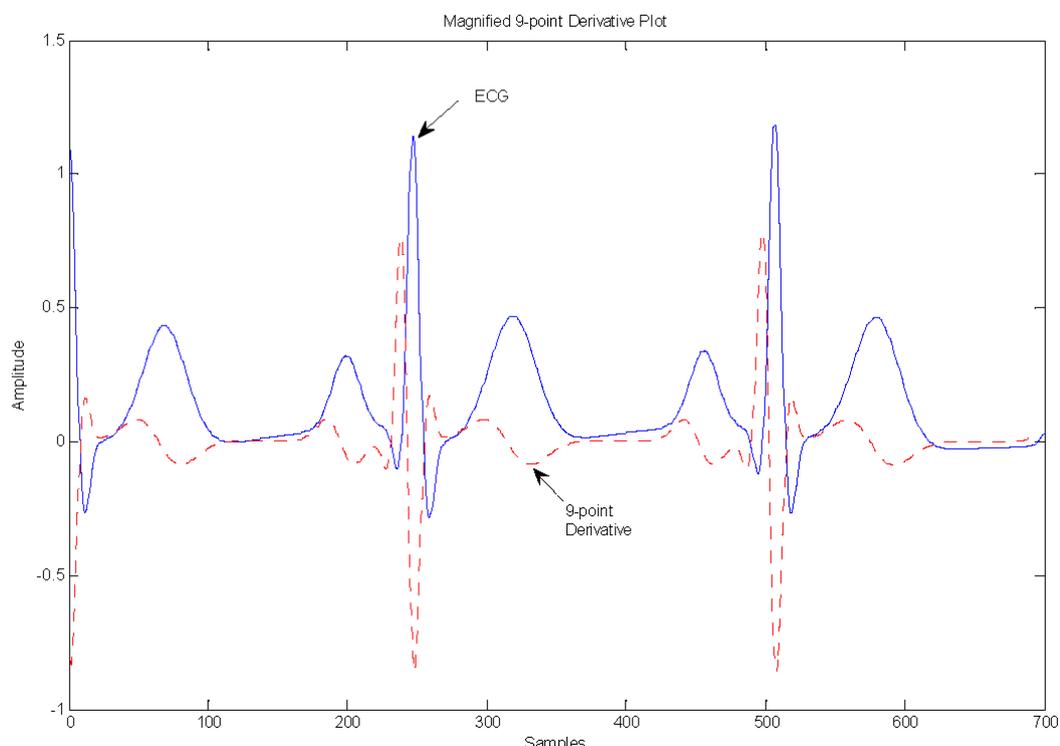


Рис.3.15. график, показывающий ЭКГ с наложенными

Значительные уставки ошибочный диагноз, опираясь на врача экспертизу. Поскольку у нас есть интервалы проводимости каждый удар в ЭКГ и сердечные оси отклонения, врач может искать выход Раздел параметров обнаружения и определения ли RR, PR, ST, QRS, P и T продолжительностей нормальные (на основе пациента случай). Это будет

означать, что все сигналы, что считается ненормальным бы флагом. Специальные алгоритмы будут написаны для аритмии случаев основаны на пороги описанные профессором Джоном Хэмптон (XIII , XXXI). Этот алгоритм будет просто пересечь массив и определить, является ли каждый элемент находится в пределах заданном интервале. [5,13]. Некоторые из заболеваний, которые бы быть признаны, входят синусовая тахикардия, синусовая брадикардия, мерцательная побега, узловое побега, желудочка побега, трепетание предсердий, желудочковая тахикардия, фибрилляция предсердий и желудочковая аритмией. Если позволяет время дальнейших алгоритмов будет написано, чтобы определить 1 улица , 2 й и 3 й степень блокады сердца и левой и правой ножки пучка Фиалиал блоков. Следует отметить, что алгоритмы обнаружения бы тривиально раз параметров определяется неправильно. Это потому, что он просто поиск для данной нерегулярные интервалы проводимости вместе с сердечные отклонения оси которые являются уникальными для конкретного заболевания (XIII).

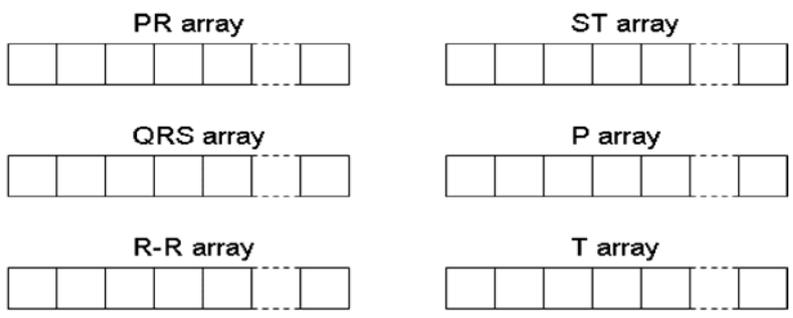


Рис.3.16. массивы, содержащие параметры для каждого периода ЭКГ (Полученной в секции обнаружения параметр)

ЭКГ и параметров ИНСТРУМЕНТ ЭКГ обзора используется для отображения форма сигнала данных пользователю, так что пользователь может оценить форму ЭКГ. Следует также отображается для пользователя. Данные должны быть отображены в знакомой и простым способом. Очевидный способ отображения ЭКГ является провести аналогию с традиционного сюжета бумага ЭКГ, и показать сигналов с общей

горизонтальной времени оси и отделены отклонения осей, при этом каналов расположенных вертикально, как показано ниже. Вот как EEG view (см. приложение VII) отображает нервные сигналы. Пользователь может захотеть сравнить два различных участках ЭКГ в разное время. Это может быть сделано с помощью нескольких документов Interface (MDI), где несколько ЭКГ отображаются окна в родительском окне. Однако, это ненужное неприятностей для пользователей - когда пользователь желает сравнить разделов данных ЭКГ, каналы должны быть выровнены по вертикали, и это будет неловко со стандартным интерфейсом типа MDI. Лучше, чтобы позволить пользователю открывать несколько 'панель' - мнения по части ЭКГ сигнала, которые имеют фиксированные положения на основной формой, вызывает меньшее беспокойство для пользователя. [7,13]. Определить приблизительные интервалы комплекса QRS, мы можем, используя пороговое скользящее среднее значение фильтра выходного

$$lth(0) = l_{\min}(k) + \frac{l_{\max}(k) - l_{\min}(k)}{2.4} \quad (3.6)$$

Возможно также применение адаптивной пороговой функции, когда грубое обнаружение интервалов терпит неудачу, что случается при большом количестве высокочастотных шумов или искажениях сигнала при движении пациента

$$lth(k) = \frac{lth(k-1) + l_{\min}(k) + \frac{l_{\max}(k) - l_{\min}(k)}{2.8}}{2} \quad (3.7)$$

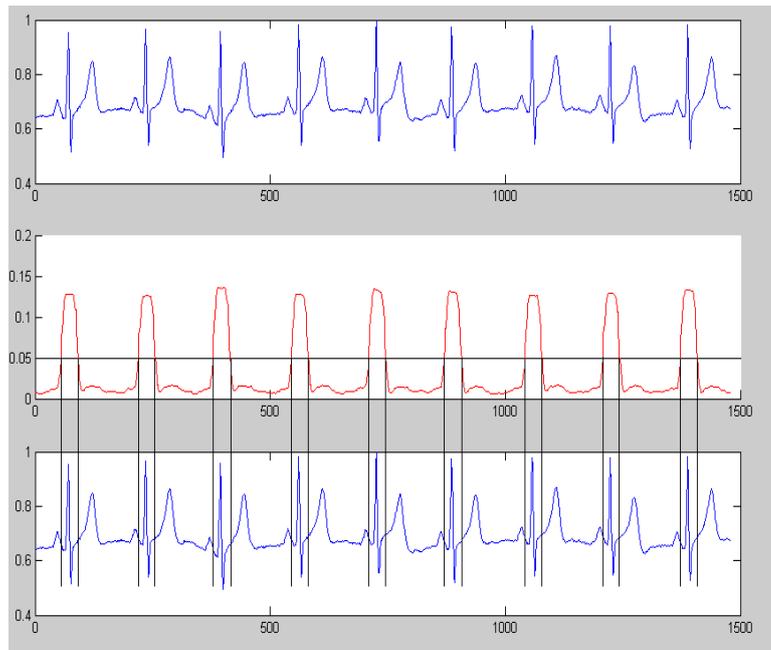


Рис. 3.17. Заключительный результат процесса определения границ

Наш алгоритм нахождения QRS был проверен тремя сигналами кардиограммы (ECG3.dat, ECG4.dat, ECG5.dat).

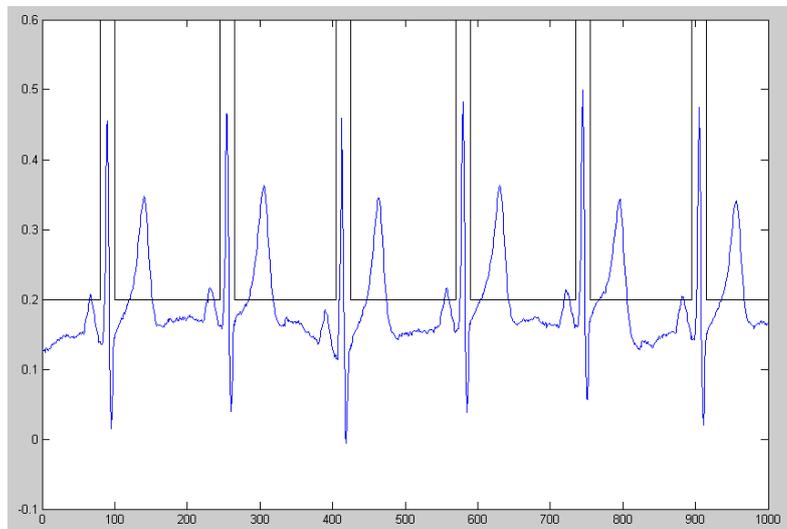


Рис. 3.18. Результат обнаружения QRS для сигнала ECG3.dat.

У сигнала ECG3.dat есть умеренное количество блуждающих шумов основания, которые могут быть вызваны дыханием пациента. Обнаружение QRS было успешно, как показано на Рис. 19.

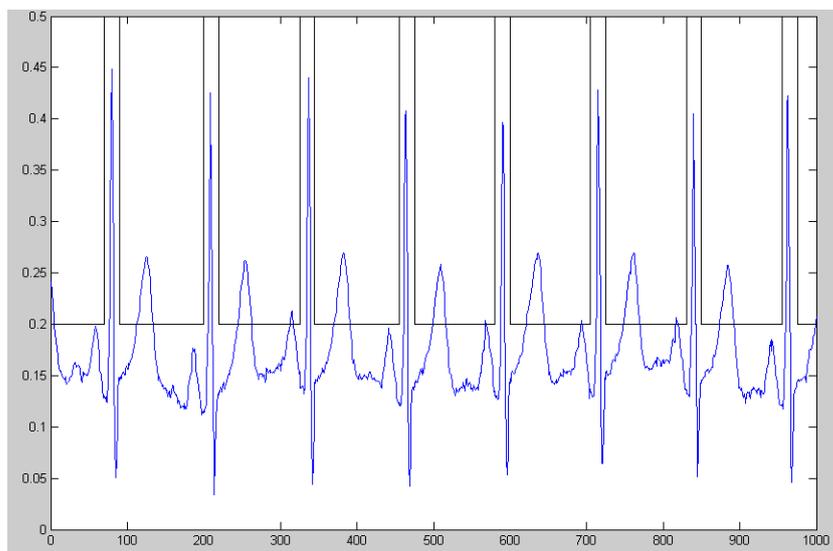


Рис. 3.19. Результат обнаружения QRS для сигнала ECG4.dat.

Сигнал ECG4.dat затронут изменением основания в конце. Это может быть вызвано движением пациента и высокочастотным шумом, который делает интервалы более широкими. [16,11].

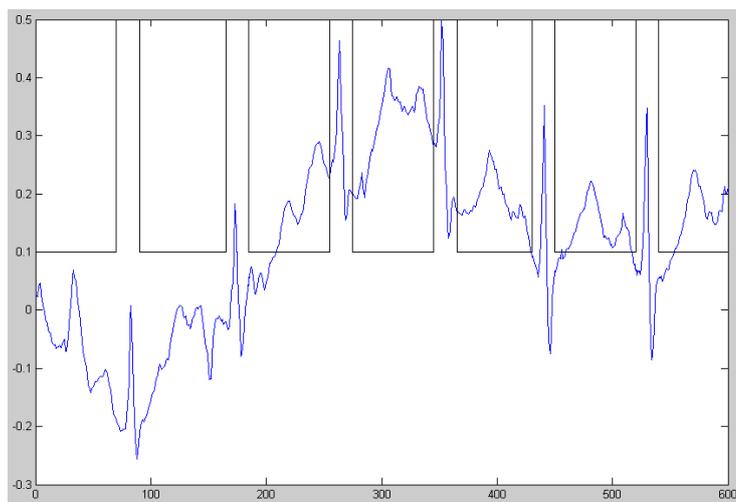


Рис. 3.20. Результат обнаружения QRS для сигнала ECG5.dat.

Сигнал ECG5.dat серьезно искажен. Также в пределах 7 секунд, появляется остроконечный сигнал движения, моделирующий комплекс QRS,. Этот ложный сигнал движения делает обнаружение QRS трудным.

Наш алгоритм нахождения QRS был проверен с использованием трех кардиограмм из российской база данных. Длительность сигналов составляет 20 секунд и они искажены шумами различных типов ($F_c = 200$

гц.). Чувствительность и специфичность были вычислены по следующим формулам: [13].

$$Se = 1 - \frac{FN}{TP + FN} = \frac{TP}{TP + FN} \quad (3.8),$$

$$Sp = 1 - \frac{FP}{TP + FP} = \frac{TP}{TP + FP} \quad (3.9),$$

где TP – количество найденных QRS комплексов,

FP – количество неправильно определенных QRS комплексов,

FN – количество пропущенных ударов. Если там была ошибка в расположении удара даже в одной выбранной точке, FN увеличивается.

Для ECG3.dat, Se=91%

Среди полных 32 QRS комплексов было пропущено 4. Для ECG4.dat, Se=88%

Среди полных 45 QRS комплексов было пропущено 7. Для ECG5.dat. Se=85%

Алгоритм успешно определил местонахождение QRS комплексов. [13,14]. Однако приблизительное определение границ может быть неудачным, когда они искажены высокочастотным EMG шумом и шумом от движения пациента, что приводит к пропуску нескольких ударов. В таких случаях вместо использования постоянной пороговой функции необходимо использовать адаптивную пороговую функцию, что может улучшить работу алгоритма. Один QRS комплекс был пропущен из-за его широких границ, а остальные были пропущены, потому что сигнал искажен чрезмерным количеством шума.

Выводы по III главе

В третьей главе была подробно и наглядно рассмотрена практическая часть реализации проекта. Основными этапами реализации являлись:

1. Разработка алгоритма;
2. Разработка интерфейса пользователя;
3. Описание программного обеспечения комплекса.

Каждый этап и его под этапы были рассмотрены отдельно. Обоснованы принципы выбора пути реализации. Каждый этап был проанализирован с помощью описания его в виде алгоритма.

Заключение

В диссертационной работе решена задача разработки и исследования методов и средств проводной передачи данных технологий для системы суточного мониторинга работы сердца человека.

Основные научные и практические результаты, полученные в рамках настоящей диссертации заключаются в следующем:

1. Исследованы существующие методы и средства для суточного мониторинга сердца и выявлены такие их недостатки, как дорогая стоимость, сравнительно невысокая надёжность, закрытость программного обеспечения, отсутствие дистанционного доступа к экспериментальным данным пациентов.

2. Разработаны алгоритмы ввода, регистрации и обработки кардиологических сигналов с дистанционным доступом к базе данных;

3. Разработан мобильный аппаратно-программный комплекс для дистанционного суточного мониторинга сердца, который защищён соответствующим свидетельством Агентства по Интеллектуальной собственности РУз №DGU 02716 от 13.02.2013 г.;

Предложенное схемотехническое решение передающего модуля и приемного устройства, позволяют реализовать систему суточного мониторинга с индуктивным каналом проводной связи с значительными конкурентными преимуществами перед аналогичными решениями, а именно: безопасность длительного использования, компактность системы мониторинга частоты сердечных сокращений, энергоэффективность, удобство использования, а также низкая стоимость

Использованная литература

Нормативно-правовые документы

1. Закон Республики Узбекистан «Об информатизации», г. Ташкент. 11 декабря 2003 г.
2. Закон Республики Узбекистан «Об образовании», г. Ташкент, 29 августа 1997 г.
3. Постановление кабинета министров республики узбекистан «О мерах по дальнейшему обновлению и развитию единой интегрированной информационной системы министерства финансов республики Узбекистан» 14 февраля 2013 г., № 41
4. Произведение Президента Республики Узбекистан «Высокая духовность — непобедимая сила» И.А. Каримов 2008 г.
5. Произведение Президента Республики Узбекистан «Узбекистан на пороге XXI века. Угрозы безопасности, условия и гарантии прогресса» И.А. Каримов 1997 г.
6. Произведение Президента Республики Узбекистан «Ўзбекистон мустақилликка эришиш оstonасида» («Узбекистан на пороге достижения независимости») И.А. Каримов 2011 г.
7. Указ Президента Республика Узбекистана «О дальнейшем развитии компьютеризации и внедрении информационно-коммуникационных технологий». 30.05.2002г. Собрание законодательства Республика Узбекистан. 2012г. N УП-3080.
8. Указ Президента Республики Узбекистан «О дальнейшем развитии компьютеризации и внедрении информационно-коммуникационных технологий», г. Ташкент. 30 мая 2002 г.

Учебники и учебные пособия

9. HH Так, KL Чана «Развитие QRS метод обнаружения в режиме реального времени амбулаторной сердечной монитор», 2002г. 56с
10. HK Joeng, K. K. Ким, Южная Каролина и MH Хван Ли, "Новый алгоритм P-волны обнаружения на ЭКГ Сигнал ", Труды ежегодной международной конференции он т IEEE Инжиниринг в медицине и биологии Общества, Vol. 1, стр. 42-43, 2000г
11. KF Тан, KL Чан и К. Чой, "Обнаружение комплекса QRS, зубца P и T волны в ЭКГ ", IEEE Инженерно в области медицины и биологии. 2001. 38с
12. Ардашев. А.В., Новосельский П.А., и др. устойчивость синусового ритма после электрической кардиоверсии у больных с пароксизмальной мерцательной аритмией предсердий, кардиостим, 2004.- № 252.
13. Ардашев. А.В Аритмии сердца. в 3 томах. том i./пер. с англ.// под ред. манделла. -м.: медицина, 2000. 512с.
14. Джон Р. Хэмптон, "150 ЭКГ проблемы", 2 й Издание, Черчилль Ливингстон. страниц 125-256. 2005г
15. Дьяконов В.Т, абраменкова и. matlab. обработка сигналов и изображений. специальный справочник. – спб.: питер, 2002, 608 с.
16. Зайнидинов Х.Н. Основные характеристики реализации высокопроизводительных вычислительных структур кусочно-полиномиальной обработки сигналов. // Вестник ТГТУ, Ташкент. - 2003, № 4., - С. 31-33.
17. Зайнидинов Х.Н., Алексеев В.В., Куракин М.А., Тешебаев А. Микропроцессорный гибридный функциональный преобразователь для обработки сигналов. // Интеллектуальные модели систем. Сб. научн. Трудов ТашПИ. Ташкент. 1991. С. 65-70.

18. Зайнидинов Х.Н., Жуманиёзов З.С. Применение кусочно-полиномиальных методов для обработки сигналов. Тезисы докл. научно-методической конференции «Информационные технологии и проблемы образования», Ташкент, 12 мая, 2004 года, стр.43.
19. Исаков Р.В. Е.В. Сорокин, Л.Т. Сушкова оценка эффективности селекции r-зубцов методом дублирования сигнала / р.в. исаков, // биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – № 9. – с. 3–8.
20. Кавасма Р.А., Кузнецов А.А., Сушкова Л.Т. Автоматизированный анализ и обработка электрокардиографических сигналов. Методы и система. /Под ред. Сушковой Л.Т. М.: Сайнс-пресс, 2006. - 144с. ISBN 5-88070-103-4
21. Крекрафт Д., Джерджи С. Аналоговая электроника. Схемы, системы, обработка сигнала.- М.: Техносфера, 2005. 360с.
22. Кривоногое Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации: 05.13.01 П.,- 2003.
23. Кушаковский М.С. «аритмии сердца». спб.: фолиант, 2003, с.45
24. Методов искусственного интеллекта для биомедицинских обработки данных, НВО коллоквиум, 1-6 страниц, 26 апреля 1996
25. Орлов В.Н. руководство по электрокардиографии. «медицинское информационное агентство» , 2002, с.528.
26. Ачарья Р.Т, А. Кумар, Р.С Бхат, СМ Лим, С. С. Айенгар, Н. Kannathal, С.М. Кришнан, "Классификация нарушения сердечной использованием сигналов сердечного ритма ", медицине и биологии в технике и вычислительной техники, страниц 288-293, 2004 г

Статьи в научных журналах

27. Джабборов А.Х. Новые технологии неинвазивного мониторинга и картирования сердечной деятельности. Информационные технологии и проблемы телекоммуникаций. Республиканской научно-технической конференции молодых ученых, исследователей, магистрантов и студентов. 15- 16 март 2012 г.
28. Джабборов А.Х. Средства и методы неинвазивных измерений кровообращения. Информационные технологии и проблемы телекоммуникаций. Республиканской научно-технической конференции молодых ученых, исследователей, магистрантов и студентов. 12- 14 март 2013 г.
29. Джабборов А.Х. Агентства по интеллектуальной собственности РесУз о регистрации программы №DGU 02716 от 13.02.2013 г.

Интернет сайты:

30. <http://google.ru>
31. <http://gov.uz>
32. <http://lex.uz>
33. www.analizmarket.ru
34. www.pjrc.com/tech/8051/ide/
35. www.pjrc.com/tech/8051/ide/wesley.html
36. www.project9.com/fat32/
37. www.win.tue.nl/aeb/linux/fs/fat/fat.html

Приложение



**O'ZBEKISTON RESPUBLIKASI INTELLEKTUAL MULK AGENTLIGI
АГЕНТСТВО ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
РЕСПУБЛИКИ УЗБЕКИСТАН**

**ELEKTRON HISOBLASH MASHINALARI UCHUN YARATILGAN DASTURNING
RASMIY RO'YXATDAN O'TKAZILGANLIGI TO'G'RISIDAGI GUVOHNOMA
СВИДЕТЕЛЬСТВО ОБ ОФИЦИАЛЬНОЙ РЕГИСТРАЦИИ ПРОГРАММЫ ДЛЯ
ЭЛЕКТРОННО-ВЫЧИСЛИТЕЛЬНЫХ МАШИН**

№ DGU 02716

Ushbu guvohnoma O'zbekiston Respublikasining «Elektron hisoblash mashinalari uchun yaratilgan dasturlar va ma'lumotlar bazalarining huquqiy himoyasi to'g'risida»gi Qonuniga asosan quyidagi EHM uchun dasturga berildi:

Настоящее свидетельство выдано на основании Закона Республики Узбекистан «О правовой охране программ для электронно-вычислительных машин и баз данных» на следующую программу для ЭВМ:

**Сигналларга ишлов берувчи махсус процессорни моделлаштириш
Моделирование спецпроцессора обработки сигналов**

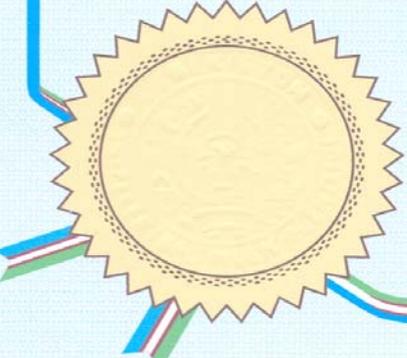
Talabnoma kelib tushgan sana: **13.02.2013** Talabnoma raqami: **DGU 2013 0023**
Дата поступления заявки: **13.02.2013** Номер заявки: **DGU 2013 0023**

Huquq egasi(egalari): **Джабборов Адиб Холмуродович, UZ**
Правообладатель(и): **Джабборов Адиб Холмуродович, UZ**

Dastur muallif(lar)i: **Зайнидинов Хакиmjон Насридинович, Азимова Умида Асроловна, Назирова Элмира Шодмоновна, Джабборов Адиб Холмуродович, Назирова Раъно Убайдуллаевна, UZ**
Автор(ы): программы **Зайнидинов Хакиmjон Насридинович, Азимова Умида Асроловна, Назирова Элмира Шодмоновна, Джабборов Адиб Холмуродович, Назирова Раъно Убайдуллаевна, UZ**

O'zbekiston Respublikasi elektron hisoblash mashinalari uchun dasturlar davlat reestrda 14.03.2013 yilda Toshkent shahrida ro'yxatdan o'tkazilgan.

Зарегистрирован в государственном реестре программ для электронно-вычислительных машин Республики Узбекистан, в г. Ташкенте, 14.03.2013 г.



**Bosh direktor v.b.
И.о. Генерального директора**



З. Гиясов