МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»

Институт автоматики и информационных технологий

Кафедра «Программной инженерии»

Мүсілімов Дінмұхамед Бақытұлы

Исследование алгоритма определения опасной аритмии сердца и разработка программного комплекса оценки состояния здоровья человека

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7M06101– Software Engineering

Алматы 2023

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

САТБАЕВ УНИВЕРСИТЕТІ

Институт автоматики и информационных технологий
Кафедра «Программной инженерии»

Мүсілімов Дінмұхамед Бақытұлы

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

На соискание академической степени магистра

Название диссертации	Исследование алгоритма определения опасной аритмии сердца и разработка программного комплекса оценки состояния здоровья человека
Направление подготовки	7M06101– Software Engineering

Научный руководитель
PhD, к.т.н., профессор
_____ Еримбетова А.С.
«11» 06 2023 г.

Программное обеспечение
_____ Мукажанов Н. К.
«12» 06 2023 г.

Нормоконтроль
_____ Ахмедиярова А. Т.
«13» 06 2023 г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой ПИ
Кандидат физико-математических наук, профессор
_____ Молдагулова А. Н.
«13» 06 2023 г.

Алматы 2023

Институт автоматики и информационных технологий

Кафедра «Программной инженерии»

Специальность: 7М06101– Software Engineering

УТВЕРЖДАЮ
Заведующий кафедрой ПИ
Кандидат физико-математических
наук, профессор
_____ Молдагулова А. Н.
«13» 06 2023 г.

ЗАДАНИЕ
на выполнение магистерской диссертации

Магистранту: Мүсілімов Дінмұхамед Бақытұлы
Тема: «Исследование алгоритма определения опасной аритмии сердца и разработка программного комплекса оценки состояния здоровья человека»
Срок сдачи законченной диссертации «14» 06
Исходные данные к магистерской диссертации: дан анализ ЭКС, аналитическая обработка данных. Поставлены цели и задачи диссертационной работы по исследованию алгоритма определения опасной аритмии сердца.
Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов или краткое содержание магистерской диссертации: а) состояние вопроса и постановка задач исследования; б) Разработка системы неинвазивной кардиодиагностики; в) Реализация и экспериментальное исследование неинвазивной кардиодиагностической системы.
Рекомендуемая основная литература:
1) Chingiz Alimbayev, Kassymbek Ozhikenov, Development of measuring system for determining lifethreatening cardiac arrhythmias in a patient's free activity (2020)
2) Kasymbek A. Ozhikenov, Oleg N. Bodin, Mikhail N. Kramm, Fagim K. Rakhmatullov , Yerkat B. Mukazhanov, System of NonInvasive Electrocardiac Diagnostics, 20th International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices EDM (2019).
3) Ch.A. Alimbayev, K.A. Ozhikenov, Development of the structure of a multicomponent filter based on The principle of adaptive aggregation of filters (2018)

ГРАФИК

подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Раздел 1. Состояние вопроса и постановка задач исследования	30.10.2022	Выполнено
Раздел 2. Разработка системы неинвазивной кардиодиагностики	03.03.2023	Выполнено
Раздел 3. Реализация и экспериментальное исследование неинвазивной кардиодиагностической системы	24.04.2023	Выполнено

Консультации по проекту с указанием относящихся к ним разделов проекта

Раздел	Консультант, (уч. степень, звание)	Сроки	Подпись
Нормоконтроль	Ахмедиярова Айнур Танатаровна, PhD, ассоциированный профессор	13.06	
Программное обеспечение	Мукажанов Нуржан Какенович, PhD, ассоциированный профессор	12.06	
Антиплагиат	Аубакиров Бакдаулет, Ассистент	13.06	

Дата выдачи задания "20" 10 2022 г.

Заведующий кафедрой _____ Молдагулова А. Н.

Научный руководитель _____ Еримбетова А. С.

Задание принял к исполнению магистрант _____ Мүсілімов Д. Б.

Дата "_____"_____ 202_ г.

АННОТАЦИЯ

Сердечно-сосудистые заболевания стали одной из главных проблем в мире, по данным Всемирной организации здравоохранения. Особенно они актуальны в Казахстане, где смертность от болезней системы кровообращения вдвое выше, чем в европейских странах. Хроническая сердечная недостаточность является особенно опасным состоянием для многих людей, и ее причины часто связаны с артериальной гипертонией, ишемической болезнью сердца, ревматическими пороками и анемией разного происхождения.

Исследовательская часть данной работы посвящена изучению и исследованию алгоритма определения опасной аритмии сердца. Одним из способов повышения эффективности диагностики электрокардиографической информации является использование портативных вычислительных устройств, таких как смартфоны или ПК, для мониторинга показателей сердца. Это открывает новые возможности для более доступной и удобной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний и повышения качества жизни пациентов.

АҢДАТПА

Жүрек-қан тамырлары аурулары Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымының мәліметі бойынша әлемдегі басты мәселелердің біріне айналды. Олар әсіресе қан айналымы жүйесі ауруларынан болатын өлім-жітім Еуропа елдерімен салыстырғанда екі есе жоғары Қазақстанда өзекті болып табылады. Созылмалы жүрек жеткіліксіздігі көптеген адамдар үшін ерекше қауіпті жағдай болып табылады және оның себептері жиі артериялық гипертензиямен, жүректің ишемиялық ауруымен, ревматикалық даму ақауларымен және әртүрлі шыққан анемиямен байланысты.

Бұл жұмыстың зерттеу бөлімі қауіпті жүрек аритмиясын анықтау алгоритмін зерттеуге және зерттеуге арналған. Электрокардиографиялық ақпараттық диагностиканың тиімділігін арттырудың бір жолы - жүрек параметрлерін бақылау үшін смартфондар немесе компьютерлер сияқты портативті есептеу құрылғыларын пайдалану. Бұл жүрек-қан тамырлары ауруларын неғұрлым қолжетімді және ыңғайлы диагностикалау және пациенттердің өмір сүру сапасын жақсарту үшін жаңа мүмкіндіктер ашады.

SUMMARY

Cardiovascular disease has become one of the major problems in the world, according to the World Health Organization. They are especially relevant in Kazakhstan, where mortality from diseases of the circulatory system is twice as high as in European countries. Chronic heart failure is a particularly dangerous condition for many people, and its causes are often associated with arterial hypertension, coronary heart disease, rheumatic malformations and anemia of various origins.

The research part of this work is devoted to the study and research of the algorithm for determining dangerous cardiac arrhythmia. One way to improve the efficiency of electrocardiographic information diagnostics is to use portable computing devices such as smartphones or PCs to monitor heart parameters. This opens up new opportunities for more accessible and convenient diagnosis of cardiovascular diseases and improving the quality of life of patients.

СОДЕРЖАНИЕ

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ 5
ВВЕДЕНИЕ 10
1. СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ИССЛЕДОВАНИЯ . 15
1.1 Медико-социальные предпосылки развития диагностических систем . 15
1.1.1 Основные показатели здоровья населения 16
1.2 Электрокардиография – признанный метод исследования электрической активности сердца 19
1.2.1 Генезис электрокардиосигнала 20
1.3 Анализ функциональных возможностей современных портативных систем неинвазивной кардиодиагностики 24
1.4 Анализ и классификация электрокардиографических помех 35
Выводы по главе 1, и постановка задач исследования 38
2. РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ КАРДИОДИАГНОСТИКИ 40
2.1 Основные требования к системе неинвазивной кардиодиагностики и этапы ее создания 40
2.1.1 Разработка алгоритма экспресс-анализа критических состояний . 41
2.1.2 Разработка структуры системы портативной системы неинвазивной кардиодиагностики 43
2.1.3 Разработка модели принятия решений в СНЭКД 44
2.2 Разработка метода помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе адаптивной агрегации фильтров 48
2.2.1 Основы метода адаптивной агрегации фильтров 49
2.2.2 Выбор, реализация и исследование отдельных фильтров 50
Выводы по главе 2 55

3. РЕАЛИЗАЦИЯ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НЕИНВАЗИВНОЙ КАРДИОДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ 56
3.1 Условия разработки портативного кардиоанализатора для неинвазивной кардиодиагностической системы 56
3.2 Разработка программного комплекса портативного кардиоанализатора 57
3.3 Анализ ЭКС для обнаружения критического состояния пациента 59
3.4 Получение данных, обработка и преобразование 64
3.5 Получение сигнала для визуализации ЭКГ 71
Результаты внедрения 76
Выводы по главе 3 76
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 78
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ 80
ПРИЛОЖЕНИЕ А 85

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

GPS Global Positioning System;

VA вентрикуло-атриальный;

АВ атриовентрикулярный;

АВП амплитудные и временные параметры;

АРМ автоматизированное рабочее место;

АУФ альфа-урезанный фильтр;

АЦП аналого-цифровой преобразователь;

БД база данных;

ВОЗ Всемирная организация здравоохранения;

ГЛОНАСС Глобальная навигационная спутниковая система

ИБС ишемическая болезнь сердца;

ИМ инфаркт миокарда;

КГМФ КИХ-гибридный медианный фильтр;

КДО конечный диастолический объем;

КДС кардиодиагностическая система;

КСО конечный систолический объем;

ЛЖ левый желудочек;

ЛПУ лечебно-профилактическое учреждение;

МИС медицинская информационная система;

ОЗУ оперативное запоминающее устройство;

ПГХ преобразование Гильберта-Хуана;

ПКА портативный кардиоанализатор;

ПРВ плотность распределения вероятности;

ПСС проводящая система сердца;

РКДС распределённая кардиодиагностическая система;

СКО среднеквадратическое отклонение;

СПО сигнально-помеховая обстановка;

ССЗ сердечно-сосудистые заболевания;

ССС сердечно сосудистая система;

СЭКД система электрокардиодиагностики;

УО ударный объем;

ФВ фракция выброса;

ФВЧ фильтр высоких частот;

ФСО функциональное состояние организма;

ХМ холтеровское мониторирование;

ХСН хроническая сердечная недостаточность

ЧСС частота сердечных сокращений;

ЭАС электрическая активность сердца;

ЭКГ электрокардиограмма;

ЭКС электрокардиосигнал;

ЭМД эмпирическая модовая декомпозиция;

ЭМП экстренная медицинская помощь;

ЭФИ электрофизиологическое исследование;

ЭФХ электрофизиологические характеристики;

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность работы. Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) стали одной из главных проблем в мире, по данным Всемирной организации здравоохранения. Особенно они актуальны в Казахстане, где смертность от болезней системы кровообращения вдвое выше, чем в европейских странах. Хроническая сердечная недостаточность (ХСН) является особенно опасным состоянием для многих людей, и ее причины часто связаны с гипертонией артериального характера, ишемической болезнью сердца, ревматическими пороками и анемией разного происхождения.

За десять лет, последние, заболеваемость сердечно-сосудистыми недугами в Казахстане выросла на 70%, по данным ученых. Особенно озабоченность вызывает четырехкратное увеличение госпитализаций из-за ХСН, нежели, чем по сравнению с предыдущими двадцатью годами. Из 13 миллионов взрослого населения Казахстана более 350 тысяч граждан страдают от ХСН.

Эта проблема сердечно-сосудистых заболеваний стала важной для всей страны из-за высокого уровня заболеваемости, инвалидизации и смертности, а также из-за долгосрочного медикаментозного лечения, которое требует значительных затрат. В связи с этим растёт потребность обращать больше внимания на превентивные меры по предотвращению этих заболеваний.

Одним из новых методов в определении сердечно-сосудистых заболеваний является наблюдение за работой сердца во время активности без ограничений (НАО). Благодаря современным технологиям теперь можно создавать компактные портативные устройства, способные регистрировать функциональные параметры организма человека во время его естественной активности. Разработка и применение подобных устройств требует более глубокого исследования методов и алгоритмов обработки электрокардиограмм (ЭКГ).

Для сокращения риска возникновения опасных сердечных аритмий необходимо улучшение систем диагностики и обработки ЭКГ, включая разработку и внедрение портативных систем мониторинга состояния сердца во время активной жизни. Предоставление своевременной медицинской помощи играет решающую роль в сохранении жизни и здоровья пациентов, а также в снижении инвалидности и смертности.

Одним из способов повышения эффективности диагностики электрокардиографической информации является использование портативных вычислительных устройств, таких как смартфоны, для мониторинга показателей сердца. Это открывает новые возможности для более доступной и удобной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний и повышения качества жизни пациентов.

Таким образом, разработка и улучшение портативных систем для раннего обнаружения опасных сердечных аритмий во время активности без ограничений являются актуальной научно-технической задачей.

Объектом исследования является система неинвазивной кардиодиагностики в условиях свободной активности.

Предметом исследования являются способы и средства обработки и анализа ЭКС в условиях свободной активности, способы и средства организации информационного взаимодействия в информационно-измерительной системе определения опасных для жизни аритмий.

Цель данной работы заключается в разработке портативной информационно-измерительной системы, которая будет осуществлять мониторинг электрокардиосигналов (ЭКС) с целью выявления опасных сердечных аритмий во время активности без ограничений.

*Задачи исследовани*я:

1. Оценка имеющихся систем наблюдения ЭКС в условиях свободной активности: Требуется выполнить критическое обозрение уже существующих систем наблюдения ЭКС, предназначенных для применения в условиях свободной активности пациента. Это поможет определить их преимущества, ограничения и проблемы, с которыми сталкиваются исследователи и разработчики. Также важно провести анализ требований и потребностей, выяснить, какие особенности и функции системы мониторинга должны быть реализованы для определения опасных аритмий сердца.
2. Разработка информационно-измерительной, портативной системы мониторинга: Исходя из проведенного анализа, требуется разработать подход к созданию портативной системы мониторинга, способной обнаруживать опасные сердечные аритмии во время активности без ограничений. Важно определить список необходимых датчиков и приборов, которые будут использоваться для сбора данных, а также разработать систему сбора, хранения и передачи данных.
3. Предварительная обработка ЭКС: Одной из ключевых задач в разработке системы мониторинга является предварительная обработка ЭКС с целью подавления помех и устранения тренда изолинии. Необходимо разработать способ предварительной обработки сигнала ЭКС, который будет эффективно справляться с помехами, возникающими в условиях свободной активности пациента, и устранять тренд изолинии, чтобы получить точные и надежные данные для анализа аритмий сердца.
4. Экспресс-оценка состояния сердца: Разработка способа экспресс-оценки состояния сердца включает создание алгоритмов и методов анализа данных, полученных от системы мониторинга. Эти алгоритмы должны быть способными определить опасные аритмии сердца и предоставлять достоверную и своевременную информацию о состоянии сердечной активности пациента. Для этого могут быть использованы различные методы машинного обучения, анализа временных рядов и статистического моделирования.

5. Экспериментальное исследование и внедрение системы мониторинга: После разработки системы мониторинга необходимо провести экспериментальное исследование, чтобы оценить ее эффективность и точность в определении опасных аритмий сердца в реальных условиях свободной активности пациента. После успешного исследования система может быть внедрена для использования в клинической практике.

Методы исследования. Для решения поставленных задач применялись теоретические основы кардиографии, методы статистической обработки сигналов, цифровая обработка сигналов и методы создания информационно-измерительных систем.

Научная новизна исследования заключается в следующем:

1. Высокая помехоустойчивость: Разработанная система обладает высокой помехоустойчивостью, что обеспечивает достоверность автоматических заключений во время активности без ограничений пациентов. Это важное достижение, поскольку свободная активность пациента может вызывать различные помехи, которые могут исказить сигнал ЭКС.
2. Трехуровневый анализ ЭКС: Разработанная система предлагает трехуровневый анализ ЭКС, включающий автоматический экспресс-анализ КС, автоматический дифференцированный анализ КС и подробный врачебный анализ с применением АРМ врача кардиолога. Это обеспечивает более полное и детальное исследование сердечной активности пациента.
3. Определение местоположения пациента и вызов скорой помощи: Разработанная система позволяет определить местоположение пациента и оказать ему неотложную медицинскую помощь в случае критических состояний. Это важный аспект, который способствует своевременной реакции на опасные аритмии сердца.
4. Многокомпонентный фильтр на основе адаптивной агрегации фильтров: Разработана структура многокомпонентного фильтра, основанного на принципе адаптивной агрегации фильтров. Это позволяет эффективно фильтровать и устранять помехи из электрокардиосигналов, обеспечивая более точный анализ сердечной активности.
5. Проектирование принципиальной схемы и печатной платы: Была спроектирована схема - электрическая принципиальная мобильного кардиоанализатора, а также создана плата прибора (печатная), которая представляет готовую аппаратную платформу для кардиоанализатора. Это важные шаги в разработке физической реализации системы.
6. Создание опытного образца системы: Был разработан прототип портативного анализатора сердечной активности, который представляет собой новую систему неинвазивной кардиодиагностики. Это позволяет провести экспериментальное тестирование и оценить эффективность системы в реальных условиях.

Практическое значение исследования в том, что разработанный прототип портативной информационно-измерительной системы мониторинга для определения опасных аритмий сердца во время активности без ограничений повышает диагностическую эффективность оказываемых медицинских услуг в два раза путем своевременного обнаружения опасных аритмий сердца.

Реализация и внедрение результатов работы. Разработанный при участии автора работы прототип портативной системы кардиодиагностики применяется в образовательном процессе Satbayev University и проходит апробацию в АО "Центральная клиническая больница" в городе Алматы.

На защиту выносятся:

1. Инновационный подход, основанный на принципах своевременности и доступности, к разработке портативной информационно-измерительной системы мониторинга для обнаружения опасных аритмий сердца во время активности без ограничений пациента.
2. Новые методы подавления помех и устранения тренда изолинии на основе комплексной предварительной обработки электрокардиосигналов (ЭКС), включающие определение информационных участков ЭКС и статистических параметров ЭКС, а также применение адаптивной фильтрации и оценки помехи.
3. Структура портативной информационно-измерительной системы мониторинга для обнаружения опасных аритмий сердца во время активности без ограничений, позволяющая реализовать инновационный подход к выявлению опасных аритмий сердца и может быть использована для создания средств кардиодиагностики во время активности без ограничений.

Личный вклад автора: Основные результаты, представленные в данной работе, были получены лично автором. Результаты, опубликованные совместно с другими авторами, принадлежат соавторам в равной степени. Результаты других авторов, использованные в настоящем исследовании, были адекватно отражены и процитированы.

Результаты исследования успешно прошли апробацию на нескольких престижных мероприятиях, подтверждая их значимость и актуальность. Основные выводы работы были представлены и обсуждены на 6 международных научно-технических конференциях и форумах, включая «12-ю Международную конференцию IEEE по применению информационных и коммуникационных технологий» (AICT2018) в Алматы в 2018 году, «XX Международную конференцию молодых специалистов по микро/нанотехнологиям и электронным приборам» (EDM 2019) в Новосибирске в 2019 году, «XI Международную научно-техническую конференцию «Шляндинские чтения – 2019» в Пензе, «Неделю науки СПбПУ-2019» с международным участием в Санкт-Петербурге в 2019 году, «Международный Форум «Коммерциализация технологий как инструмент интеграции науки и бизнеса» в Нур-Султане в 2019 году, а также «Международную научно-практическую конференцию «Сатпаевские чтения-2018» в Алматы в 2018

году. Эти события подтверждают важность исследования и его вклад в развитие соответствующих научных и практических областей.

Работа организована в следующей структуре: введение, три главы, заключение и список литературы. Общий объем работы составляет 78 страниц, которые включают 42 рисунка и 11 таблиц. В списке литературы приведено 58 наименований, которые использовались при написании работы.

1. СОСТОЯНИЕ ВОПРОСА И ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ИССЛЕДОВАНИЯ

1.1 Медико-социальные предпосылки развития диагностических систем

В 2013 году Республиканским министерством здравоохранения Казахстана "Концепция развития электронного здравоохранения Республики Казахстан на 2013-2020 годы" принята была данная концепция. Также в том же году была запущена Государственная программа "Информационный Казахстан - 2020", которая заложила основу для развития электронного здравоохранения (эздравоохранение) и определила пути информатизации системы здравоохранения. Внедрение информационно-коммуникационных технологий (ИКТ) в здравоохранение ожидалось привести к повышению качества медицинской помощи населению. Технологии электронного здравоохранения позволяют осуществлять дистанционный мониторинг населения, улучшать распространение информации среди пациентов и обеспечивать лучший доступ к медицинской помощи, особенно для людей, проживающих в удаленных районах, а также для инвалидов и пожилых лиц [13].

В рамках государственной программы развития здравоохранения Республики Казахстан на период с 2020 по 2025 годы установлены приоритетные задачи, связанные с развитием мобильного здравоохранения. Одной из основных целей программы является активное использование носимых устройств в целях профилактики заболеваний и поддержания здорового образа жизни. Планируется интеграция дистанционных медицинских услуг в обычные процессы оказания медицинской помощи, что приведет к повышению доступности и эффективности системы здравоохранения. Это позволит людям получать качественную медицинскую помощь на расстоянии, сократит время ожидания и улучшит общий уровень здравоохранения в стране.

Также в рамках программы будет внедряться инновационные технологии обработки данных для принятия решений относительно здоровья отдельных людей, групп населения и всей страны. Будут применяться инструменты, позволяющие оценивать бремя заболеваний, распространенность определенных заболеваний и факторов риска. Таким образом, планируется использование интеллектуальных систем и аналитических инструментов для выявления закономерностей и причинно-следственных связей в общественном здоровье, персонализированной медицине и эффективности системы здравоохранения.

Программа развития здравоохранения стремится к современным инновациям в области электронного здравоохранения, чтобы обеспечить более эффективную, доступную и качественную медицинскую помощь населению Казахстана [18].

1.1.1 Основные показатели здоровья населения

Действительно, данные Всемирной организации здравоохранения указывают на высокий уровень смертности от сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) во всем мире, и Казахстан не является исключением. В Казахстане заболевания системы кровообращения являются причиной смерти людей в два раза чаще, чем в некоторых странах европы. Это представляет серьезную угрозу для пациентов, страдающих хронической сердечной недостаточностью (ХСН), которая чаще всего возникает вследствие артериальной гипертонии, ишемической болезни сердца, ревматических пороков и анемии.

Казахстане выросла на 1,7 раза за последние десять лет заболеваемости, сердечно-сосудистыми заболеваниями. Исследования, проведенные учеными, показывают, что госпитализации из-за ХСН увеличились в четыре раза по сравнению с данными двадцати лет назад. Из 13 миллионов взрослого населения Казахстана, у 350 тысяч человек была поставлена диагноз ХСН [8].

Анализ смертности от ишемической болезни сердца в Казахстане за период 2015-2017 годов показывает значительное снижение смертности (рисунок 1), но заболеваемость продолжает расти (рисунки 1.2 и 1.3) (Источник: ТОО "Мединформ", РК).

Рисунок 1.1. Анализ смертности от ишемической болезни сердца по РК за 2015-2017 годы

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) занимает первое место в структуре заболеваемости ССЗ среди лиц в возрасте от 18 лет и старше в Казахстане (480 случаев на 100 тысяч населения). Почти каждый десятый житель Казахстана

страдает от ИБС, причем большая доля умерших от этого заболевания приходится на экономически активное население в возрасте от 18 до 64 лет (рисунок 1.2).

Анализ заболеваемости ишемической болезни сердца по регионам показывает, что наиболее высокие уровни заболеваемости отмечаются в городе Алматы (796 случаев на 100 тысяч населения), Жамбылской области (700) и Алматинской области (560) (рисунок 1.2).

Рисунок 1.2. Анализ заболеваемости ишемической болезни сердца в разрезе областей за 2015-2017 годы

Что касается острого инфаркта миокарда, наиболее высокие уровни заболеваемости отмечаются в Восточно-Казахстанской области (158 случаев на 100 тысяч населения), Северо-Казахстанской области (142), Акмолинской области (138,9) и Западно-Казахстанской области (120) (рисунок 1.2).

Рисунок 1.3. Анализ заболеваемости острый инфаркт миокарда в разрезе областей за 2015-2017 годы.

Распространенность СЗЗ среди населения в возрасте 18 лет и старше чаще встречается у городских жителей, нежели чем у сельских жителей (таблица 1.1) [16].

Таблица 1.1

Распределение ССЗ среди городских и сельских жителей в 2017 г. (на 100 тыс. населения)

Ишемическая болезнь сердца		Острый инфаркт миокарда	
Город	Село	Город	Село
567	493	74	61

Проблема борьбы с кардиоваскулярными заболеваниями (КВЗ) среди населения приобретает национальное значение в связи с высокой заболеваемостью, высоким уровнем инвалидизации и смертности, продолжительным, часто пожизненным, медикаментозным лечением и его высокой стоимостью. В таких условиях возникает необходимость уделять все большее внимание ранней первичной профилактике этих заболеваний.

1.2 Электрокардиография – признанный метод исследования электрической активности сердца

История электрокардиографии насчитывает более века и связана с работами многих ученых, как зарубежных, так и российских. Один из основоположников этой области - нидерландский ученый В. Эйнтховен, который в 1903 году разработал прибор для регистрации электрической активности сердца и в 1906 году впервые применил электрокардиографию в диагностических целях. Он также ввел условные обозначения для зубцов ЭКГ - P, Q, R, S, T, U. На рисунке 4 представлена структура ЭКС с обозначением характерных элементов.

Классические труды по электрокардиографии, включая работы упомянутых вами исследователей (М.И. Кечкер, А.Л. Голдбергер, А.Б. де Луна, М. Габриэль Хан, Ф. Циммерман, В.Н. Орлов, А.В. Струтынский и др.), представляют собой подробные изложения теоретических основ, принципов анализа и механизмов формирования электрокардиограммы при сердечно-сосудистых заболеваниях и симптомах [27].

Существующие работы и исследования продолжают совершенствовать методы регистрации и анализа электрокардиограммы, улучшая точность и надежность диагностики состояния сердечно-сосудистой системы. Электрокардиография остается наиболее известным, признанным и широко используемым методом оценки состояния сердца человека.

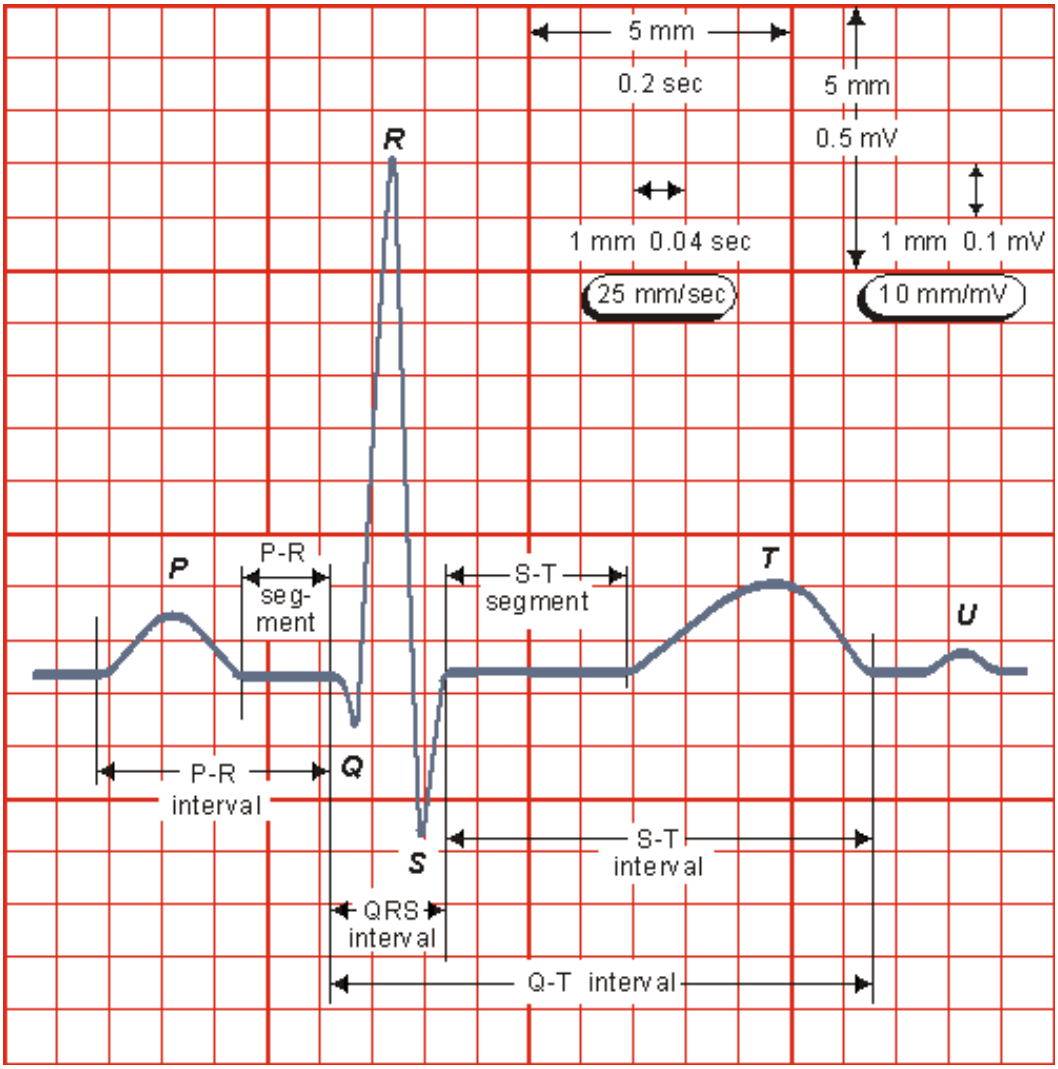


Рисунок 1.4. Структура электрокардиосигнала

1.2.1 Генезис электрокардиосигнала

Каждая фаза электрической активности сердца имеет свое отражение на электрокардиограмме в виде определенных зубцов или комплексов.

При нормальном синусовом ритме сердца электрический импульс возникает в синусовом узле, который находится в правом предсердии. Затем импульс распространяется по левому предсердию и далее по желудочкам сердца. На электрокардиограмме это отражается зубцом P, который представляет деполяризацию предсердий (рисунок 1.5).

Следующими после зубца P на ЭКГ идут зубцы Q, R, S, которые представляют деполяризацию желудочков. Затем следует зубец T, который

отражает реполяризацию желудочков. Эти комплексы (QRS и T) представляют собой основные элементы, используемые для анализа состояния сердца на ЭКГ.

В целом, анализ формы и временных параметров этих зубцов и комплексов на электрокардиограмме позволяет определить наличие аномалий, аритмий и других сердечных состояний. ЭКГ является важным инструментом для диагностики и оценки работы сердечно-сосудистой системы человека.

Рисунок 1.5. Возбуждение предсердий

Атриовентрикулярный узел является ключевым элементом сердечной проводящей системы. Он обеспечивает задержку электрического импульса перед его распространением в желудочки сердца. Во время задержки на ЭКГ отмечается горизонтальный сегмент PQ, который отображает этот период времени (рисунок 1.6). Задержка импульса позволяет предсердиям закончить свою сократительную фазу и передать поток возбуждения желудочкам, обеспечивая согласованную работу сердечной мышцы.

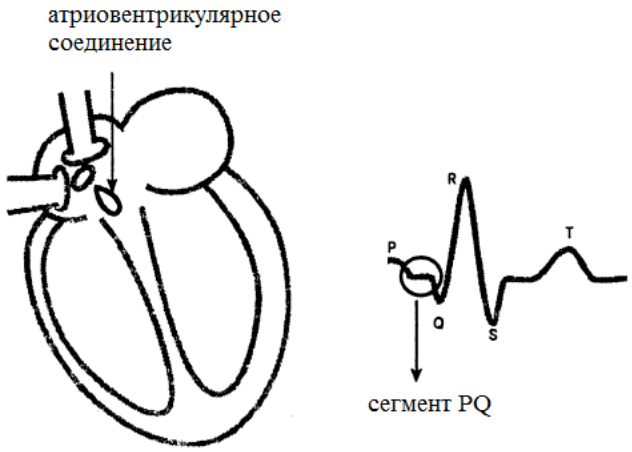


Рисунок 1.6. Прохождение импульса по АВ-узлу

Электрический импульс, пройдя через атриовентрикулярный узел, достигает проводящих путей желудочков, включая систему пучка Гиса и волокна Пуркинье. Эти специализированные структуры эффективно распространяют импульс по всему миокарду желудочков, вызывая его возбуждение и сокращение. На ЭКГ это отображается в виде комплекса QRS, который представляет собой характерную последовательность зубцов и отражает электрическую активность желудочков (рисунок 1.7). Форма и продолжительность комплекса QRS могут давать информацию о состоянии желудочков и наличии каких-либо патологических изменений [33].

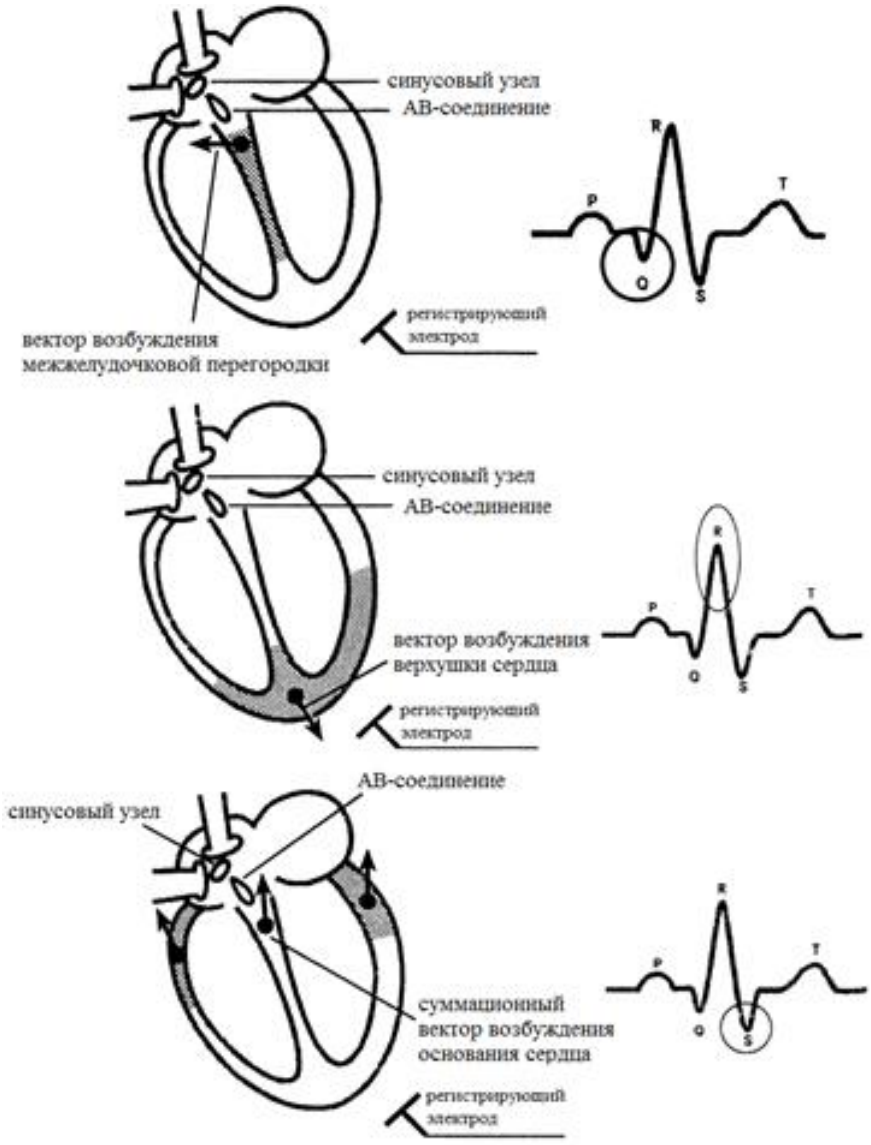


Рисунок 1.7. Возбуждение желудочков

Прошедший через возбуждение желудочка, электрический сигнал затухает, в то время как реполяризационные процессы происходят и отображаются на ЭКГ в виде сегмента ST и зубца Т (рисунок 1.8).

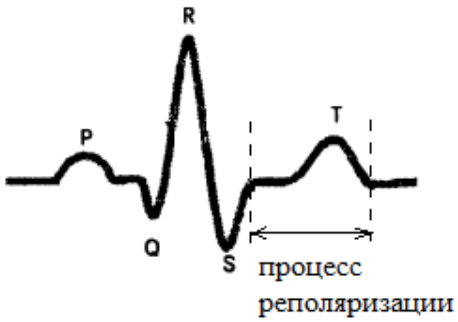


Рисунок 1.8. Регистрация процесса реполяризации

В таблице 1.**Error! Reference source not found.** приведены значения амплитудно-временных параметров ЭКС в норме.

Таблица 1.2

Амплитудно-временные параметры ЭКС в норме

Элементы	**Продолжительность, с**	**Амплитуда, мм**
Зубцы		
P	0,06-0,1	0,05-2,5
Q	<0,03	<¼ R
R	0,03-0,04	<8 (в I, II), <25 (в V1)
S	<0,03	до 20 (V5,6 до 26)
T	0,16	<1/2-1/3; R (II отв. до ¼ R)
U	0,06-0,16	2-3
Интервалы		
PQ	0,12-0,2	-
QT	0,35-0,42	-
RR	0,75-1,0	-
RS	0,03-0,05	-
Сегмент		
ST	0,03-0,12	-
Комплекс		
QRS	0,06-0,09 (0,1)	-

Врачебная интерпретация ЭКГ представляет собой процесс анализа различных параметров сигнала, который позволяет оценить различные аспекты работы сердца. Врач обращает внимание на следующие характеристики:

– Частота и ритмичность сердечных сокращений: врач определяет частоту сердечных сокращений (пульс) и проверяет, является ли ритм сердца нормальным или нарушенным.

– Амплитуда и длительность зубцов: врач измеряет амплитуду и длительность различных зубцов на ЭКГ, таких как зубец P, зубец Q, зубец R, зубец S и зубец T. Эти измерения могут помочь выявить аномалии или изменения в работе сердца.

– Продолжительность сегментов и интервалов: врач измеряет продолжительность сегментов (например, сегмент PQ) и интервалов (например, интервал QT), чтобы оценить возможные аномалии проведения импульса в сердце.

– Изменения морфологии элементов сигнала: врач обращает внимание на форму и характеристики зубцов и сегментов ЭКГ, чтобы выявить любые необычные или патологические изменения, которые могут свидетельствовать о наличии сердечных заболеваний.

На основании всех этих измерений и анализа врач делает заключение о состоянии здоровья сердца пациента, выявляет наличие патологий, таких как аритмии, и решает необходимость дополнительных исследований или лечения.

1.3 Анализ функциональных возможностей современных портативных систем неинвазивной кардиодиагностики

В данном обзоре был проведен анализ внебольничных технологий электрокардиографии с целью оценки их полезности для диагностики. Были выявлены плюсы и минусы диагностических устройств, которые представлены в Таблице 1.3. Основной акцент был сделан на портативных или носимых устройствах, чтобы выделить их отличия от обычных стационарных электрокардиографов.

Для проведения обзора были использованы различные источники данных, включая поиск в базах данных «Web of Science» и «Scopus». Используя ключевые слова «портативные», «носимые» или «патч» электрокардиографические устройства, были найдены доступные технологии. В обзор были включены не только коммерчески доступные устройства, но и устройства, разрабатываемые ведущими научными организациями.

В результате было обнаружено 9 устройств, из которых 4 были записывающими устройствами с одним отведением конечности, 4 устройства имели 3 отведения, а 1 устройство представляло собой электрокардиограф с пальцевыми и грудными электродами. Плюсы и минусы каждого устройства были описаны в Таблице 1.3. На рисунках 1.9-1.17 представлены устройства с одним и несколькими отведениями соответственно, чтобы визуально продемонстрировать их внешний вид и особенности.

Такой подробный обзор и анализ различных устройств помогает лучше понять и оценить их применимость и эффективность в диагностике сердечно-сосудистых заболеваний.

Alivecor kardia

Рисунок 1.9. Alivecor kardia

Alivecor – это устройство ЭКГ, разработанное для использования с смартфонами. Оно состоит из корпуса, который подключается к совместимому смартфону или планшету, и имеет электроды для передачи ритмов ЭКГ на смартфон. Основная функция Alivecor - отображение кривой ЭКГ, а также наличие расширенного фильтра, который обеспечивает плавное отслеживание ЭКГ [28].

Alivecor Kardia получила одобрение для продажи и использования в более чем 25 странах, включая США, Великобританию, Германию, Францию и другие. Он был показан как полезное устройство для выявления мерцательной аритмии в нескольких исследованиях и для обнаружения удлиненного интервала QT в другом исследовании (рисунок 1.9).

Исследование, проведенное Lau и его коллегами, показало высокую чувствительность устройства Alivecor для обнаружения мерцательной аритмии (98%) и высокую специфичность (97%). Подобные результаты были получены в другом исследовании Lowers и его коллег, где чувствительность составила 98,5%, а специфичность – 91,4%. Однако в исследовании Pak-Hei Chan, где распространенность мерцательной аритмии была низкой (2,7%), чувствительность устройства составила 71,4%.

Alivecor также демонстрировал свою полезность в условиях сообщества для обнаружения мерцательной аритмии и определения интервала QT.

Это обзорные данные, которые показывают положительные аспекты использования устройства Alivecor в диагностике сердечных заболеваний, особенно при обнаружении мерцательной аритмии и удлиненного интервала QT.

Omron heartscan

Рисунок 1.10. Omron heartscan

Омрон HeartScan – это портативное, компактное и беспроводное устройство ЭКГ с пальцевыми и грудными электродами и экраном высокого разрешения. Оно отображает форму волны ЭКГ, но имеет ограничение в виде отсутствия аккумуляторной батареи (рисунок 1.10).

Полезность устройства была продемонстрирована в нескольких исследованиях, особенно в области выявления мерцательной аритмии. Однако результаты исследований относительно чувствительности и специфичности HeartScan различаются [48].

В исследовании Weisel J. и его коллег показана низкая чувствительность (30%) и высокая специфичность (97%) при выявлении фибрилляции предсердий. Однако исследование Marazzi G. и соавторов показало более высокие значения чувствительности (100%), специфичности (92%) и точности (95%) при выявлении фибрилляции предсердий.

Также были проведены исследования с использованием Omron HeartScan среди пожилых людей. Kearley K. и соавторы сообщили о высокой чувствительности (98,7%) и несколько более низкой специфичности (76,2%) при выявлении фибрилляции предсердий в этой возрастной группе.

Исследование de Asmundis C. и соавторов показало более высокую степень выявления аритмий, связанных с симптомами, с помощью Omron HeartScan по сравнению с холтеровским монитором.

В исследовании Gerrit Kaleschke и его коллег были получены высокие показатели чувствительности (99%) и специфичности (96%) для выявления мерцательной аритмии с использованием Omron HeartScan.

Таким образом, Omron HeartScan показывает перспективы в диагностике сердечных аритмий, особенно в обнаружении мерцательной аритмии, но результаты исследований могут варьироваться, и дальнейшие исследования требуются для подтверждения его эффективности и надежности.

E100 (Reka health)

Рисунок 1.11. E100 (Reka health)

E100 - это маленькое круглое, легко переносимое устройство для записи ЭКГ с электродами. Он способен хранить большое количество записей ЭКГ, имеет встроенную аккумуляторную батарею, облачный сервис, но не отображает трассировку ЭКГ. Полезность REKA Health была продемонстрирована в 1 исследовании (рисунок 1.11) [29].

Zenicor ECG

Рисунок 1.12. Zenicor ECG

Zenicor ECG – это портативный датчик пальцев, устройство записи и отображения с возможностью передачи на смартфон. Он способен хранить большое количество записей ЭКГ, имеет встроенную аккумуляторную батарею, облачный сервис, но не отображает трассировку ЭКГ. Полезность Zenicor ЭКГ была продемонстрирована в 2 исследованиях. В исследовании Doliwa P.S. et al [30] чувствительность и специфичность для определения мерцательной аритмии составили 96% и 92% соответственно. В исследовании среди детей, проведенном Usadel et al., Zenicor показал 92% чувствительности при диагностике над желудочковой тахикардии, плюс 77% чувствительности и 92% специфичности при выявлении аномальных ЭКГ (рисунок 1.12) [28].

ZioPatch

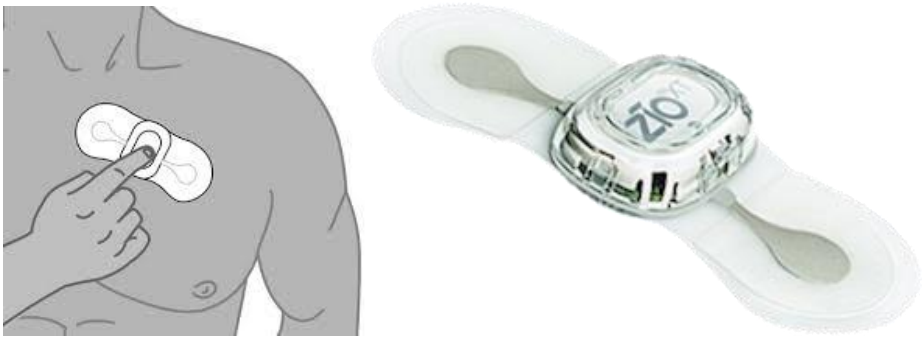


Рисунок 1.13. ZioPatch

ZioPatch представляет собой амбулаторный пластырь для мониторинга ЭКГ, который наносится на левую грудную область пациента и предназначен для ношения в течение 14 дней. Это водостойкое беспроводное устройство с 3 отведениями, которое не требует зарядки аккумулятора. После окончания периода ношения патча данные анализируются с помощью ZioPatch (рисунок 1.13).

Полезность ZioPatch была продемонстрирована в нескольких исследованиях. В исследовании, проведенном Turakhia MP и его коллегами, было показано, что включение данных от всего периода ношения ZioPatch улучшает диагностические результаты для любой аритмии и симптоматической аритмии по сравнению с первыми 48 часами мониторинга.

В другом исследовании, проведенном Barrett PM и соавторами, ZioPatch обнаружил больше случаев аритмии по сравнению с холтеровским монитором в общей продолжительности ношения, хотя холтеровский монитор обнаружил больше событий в первые 24 часа мониторинга.

Исследование Michael A. Rosenberg показало, что нагрузка на фибрилляцию предсердий была сопоставима между 24-часовым холтеровским монитором и устройством ZioPatch в первые 24 часа, но из-за более длительного мониторинга с

помощью ZioPatch были обнаружены случаи фибрилляции предсердий у других пациентов.

В исследовании Schreiber D. и его коллег был показан диагностический выход 63,2% при выявлении мерцательной аритмии с использованием ZioPatch.

Исследование, проведенное Кристиной Э. Тунг и соавторами, показало, что около 15% первых случаев пароксизмальной фибрилляции предсердий произошло через 48 часов, что не было обнаружено обычным холтеровским монитором, но может быть обнаружено с помощью ZioPatch [26].

Результаты большого исследования среди педиатрической возрастной группы показали, что среднее время до первой выявленной и впервые вызванной симптомами аритмии составило около 2,7-3,0 дней и 3,3-3,3 дней соответственно.

ReadMyHeart

Рисунок 1.14. ReadMyHeart

ReadMyHeart 2.0 – это устройство ЭКГ в форме ладони, простой дизайн и удобное использование, которое может записывать сигнал ЭКГ пользователя в любое время и в любом месте. Но этот прибор не сообщает о наличии проблем с сердцем, и только врач может поставить диагноз (рисунок 1.14) [37].

Аппарат NUVANT Mobile Cardiac Telemetry

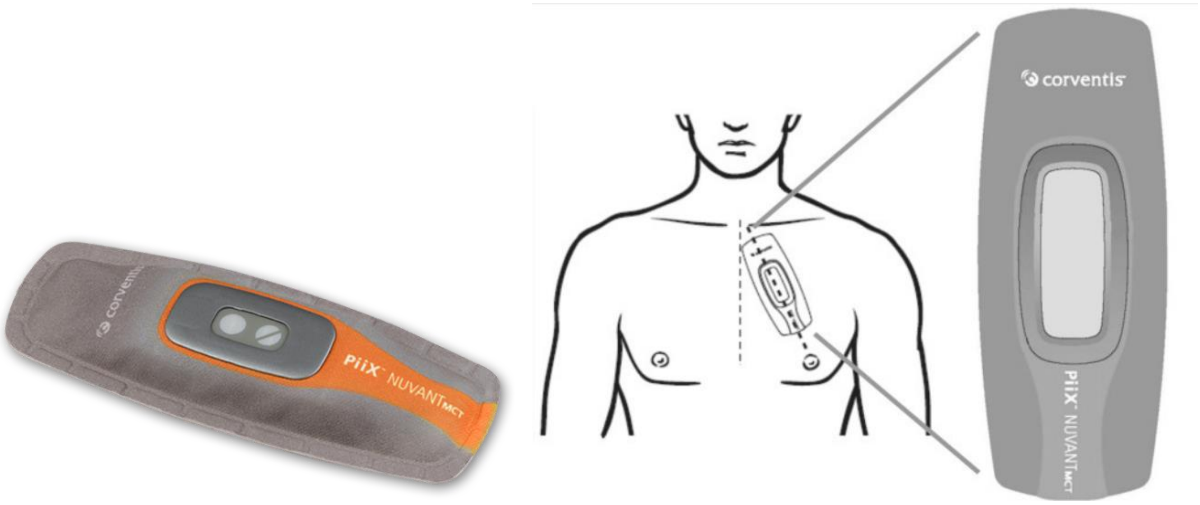
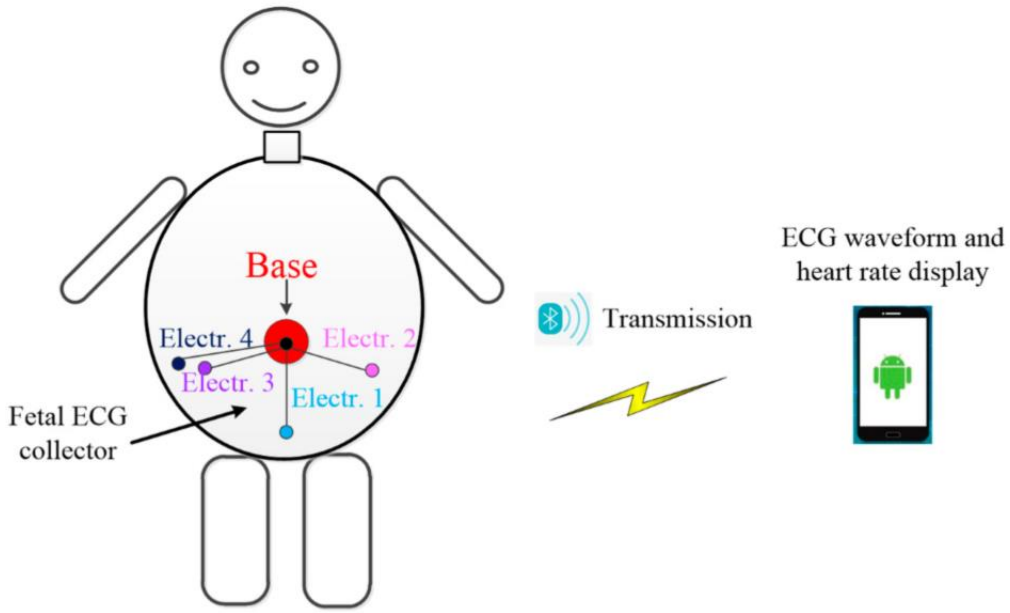


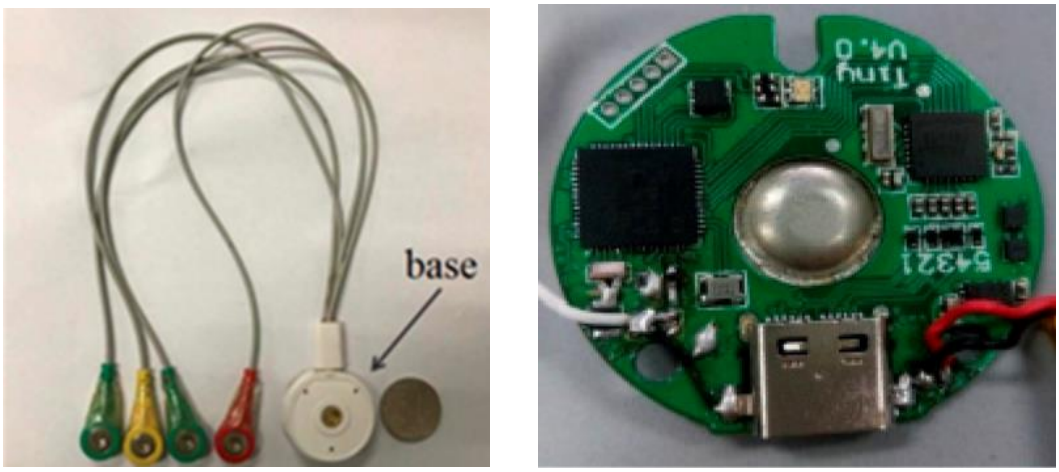
Рисунок 1.15. Аппарат NUVANT Mobile Cardiac Telemetry

Corventis является пионером в области мобильного мониторинга пациентов и разработал систему телеметрии сердца NUVANT. Эта система включает носимое устройство, которое пациент носит для мониторинга сердечных аритмий и частоты сердечных сокращений. Носимое устройство передает данные по беспроводной линии связи на сетевой шлюз, который в свою очередь передает данные в центр мониторинга Corventis (CMC). В CMC данные пациента проверяются, комментируются и предоставляются лечащему врачу (рисунок 1.15).

Система мониторинга ЭКГ плода на базе смартфона Android



а)



б) *в)*

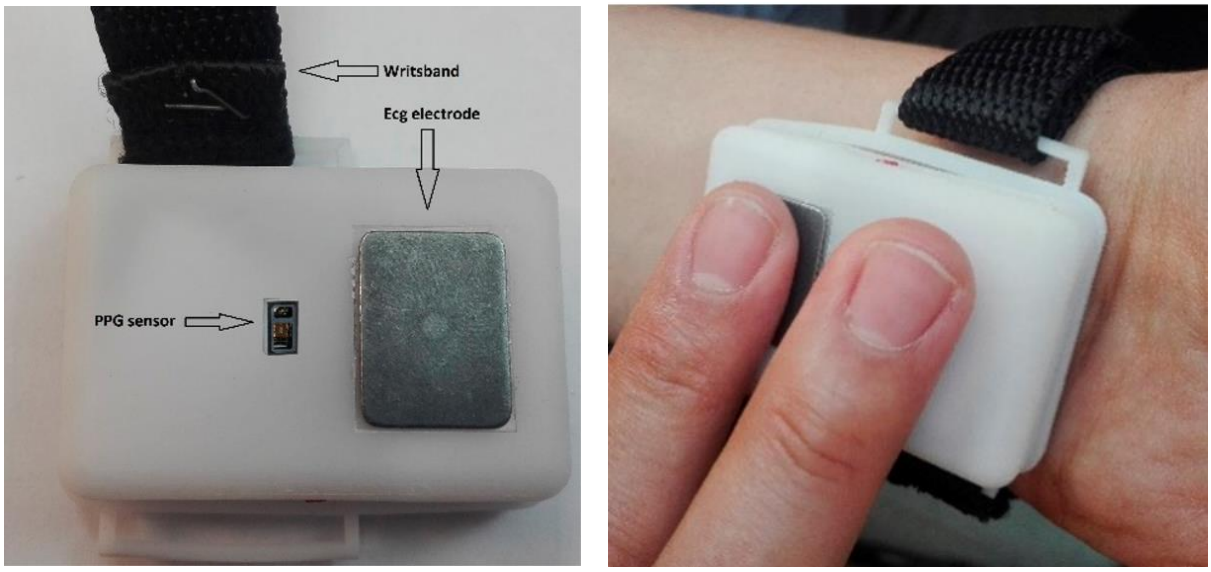
Рисунок 1.16. Система мониторинга ЭКГ плода на базе смартфона Android

Портативный маломощный коллектор ЭКГ плода, описанный в исследовании, представляет собой устройство, которое записывает сигналы ЭКГ матери в брюшной полости в режиме реального времени. Данные ЭКГ передаются по Bluetooth на смартфон клиента. В приложении, используемом в связке с устройством, реализованы алгоритмы быстрой фиксированной точки и алгоритм энтропии выборки для анализа независимых компонентов и извлечения сигналов ЭКГ плода в реальном времени из сигналов ЭКГ матери в брюшной полости. [39]

Описанная система представляет потенциально возможный способ неинвазивного мониторинга ЭКГ плода в реальном времени. Однако, в исследовании отмечается, что сегмент ST сигнала ЭКГ плода, извлеченный с использованием предложенного алгоритма, был серьезно искажен. Это ограничение может затруднять интерпретацию и анализ данных о состоянии плода. Кроме того, следует отметить, что система была протестирована только с использованием сигналов ЭКГ матери в брюшной полости, смоделированных генератором сигналов брюшной полости матери. Это ограничение требует дальнейших исследований и тестирования системы на реальных данных пациентов, чтобы оценить ее эффективность и надежность в клинической практике.

В целом, данная система представляет интересный подход к мониторингу ЭКГ плода, однако требуется дополнительная работа для преодоления ограничений и подтверждения ее эффективности в реальных условиях (рисунок 1.16).

VITAL-ECG



а) *б)*

Рисунок 1.17. VITAL-ECG

VITAL-ECG является устройством, разработанным с акцентом на простоту использования. Одной из его основных целей является предоставление доступа к измерениям ЭКГ и распознаванию мерцательной аритмии без необходимости специальных знаний в области медицины. Приобретение устройства не требует калибровки, а основная инструкция заключается в умении пользоваться мобильным телефоном или планшетом на базе операционной системы Android (рисунок 1.17).

Когда устройство обнаруживает опасную ситуацию, такую как мерцательная аритмия, простая кнопка в приложении позволяет передать местоположение пациента и соответствующие данные в удаленный центр или назначенному врачу. Это обеспечивает быструю реакцию на возникшую проблему и позволяет своевременно предоставить медицинскую помощь.

Основной акцент на простоте использования и возможности передачи данных в реальном времени делает VITAL-ECG удобным инструментом для пациентов без специализированных знаний в области медицины. Это может быть особенно полезно в случаях, когда возникают сердечные проблемы или требуется мониторинг сердечного состояния, но доступ к профессиональным медицинским услугам ограничен или требует больших усилий.

Таблица 1.3

Полезность (плюсы и минусы) диагностики портативных систем кардиодиагностики

№	Название ЭКГ аппарата	Достоинства	Недостатки

1	Kardia Mobile	– Отображает след ЭКГ – Легко носить с собой – Фильтр, который сглаживает отслеживание ЭКГ – Одобрен агентством Министерства здравоохранения и социальных служб США	– Существует необходимость Android / iPhone с этим устройством.
2	Omron HeartScan (HCG 801)	– Поставляется со встроенными нагрудными и пальцевыми электродами, что делает его более удобным для пользователя	– Автономный гаджет – Нет встроенного аккумулятора
3	REKA E100	– Устройство записи и хранения – Может хранить более 1000 записей – Встроенная аккумуляторная батарея – Сервис облачного анализа (платный) – Одобрен агентством Министерства здравоохранения и социальных служб США	– Доступно только по рецепту врача – Не отображает записи ЭКГ
4	Zenicore EKG	– Устройство записи и хранения – Сервис облачного анализа	– Не отображает кривые ЭКГ
5	ZioPatch	– ЭКГ-устройство с 3 отведениями – Зарядка аккумулятора не требуется – Замена электродов не требуется	– Требует длительного применения отдельными лицами для получения истинных показаний
6	ReadMyHeart	– Легкий и весит всего 134 г (без батареи). – Простота в эксплуатации. – Он может хранить 30 данных ЭКГ. – С помощью специальных соединительных кабелей можно также записать ЭКГ отведений II и отведения III. – С программным обеспечением для управления ЭКГ удобно управлять собой, а также отправлять данные своему врачу через Интернет.	– Нет встроенной аккумуляторной батареи – Не сообщит вам о наличии проблем с сердцем, и только ваш врач может поставить вам диагноз. – Не рекомендуется для пациентов с сердечной недостаточностью
7	NUVANT Mobile Cardiac Telemetry	– обратная связь в реальном времени о сердечных аритмиях и частоте сердечных сокращений – беспроводная линия связи на	– Требует длительного применения отдельными лицами для получения истинных показаний

		– автоматическое заключение в центре мониторинга Corventis (CMC), где данные проверяются, комментируются и предоставляются лечащему врачу	
8	Система мониторинга ЭКГ плода	– мониторинг ЭКГ плода	– система была протестирована только с использованием сигналов ЭКГ матери в брюшной полости, смоделированных генератором сигналов брюшной полости матери
9	VITAL-ECG	– простое в использовании. – распознавание мерцательной аритмии без специальных знаний – функция передачи данных о местоположение пациента в удаленный центр или назначенному врачу	– отсутствие встроенной карта памяти

Портативные системы кардиодиагностики имеют разные функции и возможности, но они обладают общими недостатками. Одним из таких недостатков является отсутствие функции экстренного вызова скорой помощи при критическом состоянии пациента. Важно, чтобы пользователи портативных кардиографов могли оперативно получать последние записи ЭКГ в случае экстренных ситуаций, чтобы обеспечить медицинскую помощь.

Хранение архива записей на сервере медицинской организации не обеспечивает оперативного доступа к последним актуальным записям ЭКГ пациента в экстренных ситуациях. Это связано с тем, что экстренная помощь требует медицинской услуги другого уровня, которая не может быть обеспечена только хранением данных на сервере. Однако для диагностических целей важно, чтобы лечащий врач или фельдшер скорой помощи имели доступ к последним кардиограммам пациента.

Другой недостаток существующих систем кардиодиагностики заключается в том, что они не могут заменить диагностический уровень врача-эксперта. То есть эти системы не способны давать окончательные диагностические заключения без участия врача.

Исследование современных систем кардиодиагностики позволяет определить актуальные направления разработки и улучшения таких систем, чтобы они могли лучше удовлетворять требованиям медицинской помощи в экстренных ситуациях и предоставлять более точные диагностические результаты.

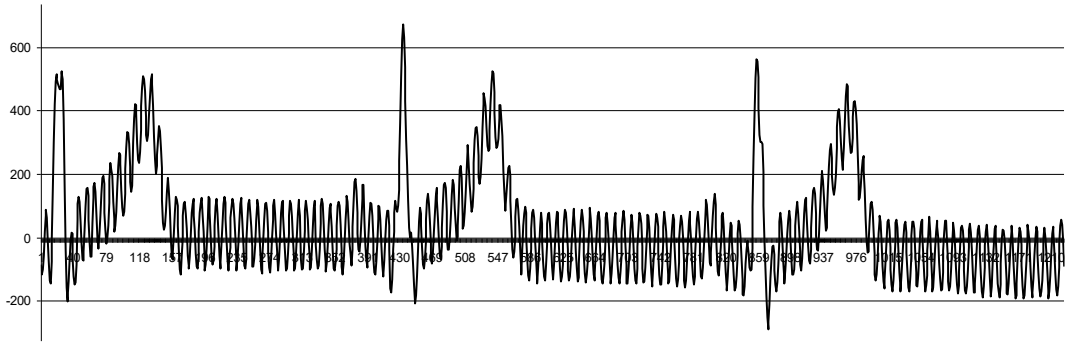
1.4 Анализ и классификация электрокардиографических помех

Электрокардиосигналы представляют собой слабые сигналы, которые окружены множеством других сигналов различного происхождения. Эти дополнительные сигналы называются помехами, которые значительно искажают полезный сигнал и затрудняют его обработку и выявление диагностических признаков. В технике связи помехи определяются как сторонние вмешательства, которые влияют на передачу сигналов и препятствуют их правильному приему [41]. В контексте неинвазивной кардиодиагностики помехи могут быть внешними или внутренними сигналами, не являющимися биопотенциалами сердца, которые влияют на информативные параметры полезного сигнала, искажая результаты его измерения и, в конечном счете, снижая достоверность диагностических заключений.

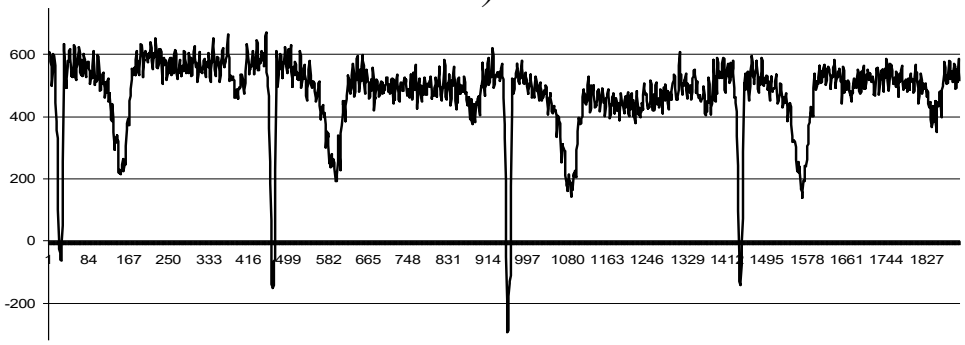
Сигнальные шумы в электрокардиограммах (ЭКГ) можно разделить на четыре категории:

1. Помехи в линии электропередачи: это узкополосный шум с частотой 60 Гц или 50 Гц (в зависимости от страны) и его гармониками, с шириной полосы менее 1 Гц. Для уменьшения помех в линии электропередачи применяется аналоговая входная обработка, включающая инструментальный усилитель и фильтр. Однако записи ЭКГ часто содержат остаточные помехи от линии электропередачи, вызванные различиями в импедансе электродов и паразитными токами через пациента и кабели.
2. Электромиографический (ЭМГ) шум: он вызывается электрической активностью скелетных мышц в периоды сокращения. ЭКГ может содержать шумы от мышечного тремора.
3. Шум при контакте с электродом: он возникает из-за "ударов" электрода или слабого контакта с кожей. ЭКГ может содержать шумы от дрейфа изолинии, вызванного проблемами контакта с электродами.
4. Артефакты движения: они возникают в результате изменения импеданса кожного электрода из-за движения пациента во время записи ЭКГ. Это может привести к артефактам движения на графике ЭКГ.

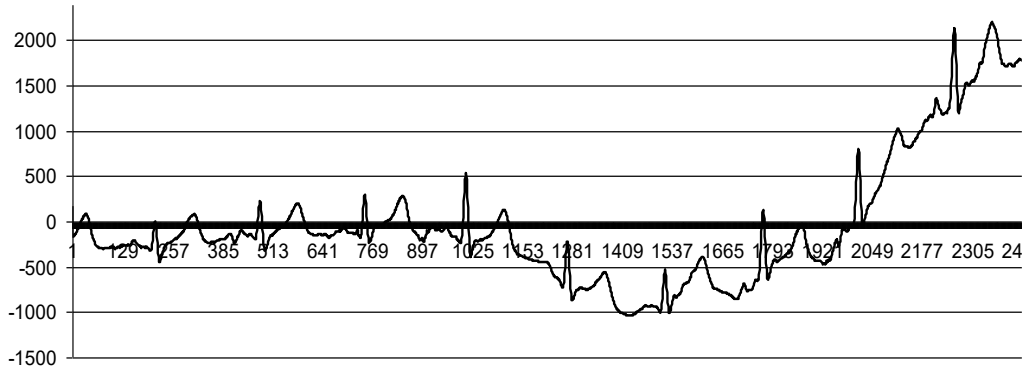
Понимание этих различных типов помех позволяет разрабатывать стратегии и методы обработки сигналов для устранения или снижения их влияния на диагностические результаты в неинвазивной кардиодиагностике (рисунок 1.18).



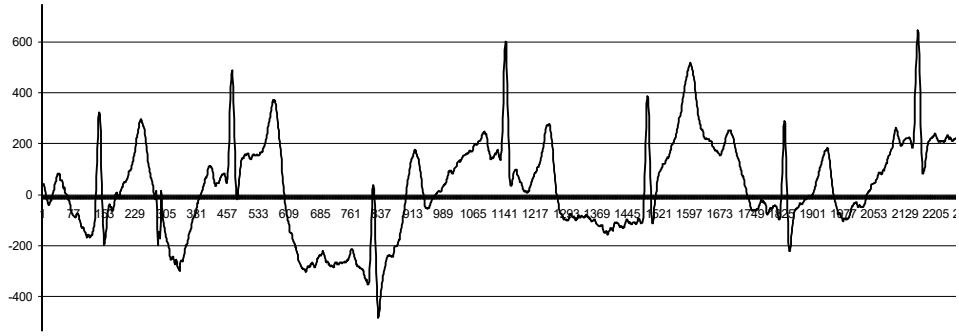
а)



б)



в)



г)

Рисунок 1.18. Примеры ЭКС с разными помехами
а – ЭКС с сетевой помехой; б – ЭКС с мышечным тремором; в – ЭКС с дрейфом изолинии; г – ЭКС с артефактами движения

Спектры всех вышеуказанных помех значительно перекрываются со спектром электрокардиосигнала (ЭКС). Некоторые дополнительные помехи также могут включать высокочастотные инструментальные и электрохирургические шумы, артефакты, возникающие при регистрации и обработке ЭКС. Однако их спектр существенно отличается от спектра полезного сигнала, поэтому их удаление не представляет серьезных проблем.

Уровень помех значительно увеличивается при двигательной активности, причем основной вклад в общий помеховый процесс вносят контактные процессы между электродом и кожей, перемещение кабелей отведений, биопотенциалы мышц и электризация одежды и обуви. При наличии сердечных патологий, приводящих к изменению формы комплексов QRS (например, желудочковые экстрасистолы), а также при физической нагрузке, перекрытие спектров ЭКС и помех увеличивается.

Другой серьезной проблемой является недостаточное или некачественное устранение дрейфа изолинии («инфарктоподобная ЭКГ»), которая может быть ошибочно интерпретирована системой ЭКГ-диагностики как ложная депрессия или элевация сегмента ST, что может привести к неправильной диагностике повреждения миокарда.

Необходимо также учесть, что процедуры и технические средства обработки ЭКС, включая методы подавления помех, могут сами по себе вызывать искажения сигнала, удаляя не только помехи, но и информативные компоненты, или добавлять собственные искажения.

Влияние искажений, вызванных неадекватной фильтрацией, на диагностические свойства ЭКС неоднократно обсуждалось в статьях ведущих экспертов в области медицинских систем [42, 43, 44, 45, 46]. Таблицы 4 и 5, составленные на основе анализа медицинской литературы [47, 48, 49], приводят возможные результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии помех и искажений в ЭКС.

Таблица 1.4

Возможные результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии в ЭКС помех различного вида

Вид помехи	**Возможный результат ошибочной диагностики**
Артефакты движений	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма (желудочковая экстрасистолия).
Мышечный тремор	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма (трепетания предсердий, мерцательная аритмия)
Дрейф изолинии	Гипердиагностика ИБС (смещение или искажение *ST* сегмента)
Сетевая помеха	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма (ошибки обнаружения *QRS* комплексов, трепетания предсердий).

Одиночные импульсные помехи	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма (ошибки обнаружения *QRS* комплексов)

Таблица 1.5

Потенциальные итоги неточной автоматической диагностики при присутствии искажений в электрокардиосигналах

Вид искажения	**Возможный результат ошибочной диагностики**
Расширение *QRS* комплекса	Утолщение или расширение (дилатация) желудочков. Ограничение проводимости в определенном сегменте желудочковой проводящей системы.
Уменьшение амплитуды *QRS* комплекса	Кардиомиопатия. Распространенные изменения миокарда, вызванные поражением сердечной мышцы в результате множества мелких инфарктов.
Увеличение *S* зубца	Гипертрофия миокарда желудочков.
Уменьшение амплитуды *T* зубца	Поражение миокарда.
Изменение соотношения *R* и *T* зубцов	Диффузные изменения миокарда, вызванные его поражением при нескольких очаговых инфарктах.
Смещение или искажение *ST* сегмента	Ущерб или ишемия миокарда. Перикардит. Интоксикация гликозидами. Нарушение процесса реполяризации.

Разнообразие помех в электрокардиограмме (ЭКГ) и их негативное влияние на полезный сигнал создают необходимость в разработке и применении методов и алгоритмов помехоустойчивой обработки ЭКГ.

Помехоустойчивая обработка ЭКГ включает в себя различные техники и методы, направленные на улучшение качества сигнала путем снижения влияния помех и искажений. Основная цель помехоустойчивой обработки ЭКГ заключается в повышении достоверности диагностических результатов и обеспечении более точного анализа сердечной активности.

Выводы по главе 1, и постановка задач исследования

1. В результате обзора портативных кардиодиагностических систем было выявлено, что их общим недостатком является отсутствие возможности оперативного получения последних записей ЭКГ пациента в экстренных ситуациях, а также отсутствие функции экстренного вызова скорой помощи. Основной недостаток существующих систем заключается в том, что они не могут заменить диагностический уровень врача-эксперта.
2. В результате анализа методов и алгоритмов обработки ЭКГ было выявлено, что большинство существующих методов не обеспечивает эффективное подавление интенсивных помех, а некоторые вообще не предназначены для работы

в условиях свободной активности. Многие методы подавления помех также искажают информативные участки ЭКГ.

3. Определены основные проблемы повышения помехоустойчивости в системах неинвазивной кардиодиагностики, такие как априорная неопределенность сигнально-помеховой обстановки, сложная частотно-временная структура ЭКГ, негауссовость и пересечение спектров полезного сигнала и помех, а также необходимость сохранения формы полезного сигнала.

На основе этих выводов сформулированы задачи исследования:

1. Разработка системы неинвазивной кардиодиагностики с использованием портативного кардиоанализатора, который обеспечивает высокую помехоустойчивость и достоверность автоматических заключений в условиях свободной активности пациентов, определение местоположения пациента для оказания неотложной медицинской помощи в критических состояниях, а также функцию вызова скорой помощи.

2. Реализация разработанной системы неинвазивной кардиодиагностики с использованием портативного кардиоанализатора.

Целью исследования является создание простой, доступной, экономически и диагностически эффективной системы неинвазивной кардиодиагностики.

2. РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ НЕИНВАЗИВНОЙ КАРДИОДИАГНОСТИКИ

2.1 Основные требования к системе неинвазивной кардиодиагностики и этапы ее создания

С самого начала автоматизации электрокардиографических исследований врачи проявили интерес к мониторингу состояния сердечно-сосудистой системы (ССС) в режиме реального времени и при свободной активности пациентов. Основная цель заключалась в обнаружении, количественной оценке и сигнализации различных патологий, особенно опасных для жизни нарушений сердечного ритма, которые возникают при физических или эмоциональных нагрузках. Для этого требовалось продолжительное мониторирование ЭКГ в естественных условиях жизни пациента.

Холтеровское мониторирование, появившееся в начале 1960-х годов, было первым шагом в этом направлении. Однако основным недостатком таких систем был отсроченный анализ, что не позволяло оперативно оказывать медицинскую помощь при возникновении жизнеугрожающих состояний.

Основные требования к разрабатываемой системе неинвазивной кардиодиагностики:

– Высокая устойчивость к помехам, обеспечивающая достоверные автоматические выводы в условиях свободной активности пациентов.

– Применение информационно-коммуникационных средств с новейшими технологиями, позволяющих оперативно получать и обрабатывать информацию, а также осуществлять беспроводной обмен данными между элементами системы.

– Автономное принятие решений о наличии критических состояний сердца (КС) без участия врача и стационарных вычислительных средств.

– Способность подтвердить/опровергнуть автоматическое решение, а также провести более детальный анализ ЭКГ врачом или с помощью вычислительных ресурсов сервера.

– Определение местоположения пациента для обеспечения оказания ему медицинской помощи в случае обнаружения КС.

– Возможность ввода и редактирования данных о пациенте.

– Оперативное формирование рекомендаций и их доставка пациенту.

– Работа в режиме реального времени, то есть способность алгоритмов обработки и принятия решений оперировать со скоростью входящего потока данных.

– Длительное время работы (не менее 24 часов) портативных компонентов системы без необходимости подзарядки источников питания.

– *Разработка системы неинвазивной кардиодиагностики включает следующие этапы:*

– Разработка основных принципов и структуры системы.

– Создание структуры программного обеспечения (ПО) системы.

– Выбор необходимых элементов, аппаратных и программных средств.

– Разработка отдельных структурных элементов системы, создание приложений и проведение макетирования.

– Исследование системы и ее клиническая апробация.

2.1.1 Разработка алгоритма экспресс-анализа критических состояний

В рамках синтеза структурной схемы и организации информационного взаимодействия устройств и программных модулей системы неинвазивной электрокардиодиагностики был разработан алгоритм экспресс-анализа критических состояний сердца в условиях свободной активности. Существующие методы диагностики состояния сердца [27, 28, 29, 30] не включают предварительную обработку зарегистрированного ЭКС, не обеспечивают определение КС сердца в онлайн формате и не предоставляют помощь пациенту при обнаружении таких состояний.

Предварительная обработка ЭКС направлена на подавление помех, возникающих при регистрации ЭКС во время активности без ограничений пациента. Автоматическое определение КС сердца в настоящем времени онлайн открывает путь своевременной помощи больному. Скорость, с которой оказывается неотложная помощь или доставляется пациент в медицинское учреждение, играет важную роль в гарантировании его жизни и здоровья.

На рисунке 2.1 представлена схема разработанного алгоритма экспресс-оценки критических состояний.

Рисунок 2.1. Схема алгоритма экспресс-оценки критических состояний

Разработанный алгоритм для системы неинвазивной кардиодиагностики во время активности без ограничений пациентов включает следующие шаги:

1. Регистрация точек местоположения пациента и загрузка в портативный кардиоанализатор.

2. Предварительная обработка электрокардиосигнала для подавления помех.

3. Экспресс-оценка критических состояний, включающая определение опасных аритмий сердца для жизни.

4. В случае обнаружения критического состояния, звонок в скорою помощь к координатам пациента и сообщение пациенту "Ожидайте скорую помощь". Все эти действия выполняются автоматически в реальном времени и при свободной активности пациента.

5. При отсутствии критических состояний, электрокардиосигнал передается через Интернет на сервер приложений для подробного автоматического или врачебного анализа.

6. Результаты анализа и сформированные рекомендации передаются обратно в портативный кардиоанализатор.

Разработанный алгоритм экспресс-оценки критических состояний во время активности без ограничений пациентов, находящихся в группе риска, имеет ряд преимуществ:

- Снижение нагрузки на систему здравоохранения и высококвалифицированных врачей-кардиологов.
- Определение критических состояний в реальном времени без участия специалистов.
- Возможность выполнения экспресс-оценки критических состояний за пределами медицинских учреждений и в автономном режиме.
- Обеспечение своевременной помощи пациентам при обнаружении критических состояний сердца.

Эти особенности позволяют повысить эффективность и доступность кардиодиагностики, особенно для пациентов с повышенным риском сердечно-сосудистых заболеваний.

2.1.2 Разработка структуры системы портативной системы неинвазивной кардиодиагностики

В состав системы неинвазивной кардиодиагностики входят три основных компонента: портативный кардиоанализатор, сервер приложений и автоматизированное рабочее место (АРМ) врача-кардиолога. Структура данной системы, включающая протоколы связи между ее элементами, представлена на рисунке 2.2.

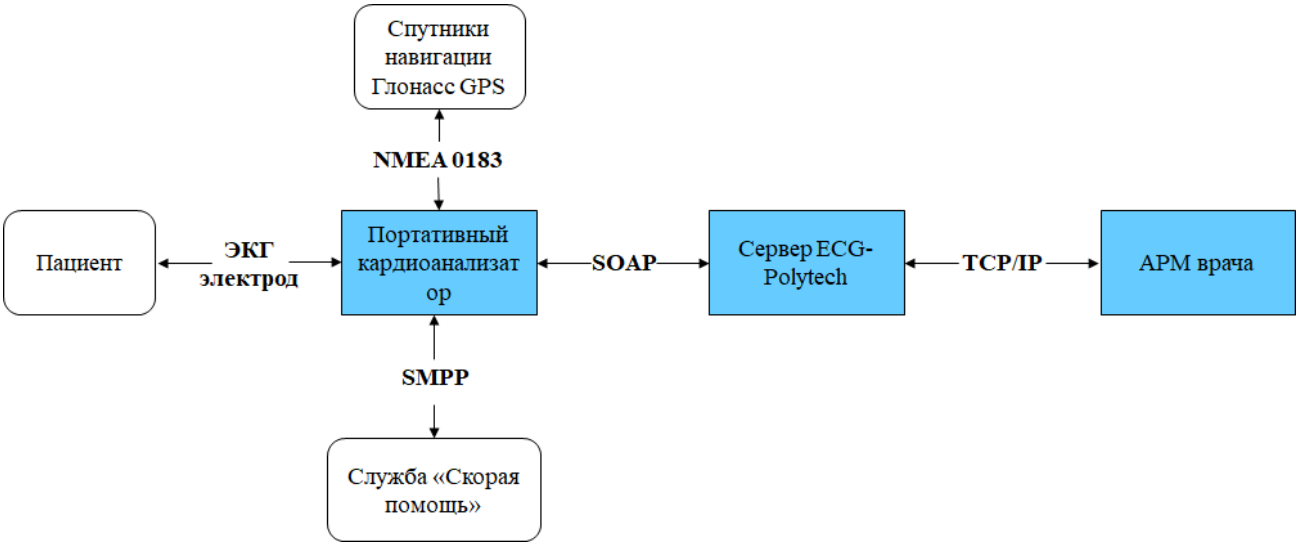


Рисунок 2.2. Структура системы ЭКГДКС с обозначением протоколов связи между составными частями

Портативный кардиоанализатор выполняет регистрацию, обработку и анализ электрокардиосигнала (ЭКС) с целью обнаружения критических состояний. В составе кардиоанализатора присутствует модуль навигации, который взаимодействует с навигационными спутниками ГЛОНАСС/GPS для определения текущего местоположения пациента. В случае обнаружения критической ситуации, кардиоанализатор инициирует вызов скорой помощи к местонахождению пациента. По мере необходимости, кардиоанализатор также взаимодействует с сервером системы, передавая ЭКС и результаты быстрого анализа, а также получая заключения и рекомендации.

Программное обеспечение сервера системы позволяет автоматически проводить детальный анализ ЭКС и обеспечивает связь с автоматизированным рабочим местом (АРМ) врача. Такая структура системы позволяет принимать решения на различных этапах и уровнях (кардиоанализатор, сервер, врач), а также обмениваться нужной информацией для эффективного оказания лечебно-диагностического действия.

2.1.3 Разработка модели принятия решений в СНЭКД

При разработке медицинских информационных систем и систем поддержки принятия решений возникает проблема с достижением равновесия между функциональностью и применимостью. С увеличением количества функций система становится сложнее и менее удобной в практическом использовании. Для преодоления этой проблемы предлагается разработка иерархических систем с

несколькими уровнями, которые разделяют процесс принятия решений. Это позволяет каждому уровню выполнять менее сложные задачи, а также принимать решения различной степени детализации. Решения на более низком уровне могут быть подтверждены или уточнены на более высоком уровне иерархии.

В системе неинвазивной кардиодиагностики используется трехуровневая иерархическая модель принятия решений. Эта модель обеспечивает оперативное автономное определение критических состояний, а также возможность проведения подробного врачебного анализа ЭКС при необходимости. Такой подход повышает эффективность медицинских услуг, ускоряет определение критических состояний и снижает их стоимость.

Построенная модель информационного обмена действиями представлена на UML-диаграмме (см. рисунок 2.3) и охватывает действия, связанные с принятием решений относительно наличия КС сердца и предоставлением помощи пациенту.

На нижнем уровне иерархии, в рамках экспресс-анализа критических состояний, выполняемого мобильным приложением, принимаются следующие решения: соответствует ли сигнал для анализа, присутствуют ли КС, установлена ли связь с сервисом. При наличии взаимодействия с сервером полномочия передаются серверу (режим "смартфон-сервер"), в противном случае активируется автономный режим. Если обнаружены КС, система определяет координаты пациента, вызывает скорую помощь и активирует сигнал о вызове скорой помощи.

На среднем уровне иерархии, в рамках дифференцированного анализа КС (реализуемого приложением КДС), принимаются следующие решения: подтверждение результатов с нижнего уровня, необходимость проведения подробного врачебного анализа, наличие связи с автоматизированным рабочим местом (АРМ) врача. Если требуется подробный врачебный анализ и имеется связь с АРМ врача, данные передаются врачу (режим "смартфон-сервер-врач"). В случае отсутствия связи с врачом, система вызывает скорую помощь и/или формирует рекомендации (режим "смартфон-сервер").

Решения, принимаемые на верхнем уровне иерархии в рамках подробного врачебного анализа с использованием АРМ врача-кардиолога, включают: вызов скорой помощи и формирование рекомендаций.

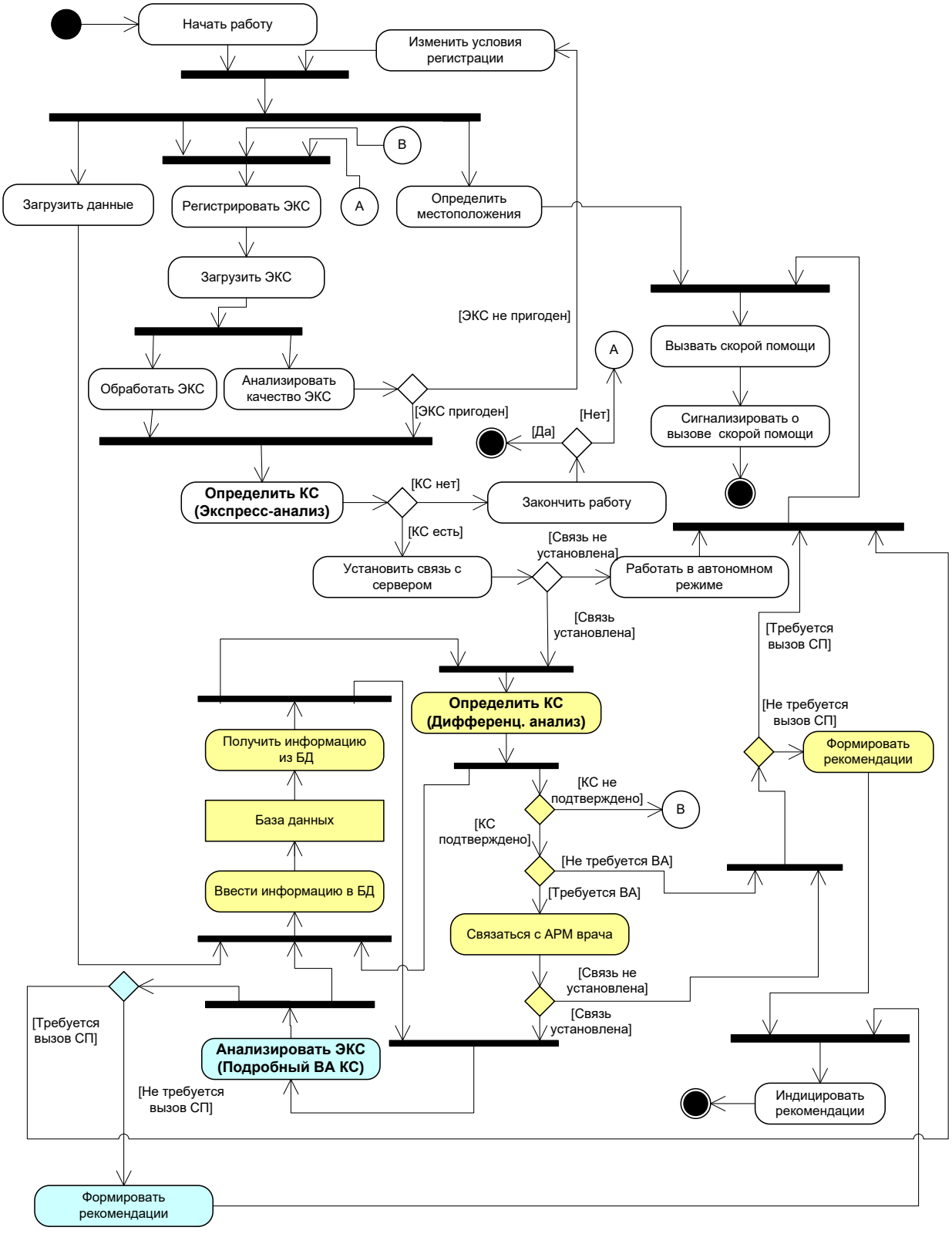


Рисунок 2.3. Диаграмма взаимодействия, показывающая модель принятия решений в СНЭКД

В соответствии с трехуровневой моделью работы СНЭКД, имеются следующие режимы работы:

1. Автономный режим: В этом режиме все работы по анализу и обработке сигнала выполняются на портативном кардиоанализаторе. Это означает, что кардиоанализатор самостоятельно выполняет все необходимые вычисления и принимает решения на основе полученных данных.
2. Режим "кардиоанализатор-сервер": В этом режиме задачи по анализу и фильтрации сигнала распределены между портативным кардиоанализатором и сервером. Некоторые вычисления и анализ выполняются на кардиоанализаторе, а другие - на сервере. Этот режим позволяет более эффективно использовать ресурсы и распределить нагрузку между устройствами.
3. Режим "кардиоанализатор-сервер-врач": В этом режиме все задачи по обработке кардиографической информации возлагаются на автоматизированное рабочее место (АРМ) врача, а сервер используется преимущественно для хранения данных. Врач осуществляет подробный анализ ЭКС и принимает окончательные решения на основе полученных результатов.

Таблица 2.1 содержит информацию о уровнях иерархии принимаемых решений, соответствующих режимам работы, вариантах анализа и принимаемых решениях на различных уровнях.

Таблице 2.1

Уровни иерархии принимаемых решений в СНЭКД

Уровни иерархии	**Режимы работы**	**Вариант анализа**	**Принимаемые решения**
Нижний	Автономный	Автоматический экспресс-анализ КС	Пригодность ЭКС к анализу, наличие КС, наличие связи с сервером
Средний	кардиоанализатор-сервер	Автоматический дифференцированный анализ КС	Проверка результатов с нижнего уровня, необходимость проведения детального медицинского анализа, наличие связи с автоматизированным рабочим местом врача.
Высший	Кардиоанализатор-сервер-врач	Подробный врачебный анализ применением АРМ врача кардиолога	Формирование рекомендаций и звонок в скорою помощь.

В соответствии с представленной моделью принятия решений, действия и решения, которые не выделены цветом, реализуются портативным кардиоанализатором. Это включает в себя регистрацию и обработку ЭКС, а также выполнение базового анализа.

Действия и решения, выделенные желтым цветом, реализуются сервером приложений. Это включает в себя подробный анализ ЭКС, дополнительные

вычисления и алгоритмы, а также хранение данных и обмен информацией с портативным кардиоанализатором.

Действия и решения, выделенные синим цветом, реализуются автоматизированным рабочим местом (АРМ) врача-кардиолога. Это включает в себя подробный врачебный анализ ЭКС, окончательное принятие решений и формирование рекомендаций для дальнейшего лечебно-диагностического процесса.

Такая структура системы и модель принятия решений позволяют эффективно реализовать неинвазивную кардиодиагностику, соответствуя установленным требованиям. Разработанные методы, алгоритмы и структурные решения обеспечивают оперативность определения критических состояний сердца, обмен информацией между уровнями системы и повышение эффективности оказываемых медицинских услуг.

2.2 Разработка метода помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов на основе адаптивной агрегации фильтров

В работе [51] были предложены четыре наиболее перспективных и удобных в реализации метода цифровой обработки для повышения эффективности помехоустойчивой обработки электрокардиографических сигналов (ЭКС) в системах ЭКГ-диагностики. Давайте рассмотрим каждое из этих направлений отдельно и их возможное синергетическое объединение:

1. Формирование оценки помехи: Это направление предполагает разработку методов и алгоритмов для оценки характеристик помехового сигнала, который присутствует в ЭКС. Это позволяет более точно выделить полезный сигнал и принять меры по его подавлению.
2. Адаптивное частотно-временное представление ЭКС: Здесь идея заключается в использовании адаптивных методов, которые способны анализировать частотные и временные характеристики ЭКС и выбирать оптимальные параметры обработки для каждого участка сигнала. Это позволяет более эффективно подавлять помехи и выделять информативные компоненты ЭКС.
3. Фильтрация локальных временных участков ЭКС: В этом направлении идея состоит в применении фильтрации сигнала только на тех участках, где присутствуют помехи, и пропускании без изменений тех участков, где сигнал является чистым. Это позволяет достичь более эффективного подавления помех и сохранить информативность сигнала.
4. Применение нелинейных фильтрующих процедур: Здесь предлагается использовать нелинейные методы фильтрации, которые могут быть более эффективными в подавлении помех и сохранении полезной информации. Такие

методы могут учитывать нелинейные характеристики помехового сигнала и адаптироваться к ним.

Кроме того, возможно синергетическое объединение этих направлений, то есть их комбинированное использование для достижения еще более эффективной помехоустойчивой обработки ЭКС. Это может привести к улучшению качества обработки сигнала, повышению точности диагностики и улучшению практической пригодности системы ЭКГ-диагностики.

2.2.1 Основы метода адаптивной агрегации фильтров

Предложенные гипотезы и методы помехоустойчивой обработки ЭКС описывают подход, который позволяет снизить априорную неопределенность сигнально-помеховой обстановки и повысить эффективность подавления помех. Давайте рассмотрим каждую гипотезу и метод более подробно:

1. Сегментация ЭКС при значительном уровне помех: Предполагается, что при низком отношении сигнал/помеха (менее 10 дБ) возможно провести сегментацию ЭКС, разделив ее на однотипные участки. Для этого не требуется детальной априорной информации о свойствах полезного сигнала и помех. Это позволяет сфокусироваться на обработке участков с высоким уровнем помех, что может улучшить эффективность подавления помех.
2. Все регистрируемые сигналы на ТР сегменте являются помехами: Предполагается, что ТР сегмент ЭКС содержит только помеховую составляющую, а не полезный сигнал. Это позволяет использовать данный участок для оценки характеристик помехи во всем кардиоцикле ЭКС.
3. Выделение ТР сегмента для оценки помехи: Утверждается, что ТР сегмент позволяет оценить помеху не только для данного участка, но и для всего кардиоцикла ЭКС. Предполагается, что свойства и характеристики помехи маловероятно изменяются в течение одного кардиоцикла, поэтому помеху можно считать стационарной в рамках кардиоцикла. Таким образом, выделенный участок ТР сегмента является реальной помеховой составляющей всего кардиоцикла.
4. Метод адаптивной агрегации фильтров (Метод ААФ): Этот метод предлагает адаптивно подбирать и настраивать индивидуальные фильтры на локальных участках ЭКС в соответствии с сигнально-помеховой обстановкой на этих участках. Каждому локальному участку ЭКС присваивается тип, и для каждого типа выбирается соответствующий фильтр, учитывая вид помехи и требования к эффективности подавления помех. Отфильтрованные участки затем объединяются для восстановления ЭКС, и процесс повторяется для последующих участков.

Эти гипотезы и методы предлагают целостный подход к обработке ЭКС, учитывая сигнально-помеховую обстановку и применяя адаптивные фильтры для повышения эффективности подавления помех. Их совместное использование

может привести к улучшению качества сигнала и надежности диагностики в системах ЭКГ-диагностики.

Локальный *q*-й участок ЭКС x^q, подвергнутый фильтрации $F_h(x^q)$, может быть описан следующим образом:

$$y_h^q = F_h(x^q) \tag{2.1}$$

где y_h^q – результат фильтрации *q*-й участка ЭКС *h*-м фильтром. При этом фильтрующая процедура для *q*-го участка ЭКС $F_h(x^q)$ выбирается в зависимости от вида помехи ε, типа участка μ и критерия эффективности для этого участка η^{μ}.

Восстановление ЭКС производится в соответствии с выражением

$$y = \langle y_h^q \mid y_h^{q+1} \mid y_h^{q+2} \mid y_h^{q+3} \mid \ldots \rangle; \tag{2.2}$$

где | – символ конкатенации (присоединения).

Таким образом, метод помехоустойчивой обработки ЭКС на основе ААФ заключается в фильтрация локальных временных участков ЭКС в соответствии с сигнально-помеховой обстановкой и требованиями к эффективности подавления помех на этих участках.

В рамках метода помехоустойчивой обработки на основе ААФ разработано три алгоритма:

– алгоритм обнаружения *QRS* комплексов ЭКС;

– алгоритм сегментации ЭКС [57**Error! Reference source not found.**];

– алгоритм оценки помехи и управления [58**Error! Reference source not found.**].

2.2.2 Выбор, реализация и исследование отдельных фильтров

Выбор фильтров для тестирования. Фильтры, выбранные для применения в многокомпонентном фильтре на основе адаптивной агрегации фильтров (ААФ), включают следующие нелинейные фильтры:

1. Фильтр Савицкого-Галея (ФСГ): Этот фильтр осуществляет полиномиальную аппроксимацию в окне входного сигнала, минимизируя квадратическую ошибку. ФСГ обычно используется для сглаживания зашумленных сигналов со широким спектром. Он работает лучше обычных усредняющих фильтров, сохраняя высокочастотные компоненты сигнала, но обеспечивая худшее подавление шума.

2. Фильтр Ходжеса-Лемана (ФХЛ): Этот фильтр основан на робастной оценке сдвига распределения и применяется для фильтрации сигналов с выбросами и аномалиями. Он способен эффективно подавлять выбросы и сохранять полезный сигнал.

3. КИХ-гибридный медианный фильтр (КГМФ): Этот фильтр сочетает линейную фильтрацию с медианным фильтром. Он применяется для удаления импульсных помех и шума сигнала, сохраняя при этом форму и амплитуду полезного сигнала.

4. α-урезанный фильтр (АУФ): Этот фильтр применяет операцию усечения амплитуды сигнала на уровне α, где α - уровень усечения. Он позволяет удалить экстремальные выбросы и помехи, сохраняя существенные компоненты полезного сигнала.

Для проведения экспериментов и оценки качества подавления помех в ЭКС были выбраны именно эти фильтры. В работе используется кубический ФСГ с окном размером 10, а также фильтры Ходжеса-Лемана, КИХ-гибридный медианный фильтр и α-урезанный фильтр.

Эти фильтры позволяют улучшить качество сигнала, сохраняя важные компоненты и подавляя помехи, выбросы и шум.

Работа ФХЛ базируется на вычислении устойчивой R-оценки - оценки Ходжеса-Лемана. В случае четного n она представляет собой следующую формулу:

$$X_{HL} = med\left\{ X_1; X_2; \ldots; X_n; \frac{X_1 + X_n}{2}; \frac{X_2 + X_{n-1}}{2}; \frac{X_{n/2} + X_{(n+2)/2}}{2} \right\} \quad (2.3)$$

Для тестирования выбран ФХЛ с размером окна 5.

Для лучшего подавления гауссовского шума на однородных участках целесообразно применение КИХ-гибридного медианного фильтра (КГМФ). Окно фильтра (апертура) включат несколько субапертур. В каждой (или в некоторых) из субапертур реализуется классический линейный КИХ-фильтр (субфильтр). На следующем этапе вычисляется медиана из результатов фильтрации в субапертурах. Выражение для стандартного КГМФ имеет вид:

$$y(n) = Med\{\Phi_L(x(n)); \Phi_C(x(n)); \Phi_R(x(n))\}, \quad (2.4)$$

где $\Phi_L(x(n))$, $\Phi_R(x(n))$ – выходные значения двух идентичных КИХ-субфильтров для обработки отсчетов, находящихся до (слева от) и после (справа от) центрального отсчета $x(n)$; $\Phi_C(x(n)) = x(n)$ – значение входного сигнала, соответствующее центральному положению скользящего окна размером N. Выбран КГМФ с размером окна 11 и порядком фильтра 10;

Работа АУФ основывается на вычислении робастной L-оценки – α-урезанное среднее (α-*trimmed)*. Свойство робастности в данном случае обеспечивается за счет

усреднения лишь тех значений, порядковые номера которых попадают в интервал $\left[\frac{n}{2}-N_{\alpha_1};\frac{n}{2}+N_{\alpha_2}\right]$, где N_{α_1} и N_{α_2} – параметры усечения:

$$X_{\alpha}=\frac{1}{N_{\alpha_1}+N_{\alpha_2}+1}\sum_{i=\frac{n}{2}-N_{\alpha_1}}^{i=\frac{n}{2}+N_{\alpha_2}}X_{(i)}\ . \qquad (2.5)$$

Выбран АУФ с размером окна 9.

Кроме нелинейных фильтров для сравнения был использован линейный фильтр 2 порядка, то есть, Баттерворта (срез чистоты 40 Гц).

Все выбранные фильтры были смоделированы в системе блок-диаграммы (ЛабВью) которого показана на рисунке 2.4. В режиме 1 определялись СКО остаточной помехи σ_y и коэффициента подавления помех μ для различных фильтров. В третьем и во втором режимах мы видели искажения тестового сигнала $\sigma_{ДО}$, $z_{\max}$, $z_{\min}$ и $\overline{\sigma}_{ДО}$, $\bar{z}_{\max}$, $\bar{z}_{\min}$. Результаты тестирования занесены в таблицы 7-10.

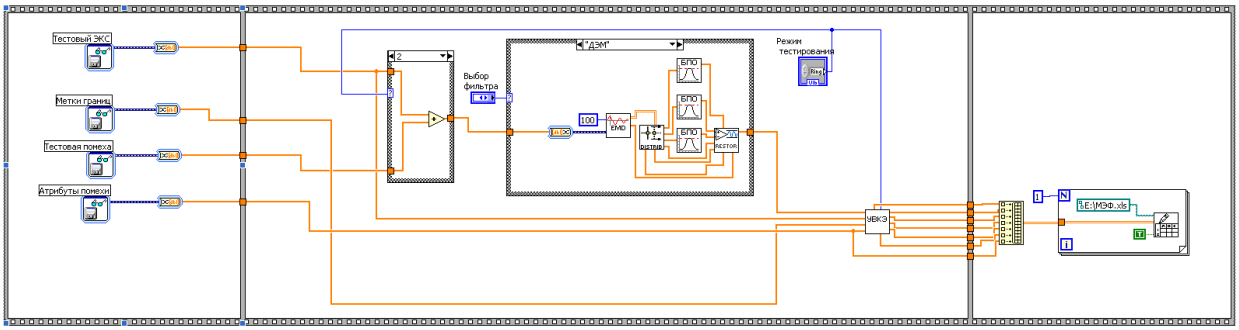


Рисунок 2.4. Диаграмма прибора для пробы алгоритмов подавления помех

Тестовый прибор предоставляет удобный и быстрый способ создания матриц эффективности для разных непохожих фильтров, которые сохраняются в формате MS Excel. Полученные матрицы эффективности (МЭФ) содержат оценки эффективности для помех разных типов и уровней интенсивности. Это позволяет выбирать наиболее эффективные методы подавления помех для систем ЭКГ-диагностики соответственно с требованиями и ограничениями, а также генерировать автоматические заключения с заданной достоверностью.

В режиме 1 каждый из фильтров получал на вход помехи четырех типов (модели Mix0,1, Multi2, Multi3, Gauss). Было создано 10 выборок, каждая состояла из 10000 отсчетов помех каждого типа (единичной дисперсией и с нулевым математическим ожиданием). Результаты экспериментов занесены в таблицу 2.2.

Таблица 2.2

Результат тестирования в режиме 1 фильтров

Модель	Критерии	ФСГ	ФХЛ	АУФ	АУКГМФ	ФБ
Gauss	σ_y^2	0,058	0,195	0,042	0,044	0,093
	μ	17,24	5,13	**23,81**	22, 73	10,75
Multi2	σ_y^2	0,057	0,097	0,033	0,029	0,089
	μ	17,67	10,31	30,30	**34,48**	11, 24
Multi3	σ_y^2	0,080	0,074	0,056	0,037	0,124
	μ	12.5	13.51	17.86	**27.03**	8.06
Mix0,1	σ_y^2	0,260	0,258	0,166	0,128	0,419
	μ	3,85	3,88	6,02	7,81	2,39

Во втором режиме на входы тех же фильтров подавался тестовый сигнал без помех, результаты занесены в таблицу 2.3.

Таблица 2.3

Искажения тестового ЭКС при обработке отдельными фильтрами

Критерии	ФСГ	ФХЛ	АУФ	АУКГМФ	ФБ
$\sigma_{ДО}$	8,329	11,921	34,847	15,923	4,04
$z_{\max}$	40.538	4.825	113.825	39.383	8,18
$z_{\min}$	-30.15	-62.75	-58.179	-61.522	-11,22

В третьем режиме на входы таких же фильтров подавался тестовый сигнал с разными помехами (модели Mix0,1, Multi2, Gauss, Multi3,), СКО помехи 20. Результаты тестирования приведены в таблице 2.4.

Таблица 2.4

Изменение смеси виртуального ЭКС с помехами (СКО =20)

Модель	Критерии	ФСГ	ФХЛ	АУФ	АУКГМФ	ФБ
Gauss	$\overline{\sigma}_{ДО}$	10,018	15,512	34,796	17,534	40,319
	$\overline{z}_{\max}$	52,002	34,25	114,968	58,881	147,747
	$\overline{z}_{\min}$	-35,454	-82,5	-63	-58,5	-170,693
Multi2	$\overline{\sigma}_{ДО}$	11,516	16,283	36,932	18,474	42,378
	$\overline{z}_{\max}$	44,047	21,75	113,111	44,611	143,398
	$\overline{z}_{\min}$	-38,356	-101,25	-66,286	-71,101	-178,955
Multi3	$\overline{\sigma}_{ДО}$	8,465	12,338	34,677	15,607	41,213
	$\overline{z}_{\max}$	45,163	9,5	116,968	45,512	144,146
	$\overline{z}_{\min}$	-31,738	-65	-61,75	-63,125	-173,477

Mix0,1	$\overline{\sigma}_{ДО}$	9,961	13,722	35,3812	16,948	41,449
	$\overline{z}_{\max}$	46,065	13,25	111,968	52,274	147
	$\overline{z}_{\min}$	-34,128	-101,5	-63,179	-64,125	-181,606

Выбор отдельных фильтров для локально-адаптивной фильтрации электрокардиосигналов. После проведения тестирования фильтров было выяснено, что на информативных участках ЭКС рекомендуется использовать фильтры с минимальным искажением сигнала, в то время как на неинформативных участках предпочтительны фильтры с высоким коэффициентом подавления помех.

При применении гауссовых помех (модель Gauss) на информативных участках ЭКС рекомендуется использовать медианный фильтр, а на неинформативных участках - α-урезанный фильтр (АУФ).

В случае воздействия негауссовых помех на информативные участки ЭКС рекомендуется применять медианный фильтр, а на неинформативных участках - гибридный медианный фильтр с КИХ-структурой (АУКГМФ) или медианный фильтр, в зависимости от модели помех.

Результаты выбора конкретных фильтров для различных участков ЭКС и моделей помех представлены в таблице 2.5.

Таблица 2.5

Выбор отдельных фильтров для различных участков ЭКС и моделей помех

Участок ЭКС	**Вид (модель) помехи**	**Выбранный фильтр**
TP-сегмент	Gauss	АУФ
PQRST-комплекс		Med5
TP-сегмент	Multi2	АУКГМФ
PQRST-комплекс		Med5
TP-сегмент	Multi3	АУКГМФ
PQRST-комплекс		Med5
TP-сегмент	Mix0,1	Med5
PQRST-комплекс		Med5

Таким образом, выбраны фильтры для двух типов участков ЭКС и четырех моделей помех. При выборе была использована стратегия: на информативных участках ЭКС выбирают фильтры с минимальным искажением, а на неинформативных участках – с высоким подавлением помех.

Выводы по главе 2

1. Разработана инновационная система кардиодиагностики, которая обладает высокой устойчивостью к помехам, обеспечивая правдивые автоматические выводы во время активности пациентов. Система предлагает трехуровневый анализ сигнала: автоматический быстрый анализ КС (режим "Автономный"), автоматический дифференцированный анализ критических состояний (режим "кардиоанализатор-сервер") и подробный врачебный анализ с использованием автоматизированного рабочего места (АРМ) кардиолога (режим "кардиоанализатор-сервер-врач"). Система также способна определить местоположение пациента для оказания неотложной медицинской помощи в случае критических состояний и при обнаружении таких состояний вызвать скорую помощь по местоположению пациента. В системе предусмотрены функции ввода и редактирования пациентских данных.
2. Разработана архитектура многоэлементного фильтра, основанного на принципе адаптивной комбинированной фильтрации. Эта структура обеспечивает эффективную обработку электрокардиосигналов и использование нескольких фильтров для достижения оптимальных результатов.
3. Произведено тестирование и выбор отдельных фильтров для различных сигнально-помеховых ситуаций в рамках реализации метода адаптивной фильтрации электрокардиосигналов. В результате тестирования были определены наиболее подходящие фильтры для различных видов помех, что обеспечивает эффективное подавление помех и качественный анализ электрокардиосигналов.

3. РЕАЛИЗАЦИЯ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ НЕИНВАЗИВНОЙ КАРДИОДИАГНОСТИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ

3.1 Условия разработки портативного кардиоанализатора для неинвазивной кардиодиагностической системы

При разработке портативного мобильного кардиоанализатора с функцией дистанционного мониторинга ЭКГ для кардиодиагностической системы следует учитывать несколько условий:

– Возможность применения в условиях свободной двигательной активности: Платформа должна обеспечивать надежное и точное снятие ЭКГ во время активности пациента, позволяя получать качественные данные независимо от его движений.

– Длительная автономность по питанию: Кардиоанализатор должен иметь энергосберегающую конструкцию, обеспечивающую продолжительную работу от батарейного питания, чтобы обеспечить непрерывный мониторинг без необходимости частой замены батареи.

– Съем ЭКГ по нескольким каналам: Платформа должна поддерживать возможность одновременного снятия ЭКГ с нескольких каналов (от 4 до 8), чтобы получить более полную информацию о сердечной активности пациента.

– Возможность проведения первичного экспресс-анализа и вызова скорой помощи: Кардиоанализатор должен иметь функции быстрого анализа полученных данных ЭКГ для предварительной оценки состояния сердца пациента и возможность автоматического вызова службы скорой помощи в случае обнаружения критических состояний.

– Помехоустойчивость системы: Платформа должна быть способна эффективно подавлять помехи, чтобы обеспечить точность и достоверность получаемых данных ЭКГ, даже при наличии внешних электрических или окружающих помех.

– Интеграция с медицинскими информационными системами (МИС): Кардиоанализатор должен быть совместим с существующими медицинскими информационными системами, чтобы обеспечить обмен и хранение данных пациента согласно требованиям и стандартам МИС.

Учет этих условий при разработке платформы портативного мобильного кардиоанализатора с функцией дистанционного мониторинга ЭКГ позволит создать эффективную систему для кардиодиагностики, которая будет удовлетворять требованиям медицинской практики и обеспечивать надежный мониторинг сердечной активности пациентов.

3.2 Разработка программного комплекса портативного кардиоанализатора

В ходе разработки программной части диссертационной работы были выполнены следующие задачи:

– Созданы алгоритмы, позволяющие получать данные с микроконтроллера, который осуществляет снятие электрокардиограммы (ЭКГ) с пациента.

– Разработаны алгоритмы обработки полученных сигналов, направленные на улучшение их качества и выделение нужной информации.

– Произведена оптимизация кода фильтрации с целью снижения уровня шума и повышения точности обработки данных.

– Внедрены четыре критических ситуации, которые позволяют обнаруживать и оповещать о возможных сердечных проблемах у пациента.

– Разработана веб-часть системы, которая предназначена для взаимодействия с медицинскими работниками. Эта часть обеспечивает доступ к данным, а также возможность проведения первичного анализа ЭКГ и вызова скорой помощи в случае критического состояния пациента.

– Разработана серверная часть системы, которая отвечает за получение данных в реальном времени от микроконтроллера и их передачу на веб-часть.

– Были исследованы и реализованы методы обработки первоначальных данных на сервере, а также разработаны механизмы передачи обработанных данных на веб-часть системы.

Для клиентской части пользовательского интерфейса программно-аппаратной части кардиодиагностической системы был выбран JavaScript-фреймворк с открытым исходным кодом - Vue.js. Vue.js обладает удобной интеграцией с другими JavaScript-библиотеками и может использоваться для разработки реактивных одностраничных приложений. Этот фреймворк позволяет создавать пользовательские интерфейсы на основе шаблона архитектуры MVVM (Model-View-ViewModel). Vue.js специализируется на уровне представления и легко интегрируется с другими проектами и библиотеками. Благодаря его небольшому размеру (всего 17 кБ), сайты, построенные с использованием Vue.js, загружаются быстро и имеют минимальную нагрузку [51].

Для программно-аппаратной части сервиса (backend) был выбран свободный фреймворк Django на языке Python. Django следует шаблону проектирования MVC (Model-View-Controller) и позволяет создавать веб-приложения из отдельных подключаемых приложений. Фреймворк применяет принцип DRY (Don't repeat yourself), который позволяет избежать повторения кода. Одной из особенностей Django является явная конфигурация обработчиков URL с использованием регулярных выражений. Для работы с базой данных Django использует

собственный ORM (Object-Relational Mapping), который позволяет описывать модель данных на языке Python и автоматически генерировать схему базы данных.

Для получения данных ЭКГ был использован архитектурный стиль REST API (Representational State Transfer). REST представляет собой набор ограничений, которые учитываются при проектировании распределенных гипермедиа-систем. Все полученные данные сохраняются в объектно-реляционной системе управления базами данных (СУБД) PostgreSQL. PostgreSQL является гибкой и надежной СУБД, поддерживающей пользовательские объекты и их поведение, а также сложные структуры данных.

Каждый пользователь имеет свою уникальную информацию, которая передается на клиентскую часть Vue.js с помощью REST API. Веб-сервис собирает информацию каждую секунду и отображает ее в виде графика, движущегося с частотой сердечных сокращений. При вводе логина и пароля сайт отправляет запрос на сервер, и необходимая информация появляется на экране.

Для проверки прав доступа пользователей к определенным ресурсам был использован JWT (JSON Web Token). JWT позволяет создавать токены доступа на основе JSON, которые подтверждают определенные привилегии пользователя. Эти токены могут использоваться для передачи идентификационных данных между клиентом и сервером. В проекте Django JWT используется для аутентификации и авторизации пользователей.

Для использования JWT в проекте Django необходимо добавить соответствующие настройки в файле «settings.py».

```
REST_FRAMEWORK = {
    'DEFAULT_AUTHENTICATION_CLASSES': (
        'rest_framework_simplejwt.authentication.JWTAuthentication',
    ),
}

INSTALLED_APPS = [
        #our first django app
    'accounts',
    'django.contrib.admin',
    'django.contrib.auth',
    'django.contrib.contenttypes',
    'django.contrib.sessions',
    'django.contrib.messages',
    'django.contrib.staticfiles',

        #third party package for user registration and authentication endpoints
    'djoser',

     #rest API implementation library for django
    'rest_framework',

        #JWT authentication backend library
    'rest_framework_simplejwt',
]
```

Рисунок 3.1. Использование библиотек

В Django по умолчанию имеется модель пользователя с базовыми полями, такими как имя пользователя, пароль и адрес электронной почты. Однако в некоторых случаях этих полей может быть недостаточно, и необходимо расширить модель пользователя или создать собственную модель. В вашем случае, чтобы иметь возможность различать пользователей, вы решили расширить пользовательскую модель.

Для определения устройства вы сгенерировали уникальный идентификатор (ID) для каждого аппарата и связали его с конкретным пользователем. Таким образом, при передаче данных вы также включаете ID устройства для идентификации и связи с конкретным пользователем. Это позволяет вам отслеживать и различать данные, связанные с каждым устройством и его владельцем.

3.3 Анализ ЭКС для обнаружения критического состояния пациента

Методика анализа, разработанная автором, состоит из двух этапов. На первом этапе производится аналитическое (геометрическое) сравнение сегментов предварительно обработанной электрокардиографической сигнала (ЭКС) с некоторой эталонной геометрией. Это позволяет оценить соответствие сигнала определенным шаблонам или нормам, которые служат эталоном для здорового состояния сердца.

На втором этапе происходит постановка диагноза на основе выходных данных от всех нейронных сетей. Для этого используются логические преобразования, которые позволяют объединить результаты работы различных нейронных сетей и получить окончательный диагноз. Это позволяет автоматизировать процесс диагностики и осуществлять его на основе данных, полученных из предварительно обработанной ЭКС.

Под экспресс-оценкой состояния сердца пациента понимается процесс определения наличия патологии сердца в режиме реального времени. Это достигается путем сравнения параметров стандартного ЭКС с параметрами ЭКС, зарегистрированными у пациента. Важно отметить, что данная методика позволяет определять критическое состояние сердца без участия высококвалифицированных специалистов.

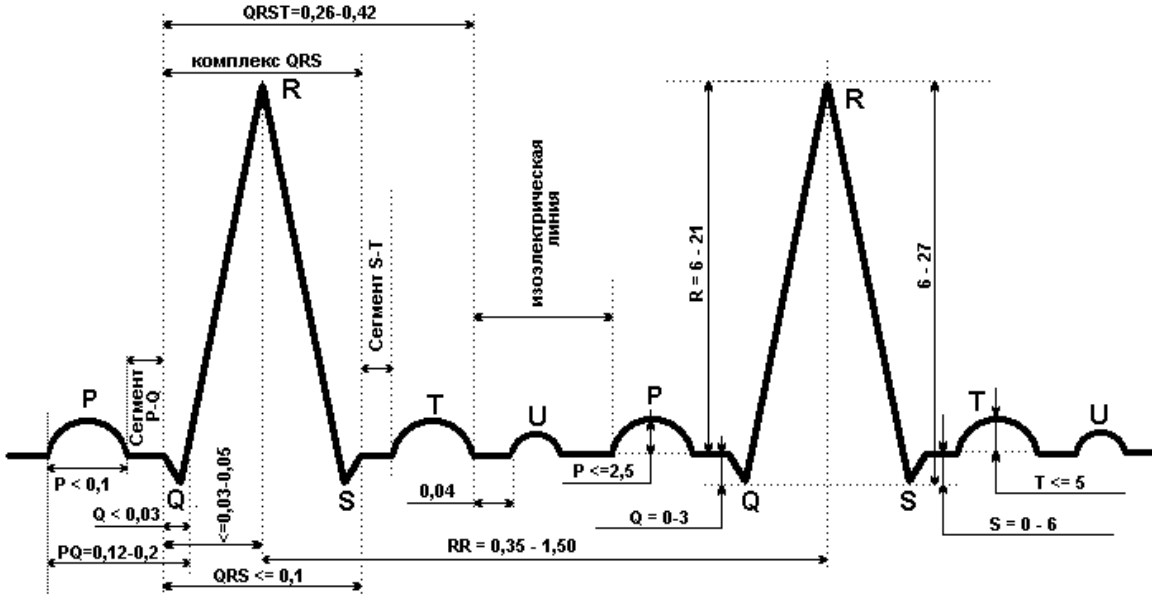


Рисунок 3.2. Стандартный электрокардиосигнал

Это достигается за счет включения регистрации точек местоположения больного и их загрузки на сервер или устройство, предварительной обработки электрокардиосигнала и проведения экспресс-оценки состояния сердца в способе экспресс-оценки состояния сердца. Экспресс-оценка состояния сердца включает в себя определение опасного состояния для жизни патологии, звонок в скорую помощи к координатам пациента и отправку сообщения «Ожидания скорой помощи» при обнаружении опасной для жизни патологии. Кроме того, также проводится определение инфаркта миокарда. В случае выявления тяжелой формы болезни вызывается скорая помощь к местонахождению пациента и отправляется сообщение «Ожидайте скорую помощь». Кроме того, пациенту отправляется уведомление о необходимости «Обязательной консультации врача-гериатра, составлении индивидуального плана ведения пациента» или «Целесообразной консультации врача-гериатра» в случае обнаружения средней тяжести сердечной недостаточности «Прехрупкий» пациент.

Фибрилляция желудочков является опасной формой нарушения ритма сердца, при которой наблюдаются некоординированные, аритмичные и разрозненные сокращения мышечных волокон сердечных желудочков. Частота таких сокращений достигает 300 в минуту и может привести к сбою кровообращения и даже остановке сердца, что является причиной внезапной сердечной смерти. Фибрилляция желудочков чаще всего возникает у людей, перенесших сердечный приступ или инфаркт миокарда. На графиках представлены частые и беспорядочные волны с хаотичным рисунком, которые характерны для фибрилляции желудочков.

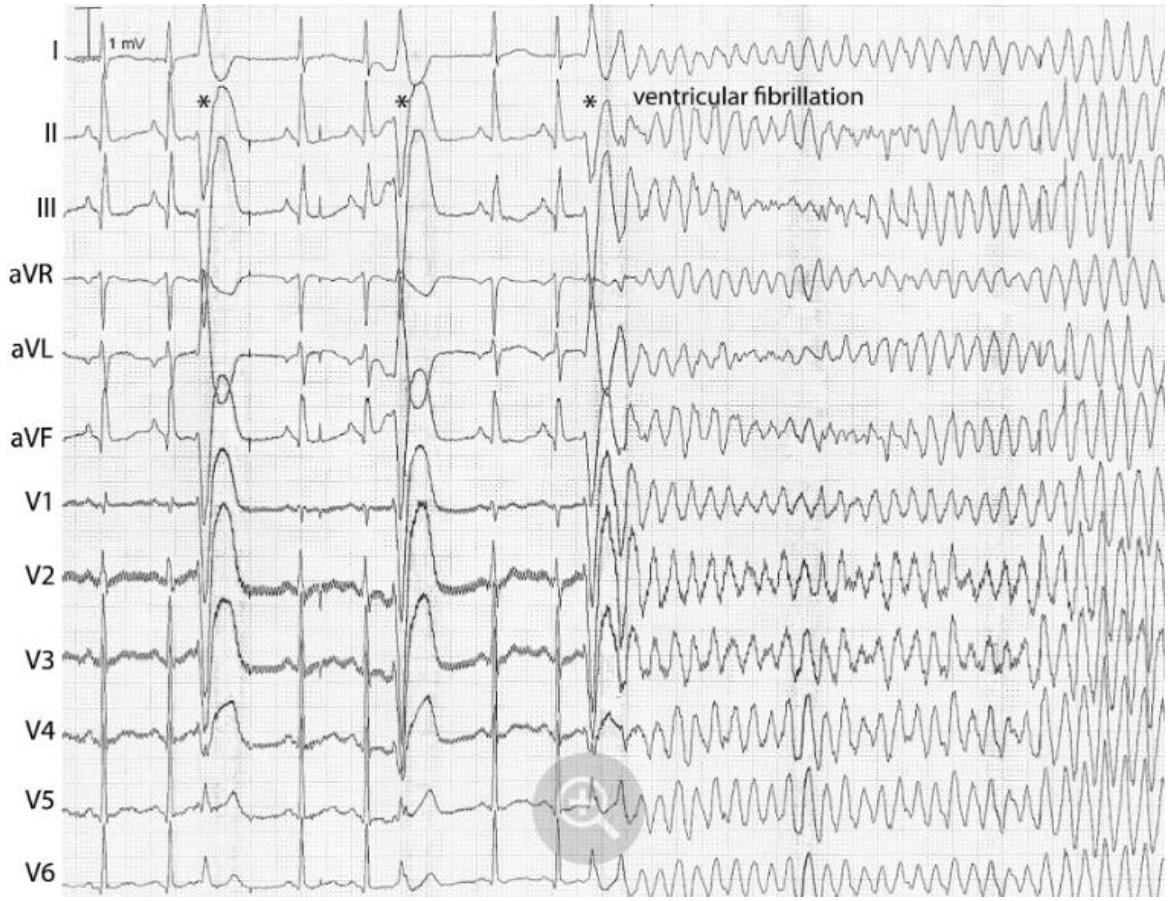


Рисунок 3.3. Фибрилляция желудочков

При фибрилляции желудочков, желудочки не совершают координированных сокращений и просто вибрируют. Это приводит к отсутствию эффективного перекачивания крови сердцем, и фибрилляцию желудочков считают одной из форм остановки сердца. Без немедленного лечения это состояние может привести к смерти.

Наиболее распространенной причиной фибрилляции желудочков является заболевание сердца, особенно недостаточный приток крови к сердечной мышце в связи с ишемической болезнью сердца, например, при развитии инфаркта миокарда. Фибрилляция желудочков диагностируется на основе результатов электрокардиографии (ЭКГ), которая показывает аритмичные и хаотичные сигналы.

Аритмия синусового ритма представляет собой внезапное прекращение активности синусового узла с отсутствием сокращений предсердий и желудочков. Синдром синусового систолического удушья (СССУ) схож с этим состоянием, однако в отличие от аритмии синусового ритма, СССУ является хроническим. Аритмия синусового ритма развивается резко и может возникать у пациентов с выраженной вегетативной дисрегуляцией, с синдромом каротидного синуса, при погружении в холодную воду, при острой ишемии миокарда во время приступа

стенокардии, а также при приеме некоторых препаратов антиаритмической терапии.

Синус-атриовентрикулярная блокада может быть вызвана несколькими причинами, включая блокаду проведения импульса от синусового узла к предсердиям, отсутствие формирования импульса в синусовом узле, недостаточную силу импульса или недостаточную возбудимость предсердий. Синус-атриовентрикулярная блокада классифицируется на частичную, I степени, II степени I и II типа, далеко зашедшую блокаду и полную (или III степени). Синус-атриовентрикулярная блокада встречается у 0,16—2,4% населения, чаще после 50–60 лет и незначительно чаще у женщин, чем у мужчин.

На электрокардиограмме возможны продолжительные паузы без QRS, замещающие синусовый ритм.

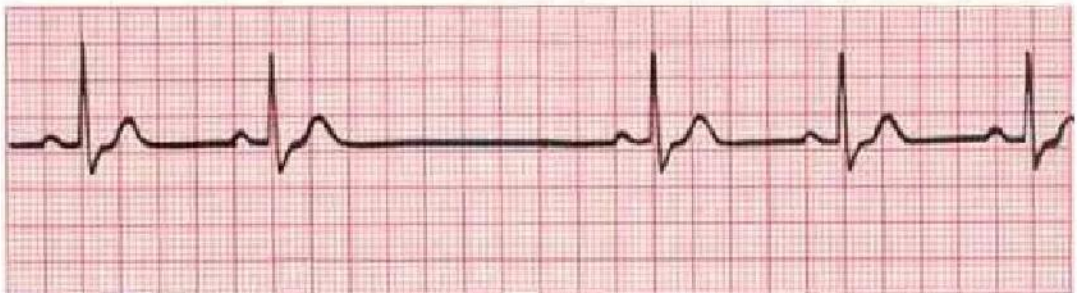


Рисунок 3.4. Арест синусового узла

В настоящее время наиболее достоверным методом для диагностики преходящих нарушений ритма сердца за сутки является суточное холтеровское мониторирование, которое представляет собой непрерывную запись ЭКГ в течение суток. Однако основным недостатком холтер-аппарата является отсутствие возможности определения патологий в реальном времени, что исключает способность предотвратить летальные исходы, например, в случае синусового ареста.

Предлагаемая в диссертационной работе система неинвазивной кардиодиагностики обладает возможностью предотвращать внезапную смерть пациента от синусового ареста.

Тахикардии с широкими комплексами QRS представляют частую практическую проблему для кардиологов, реаниматологов, врачей скорой помощи, требующую точного дифференциального диагноза для правильного выбора лечебной тактики. Дифференциальная диагностика тахикардий с широкими комплексами часто сталкивается с трудностями из-за недостаточной чувствительности множества критериев.

Тахикардией с широкими комплексами QRS считается тахикардия с частотой сердечных сокращений (ЧСС) более 150 ударов в минуту и длительностью комплекса QRS более 120 мс в одном из грудных отведений (V1-V6), либо

тахикардия с продолжительностью QRS от 110 до 120 мс с морфологией, характерной для блокады одной или обеих ножек пучка Гиса.

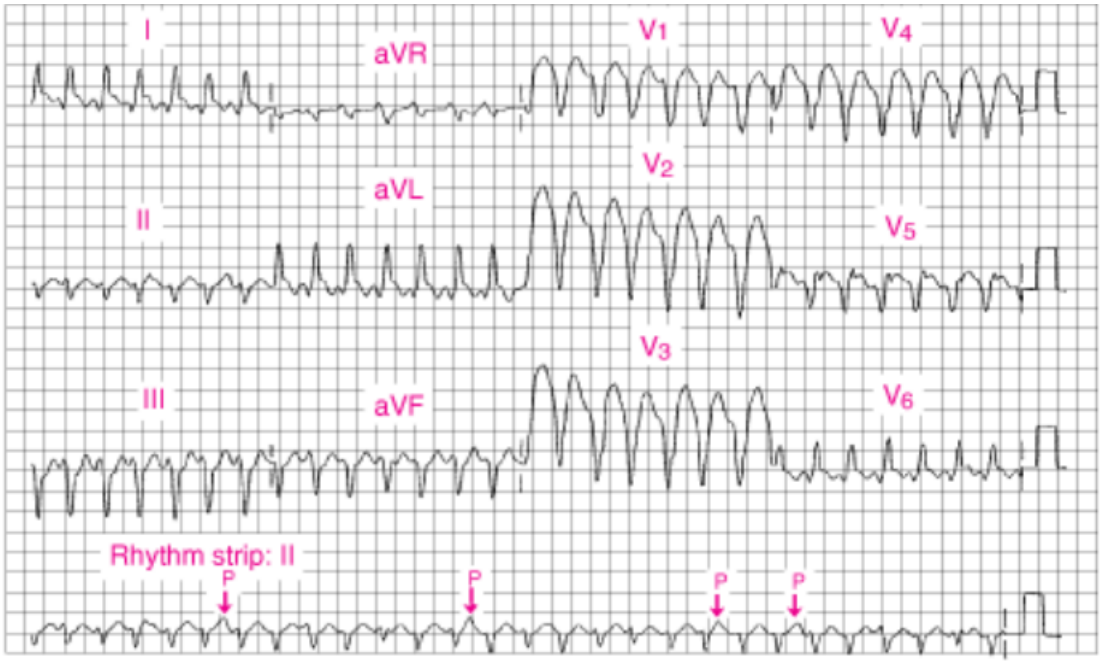


Рисунок 3.5. Желудочковая тахикардия с широкими QRS

Существуют несколько типов тахикардий с широкими комплексами QRS, включая:

1. Пароксизмальные желудочковые тахикардии.
2. Пароксизмальные наджелудочковые тахикардии.
3. Пароксизмы трепетания предсердий или фибрилляции предсердий с функциональными блокадами ножек пучка Гиса, зависящими от тахикардии.
4. Выраженная синусовая тахикардия у пациентов с органической блокадой ножки или ножек пучка Гиса.

Различные варианты тахикардий с широкими комплексами QRS имеют различное клиническое значение и требуют определенных срочных мероприятий. Поэтому важно быстро идентифицировать эти варианты тахикардий с широкими комплексами QRS.

Сделан расчет выявлении критических ситуации в EXCEL.

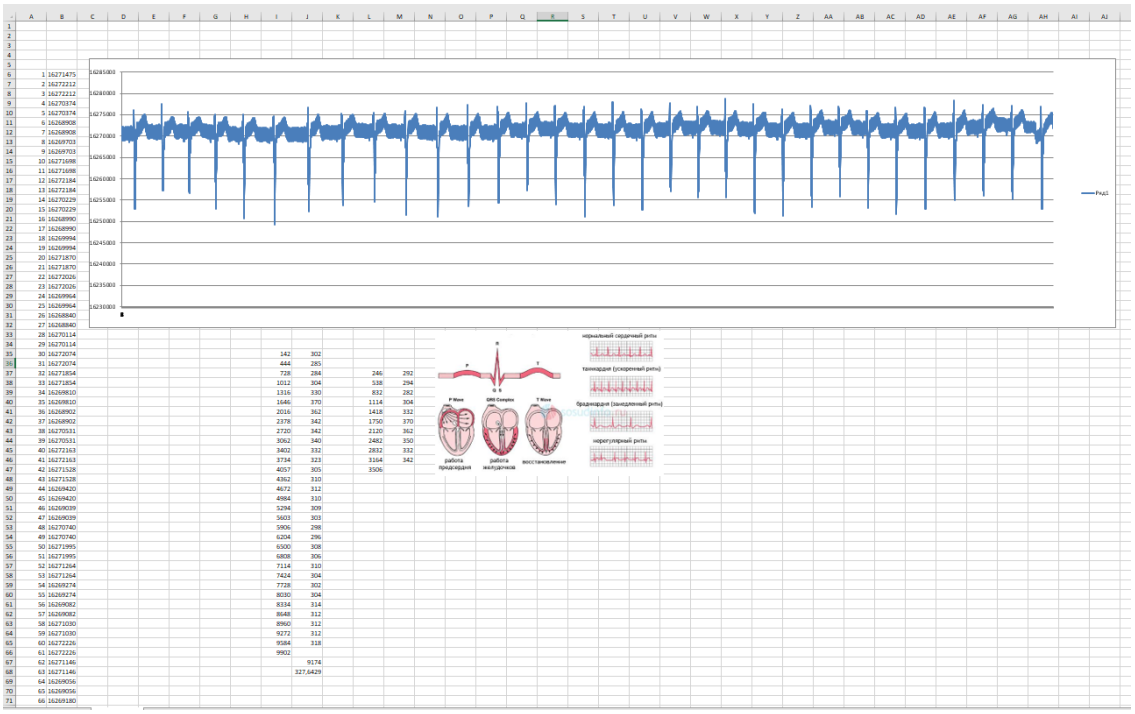


Рисунок 3.6. Расчет данных для критических ситуации

На основе вычисленной амплитудно-временной характеристики ЭКС были разработаны алгоритмы для обнаружения критического состояния пациента. В таблице 11 приведены условия, определяющие степень критичности для каждой патологии в соответствии со стандартным ЭКС, указанным на рисунке 26.

Таблица 3.1

ЭКГ характеристики для критического состояния пациента

№	В	
1	Фибрилляция желудочков	*PQ> 0.1/0.2мс*
2	Синус арест	*RR>3 секунды*
3	Тахикардии с широкими комплексами QRS	*QRS> 2 секунды*

3.4 Получение данных, обработка и преобразование

При передаче данных мы используем низкоуровневый сетевой интерфейс. Это значит что все данные (числа) передающиеся на наш сервис в первую очередь обрабатывается сокетом. В питоне эта библиотека называется socket. Интерфейс Python представляет собой прямую транслитерацию системного вызова Unix и интерфейса библиотеки socket в объектно-ориентированный стиль Python: функция socket() возвращает объект сокета, методы которого реализуют различные

системные вызовы сокетов. Типы параметров несколько более высокоуровневые, чем в интерфейсе C: как и в случае операций read() и write() с файлами Python, распределение буфера при операциях приёма происходит автоматически, а длина буфера неявна при операциях отправки.

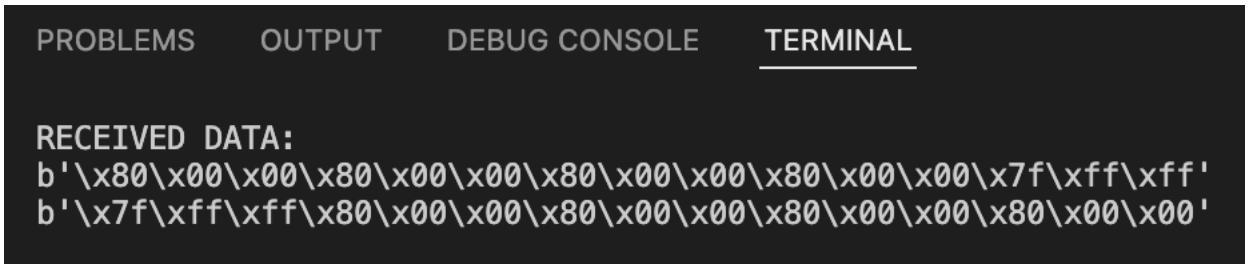


Рисунок 3.7. Первоначальный вид данных

На данном скрипте мы используя вышеуказанную библиотеку создаем сокет для приема данных с устройства. Для этого нужно указать адрес сервера и количество максимальных дескрипторов которые единовременно могут быть открыты. Так, как данный код использовался для тестирования максимальное количество дескрипторов – 30.

```python
import socket
import select
import requests
import binascii

SERVER_ADDRESS = ('***.***.**.**', "****")

dd = ""
# Говорит о том, сколько дескрипторов единовременно могут быть открыты
MAX_CONNECTIONS = 30

# Откуда и куда записывать информацию
INPUTS = list()
OUTPUTS = list()

def get_non_blocking_server_socket():
    # Создаем сокет, который работает без блокирования основного потока
    server = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
    server.setblocking(0)

    # Биндим сервер на нужный адрес и порт
    server.bind(SERVER_ADDRESS)

    # Установка максимального количество подключений
    server.listen(MAX_CONNECTIONS)

    return server

```

Рисунок 3.8. Использование сокета

Далее, мы должны написать функцию слушателя и обработчика сигналов или как можно еще назвать – пакетов данных. Слушатель в первую очередь смотрит на адрес передаваемых данных, в случае если они адресованы на наш ip мы принимаем данные. Теперь мы должны передать наши данные дальше для обработки и при нужде на хранение в нашей базе данных под определенным пользователем.

```
29
30  def handle_readables(readables, server):
31      #Обработка появления событий на входах
32      global dd
33      for resource in readables:
34          # Если событие исходит от серверного сокета, то мы получаем новое подключение
35          if resource is server:
36              connection, client_address = resource.accept()
37              connection.setblocking(0)
38              INPUTS.append(connection)
39              print("new connection from {address}".format(address=client_address))
40
41          # Если событие исходит не от серверного сокета, но сработало прерывание на наполнение входного буффера
42          else:
43              data = ""
44              try:
45                  data = resource.recv(1024)
46              # Если сокет был закрыт на другой стороне
47              except ConnectionResetError:
48                  pass
49
50              if data:
51                  data = binascii.hexlify(data).decode()
52                  # Вывод полученных данных на консоль
53                  print("Received data: {data}".format(data=str(data)))
54                  # Первоначальный фильтр для получения данных, исключая все микрозапросы
55                  if len(data) > 18:
56                      response = requests.post('https://back.cardioservice.com.kz/api/setByte/', data={'byte':str(data)})
57                  print(response)
58                  # Говорим о том, что мы будем еще и писать в данный сокет
59                  if resource not in OUTPUTS:
60                      OUTPUTS.append(resource)
61
62              # Если данных нет, но событие сработало, то ОС нам отправляет флаг о полном прочтении ресурса и его закрыти
63              else:
64                  # Очищаем данные о ресурсе и закрываем дескриптор
65                  clear_resource(resource)
66
```

Рисунок 3.9. Обработка сигнала

```
67
68  def clear_resource(resource):
69
70      #Метод очистки ресурсов использования сокета
71
72      if resource in OUTPUTS:
73          OUTPUTS.remove(resource)
74      if resource in INPUTS:
75          INPUTS.remove(resource)
76      resource.close()
77
78      print('closing connection ' + str(resource))
79
```

Рисунок 3.10. Метод очистки ресурсов

```python
if __name__ == '__main__':
    # Создаем серверный сокет без блокирования основного потока в ожидании подключения
    server_socket = get_non_blocking_server_socket()
    INPUTS.append(server_socket)

    print("server is running, please, press ctrl+c to stop")
    try:
        while INPUTS:
            readables, writables, exceptional = select.select(INPUTS, OUTPUTS, INPUTS)
            handle_readables(readables, server_socket)
            # handle_writables(writables)
    except KeyboardInterrupt:
        clear_resource(server_socket)
        print("Server stopped! Thank you for using!")
```

Рисунок 3.11. Функция main для вызова всех остальных функции и инициализации проекта

Модуль binascii предлагает набор методов, которые позволяют конвертировать данные между бинарным форматом и двоичными представлениями символов ASCII. Обычно вы не будете использовать эти методы напрямую, так как они часто применяются в модулях-обертках, таких как uu, base64 или binhex. Модуль binascii содержит низкоуровневые функции, реализованные на языке C, чтобы обеспечить более высокую скорость выполнения, и эти функции могут быть использованы более высокоуровневыми модулями для выполнения конвертации данных.

Если запустить наш скрипт сокета, на выходе мы увидим в консоли сервера уже преобразованные в числа, данные. При помощи функции hexlify() мы преобразовали байты сперва на hex, после с помощью декодирования функцией decode() в тип String.

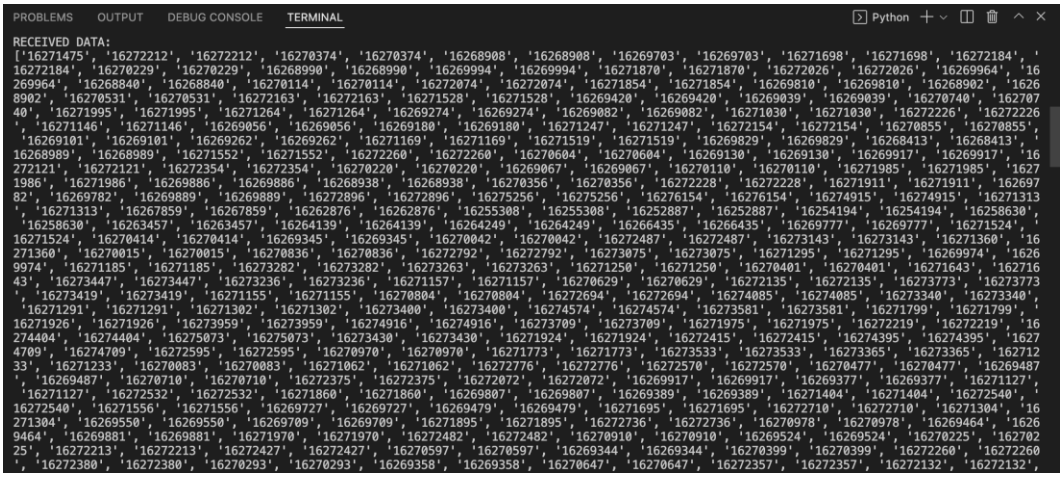


Рисунок 3.12. Данные после преобразования (тип – List<String>)

Далее у нас уже идет обработка полученных данных на сервере и присвоение к пользователю. Здесь мы должны напомнить, что перед сохранением или

присвоением эти данные требуют вторичной обработки, чтобы избавиться от шума или пустых значении.

```python
class SetBytesView(APIView):
    permission_classes = (permissions.AllowAny,)
    def get(self, request):
        profiles = Profile.objects.all()
        serializer = ProfileSerializer(profiles, many=True)
        return Response(serializer.data[0])

    def post(self, request):
        group_name = "user"
        channel = get_channel_layer()

        try:
            byte = request.POST.get("byte")
            print(byte)
            p = None
            array = byte[2:len(byte)-1]
            array = byte
            lenght = len(array)
            byte_array = []
            if lenght > 18:
                s = 0
                for i in range(12, len(array), 6):
                    bytes = ''
                    bytes += array[i:i+6]
                    if len(bytes) == 6:
                        point = int(bytes, 16)
                        if point < 10:
                            continue
                        if point>10 and point < 12400000:
                            point = 12400000
                        byte_array.append(point)
                wid = int(array[:12], 16)
                p = Profile.objects.filter(device_id=wid)
                if p.exists():
                    p = p[0]
                else:
                    p = Profile.objects.create(device_id=wid)
                byte_array.insert(0, wid)
            group_name = "room_"+str(wid)
            async_to_sync(channel.group_send) (
                group_name,
                {
                    'type': 'send_point',
                    'content': {
                        'pointers': byte_array,
                    }
                }
            )
            today_d = datetime.now()
            today = f'{today_d.year}-{today_d.month}-{today_d.day}'
            pd = ProfileData.objects.filter(profile = p, date=today)
            if pd.exists():
                pd = pd[0]
                pd.data = pd.data + byte_array[1:]
                if len(pd.data) > 50000:
                    pd.data = byte_array[1:]
                pd.save()
            else:
                ProfileData.objects.create(date=today, data = byte_array[1:], profile=p)
            return JsonResponse({'status': 'ok'})
        except ValueError as e:
            return JsonResponse(e.args[0], status.HTTP_404_NOT_FOUND)

```

Рисунок 3.13. Скрипт фильтрации и присвоения данных

Так, как наш сокет передает нам множество других атрибутов мы использовали метод POST. Данный метод обеспечивает безопасную передачу данных. Далее, мы использую обрезку выбираем ту область данных в котором

записаны данные передачи и id для идентификации. Дальнейшая наша цель фильтрация данных в теле пакета. Здесь мы использую принцип обрезки шумов, определяем верхний и нижний порог получаемых данных и обрезаем данные соответственно с ним. То есть, все шумы превышающие данный порог будут подавлены. После фильтрации определив id пользователя мы сортируем данные по дате и времени получения и отправляем на хранение в базу данных.

При запуске скрипта на рисунке 3.13 мы можем наблюдать расчёты направленные на библиотеку «@arction/lcjs» которая предназначена для визуализации графиков. При рисовке графиков данная библиотека использует теорию графов, что дает нам эффективно расположить полученные данные в виде чисел типа integer. Благодаря этому пользователь может визуально наблюдать ЭКС в реальном времени. Но это еще не все, ведь важный момент в нашей системе определение опасной аритмий сердца. Ключевым значением при определении опасной аритмий сердца является – ЧСС. Для расчёта значения ЧСС необходимо чтобы наше устройство в течении 10 секунд получало ЭКС, этого будет достаточно. Зная формулу определения ЧСС заранее, мы переписали формулу в подобную функцию синтаксис, которого написан ниже:

$$\text{ЧСС} = \frac{60}{R_1 - R_2} \tag{3.1}$$

где число секунд в минуте – 60; $R_1 - R_2$ - время интервала, показанная в секундах.

```
mounted() {
  const lcjs = require("@arction/lcjs");
  const { AxisScrollStrategies, emptyLine } = lcjs;
  this.graf(this.data);
  this.socket = new WebSocket(
    "wss://back.cardioservice.com.kz/api/setByte/?wid=" + this.did
  );
  let self = this;
  this.timer = setInterval(function () {
    self.ss += 1;
    if (self.ss >= 61) {
      self.ssCheck = true;
      self.ss = 0;
    }
  }, 1000);
  let period = [];
  let oldK = 0;
  this.socket.onopen = function (e) {
    console.log("open");
  };
  let len = 0;
  this.socket.onmessage = function (event) {
    let d = JSON.parse(event.data)["content"]["pointers"]["content"][
      "pointers"
    ];
    len += d.slice(1).length;
    if (self.seconds >= 60) {
      self.chss = parseInt(len / 360);
      self.rr = 60 / parseInt(len / 360);
    }
    for (let i = 1; i < d.length; i++) {
      if (d[i] > 10) {
        self.k += 10;
        let mmax = Math.max(...period)
        let mmin = Math.min(...period)
        self.series.add({ x: self.k, y: d[i] });
        let mmax = self.series.getYMax() + 100000
        let mmin = self.series.getYMin() - 100000
        let mmax = d[i] + 55000;
        let mmin = d[i] - 55000;
        self.chart
          .getDefaultAxisY()
          .setTickStrategy("Empty")
          .setStrokeStyle(emptyLine)
          .setInterval(mmin, mmax, false, true)
          .setScrollStrategy(AxisScrollStrategies.progressive);
        self.data.push({x: self.k, y: d[i]})
      }
    }
  };
  this.socket.onerror = function (error) {
    console.log(error);
  };
},
```

Рисунок 3.14. Скрипт приема данных и ожидания вычисления

Также важно вычислить значение R-R (расстояние между двумя амплитудами сигнала, то есть, стуками сердца). Получив данные значения мы можем легко определить две крайне опасных диагноза: «Синусовую брадикардию» и «Синусовую тахикардию». Если быть точнее, при очень редком ЧСС, значением меньше 45 ударов/сек, выявляется «Синусовая брадикардия», а если больше 100 ударов/сек, то «Синусовая тахикардия».

3.5 Получение сигнала для визуализации ЭКГ

При открытии сайта https://cardioservice.com.kz появится экран приветствия (рисунок 3.15).

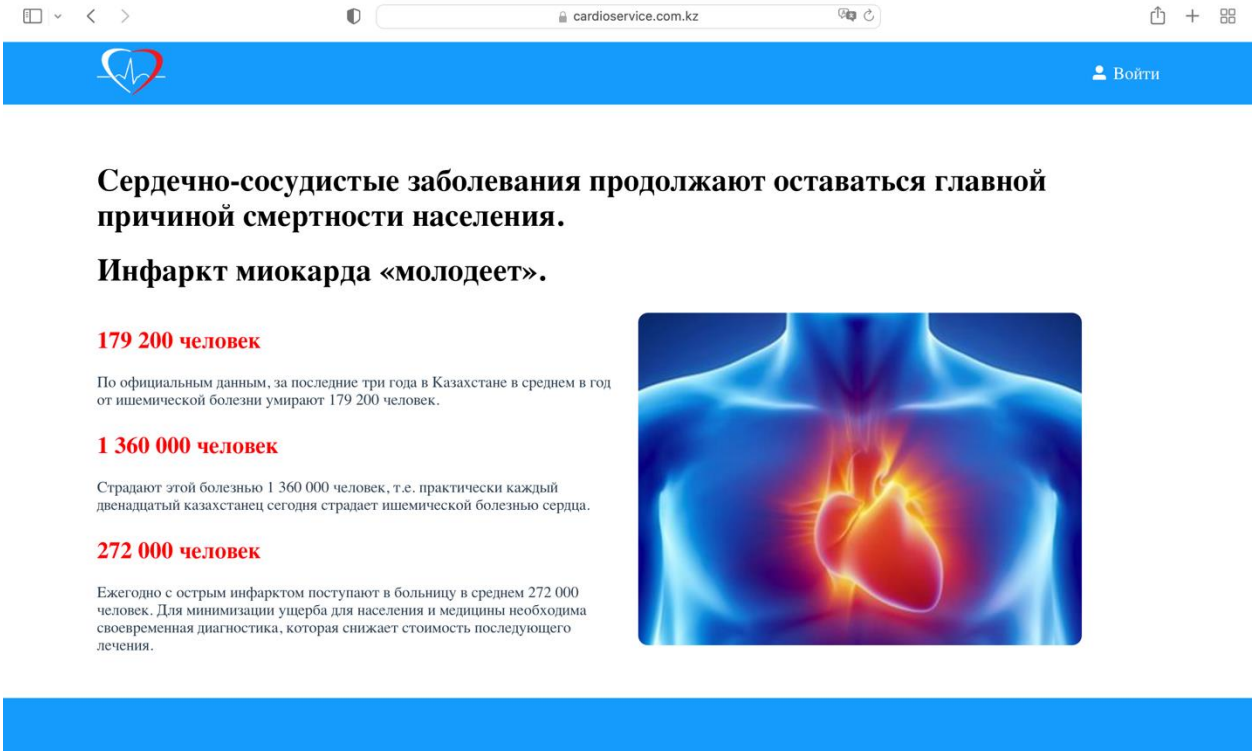


Рисунок 3.15. Сайт для визуалзации ЭКГ пациента

Далее при нажатии на кнопку «Войти» появляется страница авторизации (рисунок 3.16).

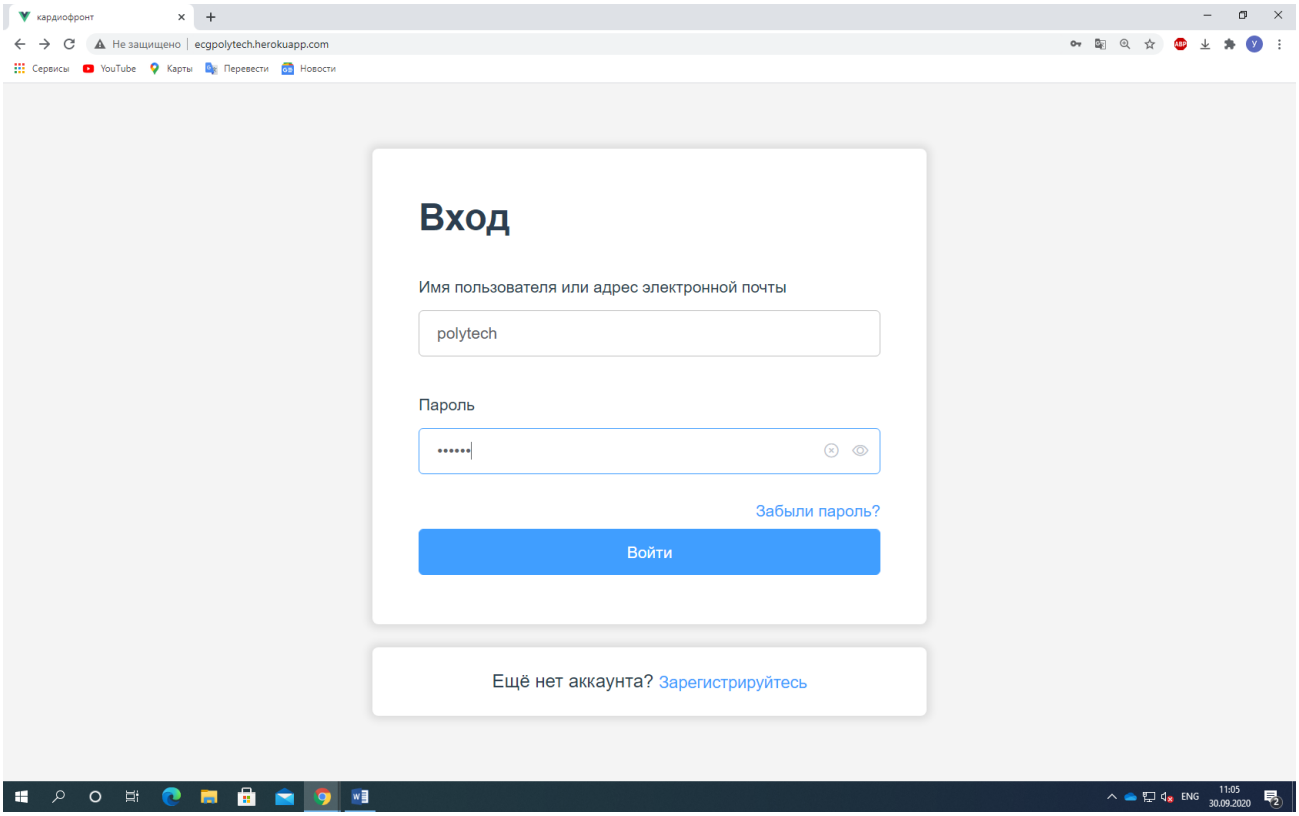
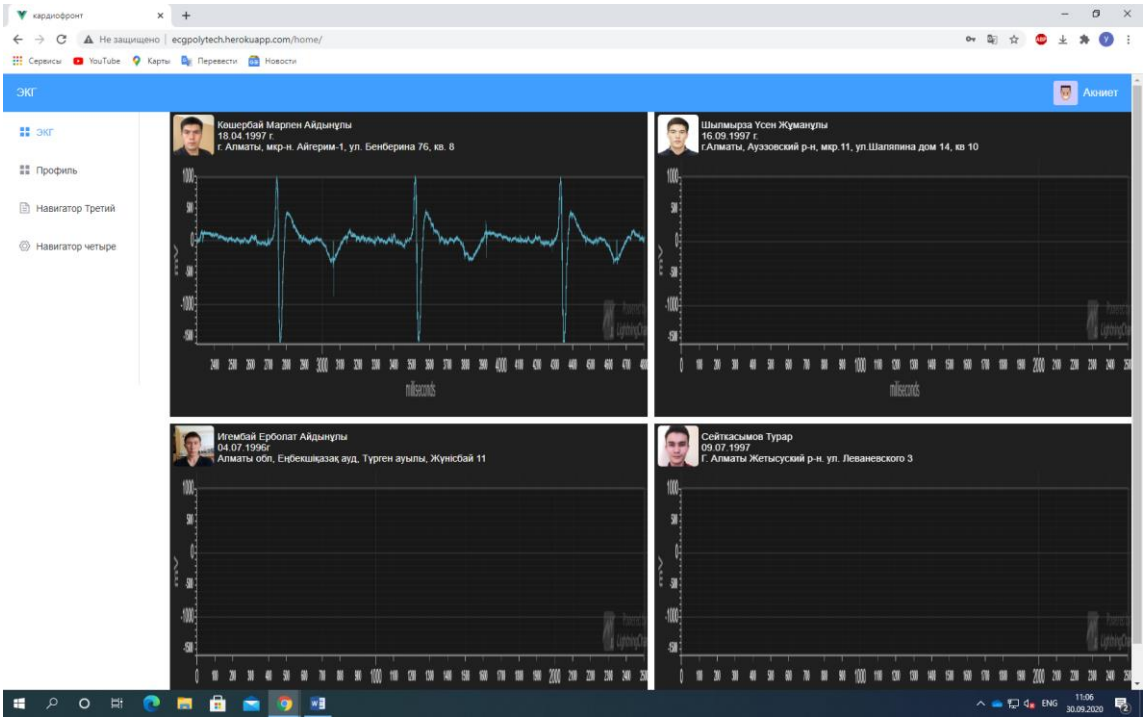
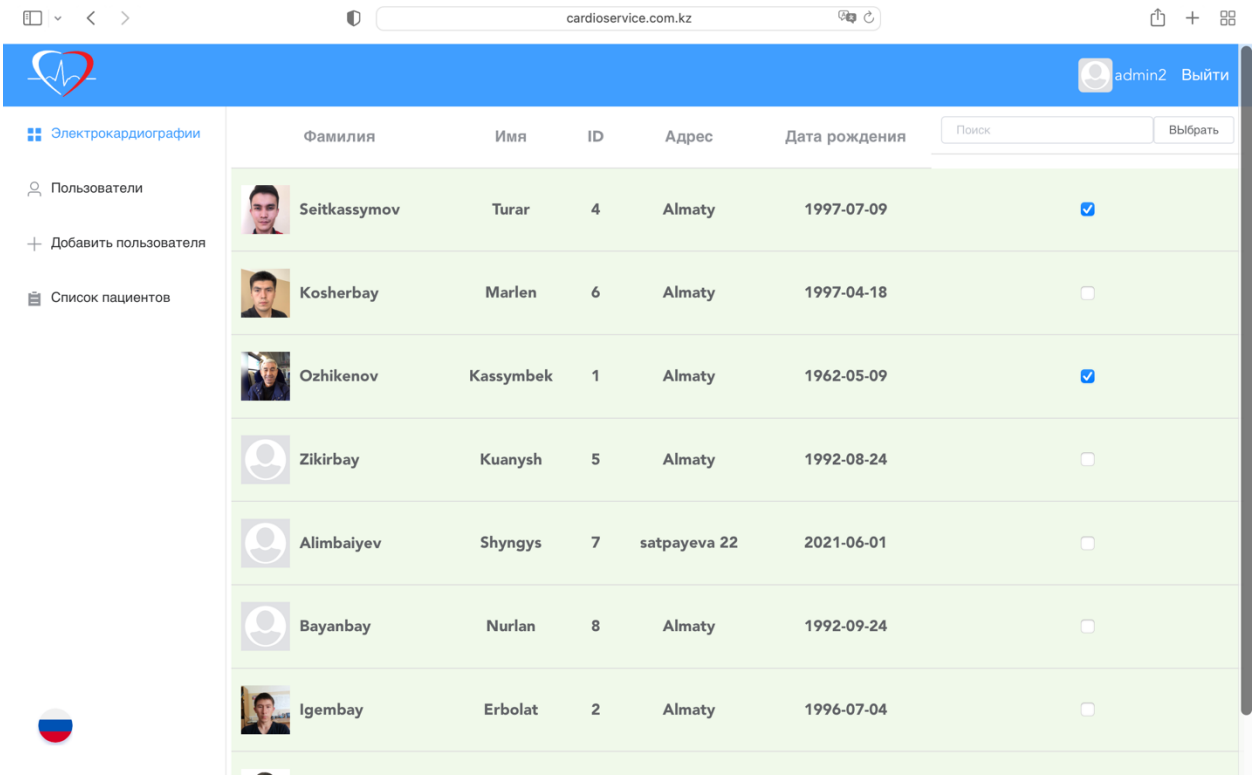


Рисунок 3.16. Авторизация на сайте

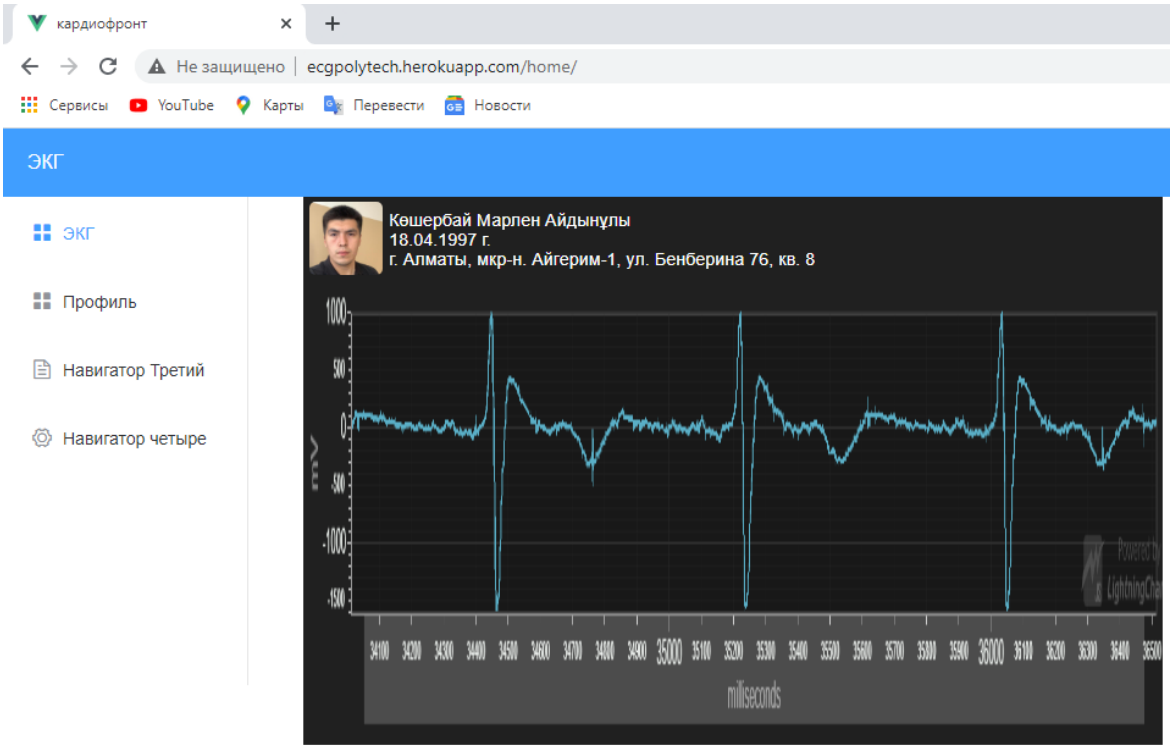
Для авторизации выбирается роль пользователя (пациент или администратор). По введенным логинам распазнается роль пользователя и направляется на разные сайты. Если это аминистратор сайта то на экране появится данные сразу нескольких пациентов которые связаны с индивидуальными портативными кардиоанализаторами (рисунок 3.17 *а*). Если это пользователь, то на экране появится профиль пациента (местоположение, год рождения, ЭКГ, рисунок 3.17 *б*). Также у администратора есть возможность выбрать графики нескольких пациентов (рисунок 3.17).


кардиофронт
ecgpolytech.herokuapp.com/home/
ЭКГ
Аюшет
ЭКГ
Профиль
Навигатор Третий
Навигатор четыре
Көшербай Марлен Айдынұлы
18.04.1997 г.
г. Алматы, мкр-н. Айгерим-1, ул. Бенберина 76, кв. 8
Шылмырза Үсен Жұманұлы
16.09.1997 г.
г.Алматы, Ауэзовский р-н, мкр.11, ул.Шаляпина дом 14, кв 10
Игембай Ерболат Айдынұлы
04.07.1996г
Алматы обл, Еңбекшіқазақ ауд, Түрген ауылы, Жүнісбай 11
Сейтқасымов Турар
09.07.1997
Г. Алматы Жетысуский р-н. ул. Леваневского 3
ENG
11:06
30.09.2020

а)


cardioservice.com.kz
admin2
Выйти
Электрокардиографии
Пользователи
Добавить пользователя
Список пациентов
Фамилия
Имя
ID
Адрес
Дата рождения
Поиск
Выбрать
Seitkassymov Turar 4 Almaty 1997-07-09
Kosherbay Marlen 6 Almaty 1997-04-18
Ozhikenov Kassymbek 1 Almaty 1962-05-09
Zikirbay Kuanysh 5 Almaty 1992-08-24
Alimbaiyev Shyngys 7 satpayeva 22 2021-06-01
Bayanbay Nurlan 8 Almaty 1992-09-24
Igembay Erbolat 2 Almaty 1996-07-04

б)



в)

Рисунок 3.17. Получения ЭКГ с кардиоанализатора.
а – страница администратора, б – список пациентов, в – страница пациента

По расписанию данные, содержащие информацию о кардиоанализаторе (номер прибора), личные данные пациента и состояние пациента, регулярно передаются на сервер. Чтобы обеспечить безопасность персональной информации пациента, все данные, передаваемые с портативного кардиоанализатора на сервер, зашифрованы.

```
methods: {
  pause() {
    this.socket.close();
  },
  graf(p) {
    const lcjs = require("@arction/lcjs");
    const {
      lightningChart,
      DataPatterns,
      AxisScrollStrategies,
      SolidLine,
      SolidFill,
      ColorHEX,
      AutoCursorModes,
      Themes,
      emptyLine,
      emptyTick,
    } = lcjs;

    this.chart = lightningChart()
      .ChartXY({
      })
      .setTitle("");
    // Add line series to visualize the data received
    this.series = this.chart.addLineSeries({
      dataPattern: DataPatterns.horizontalProgressive,
    });
    // Style the series
    this.series.setStrokeStyle(
      new SolidLine({
        thickness: 3,
        fillStyle: new SolidFill({ color: ColorHEX("#5aafc7") }),
      })
    );
    this.chart.setAutoCursorMode(AutoCursorModes.disabled);
    // Setup view nicely.
    this.chart
      .getDefaultAxisY()
      .setTickStrategy("Empty")
      .setStrokeStyle(emptyLine);

    this.chart
      .getDefaultAxisX()
      .setInterval(0, 3000)
      .setScrollStrategy(AxisScrollStrategies.progressive);

    let old = p[0]
    for (let i in p){
      this.k+=3
      // if (Math.abs(p[i]-old) < 2000000){
        this.series.add({x: this.k, y: p[i]})
      // }
    }
    let lcjss = document.querySelector("#lcjs-auto-flexbox");
    let section = document.querySelector(".section");
    lcjss.style.height = "100%";
    lcjss.style.marginTop = "40px";
    section.appendChild(lcjss);
    lcjss.querySelector("canvas").style.zIndex = "99";
  },
  conclusion() {
    this.dialogVisible = true;
  },
},
```

Рисунок 3.18. Код визуализации ЭКС

Далее идет процесс обработки и выявления опасной аритмии. Когда мы наконец рассчитали значения нужные для заключения, пользователь может увидеть заключительный диагноз своего состояния.

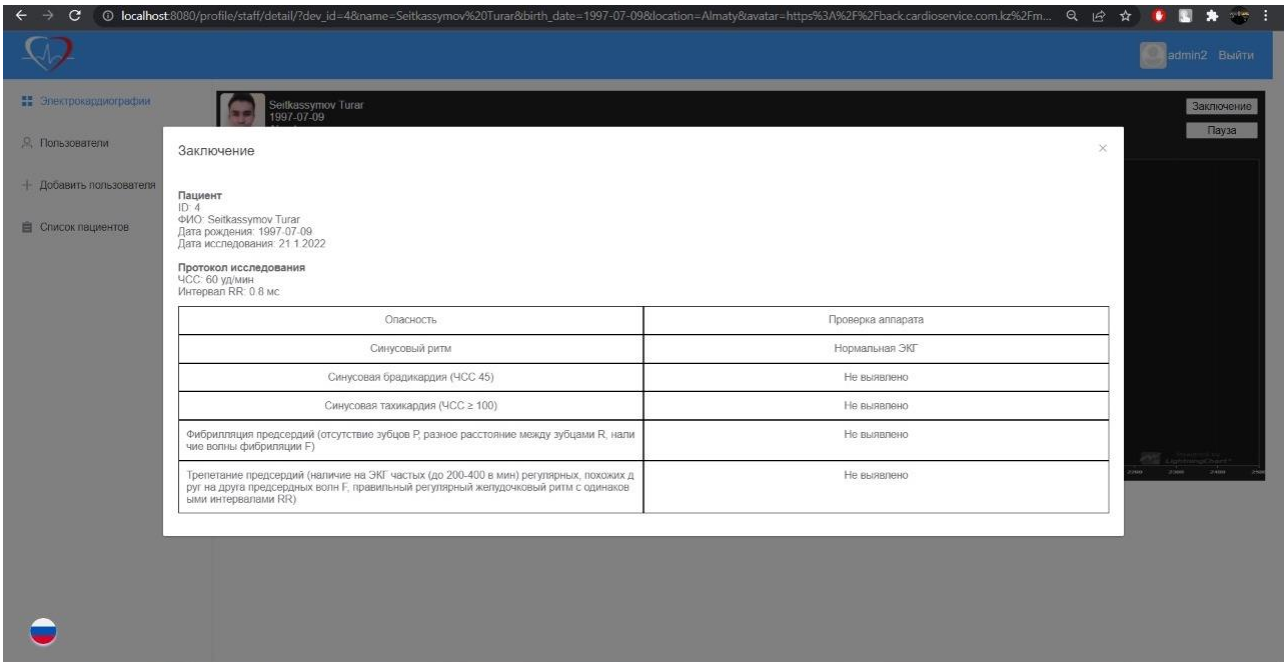


Рисунок 3.19. Окно заключительного диагноза

Результаты внедрения

Действующий макет портативной информационно-измерительной системы мониторинга для выявления потенциально опасных аритмий сердца во время свободной активности расширяются функциональные возможности ЭКС при использовании холтеровского мониторинга, применяется в образовательном процессе Казахского национальный исследовательский технический университет имени К. И. Сатпаева и проходит апробацию в городской больнице АО "Центральная клиническая больница" города Алматы.

Выводы по главе 3

В соответствии с поставленными требованиями, был разработан алгоритм для фильтрации данных. Также был создан сервер, который принимает и обрабатывает эти данные, а затем связывает их с соответствующим пациентом.

Для регистрации ЭКС было разработано программное обеспечение, которое обеспечивает беспроводную передачу данных между устройством регистрации и смартфоном.

Другое программное обеспечение было разработано для получения сигналов с устройства регистрации ЭКС, их предварительной обработки, диагностики опасных аритмий сердца, оповещения пациента о результатах диагностики и передачи данных на клиентскую сторону.

Созданный макет портативной информационно-измерительной системы мониторинга позволяет определять опасные аритмии сердца в условиях свободной активности и расширяет функциональные возможности холтеровского мониторинга ЭКС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В заключении данной работы хочу отметить, что исследовательская часть данной работы посвящена изучению и исследованию алгоритма определения опасной аритмии сердца. Одним из способов повышения эффективности диагностики электрокардиографической информации является использование портативных вычислительных устройств, таких как смартфоны или ПК, для мониторинга показателей сердца. Это открывает новые возможности для более доступной и удобной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний и повышения качества жизни пациентов.

По всем поставленным задачам были получены результаты и выполнены все цели, подробнее:

1. Была разработана система неинвазивной кардиодиагностики с высокой помехоустойчивостью, что гарантирует достоверность автоматических заключений даже в условиях свободной активности пациентов. Система предоставляет трехуровневый анализ электрокардиосигналов (ЭКС): автоматический экспресс-анализ в режиме "Автономный", автоматический дифференцированный анализ с помощью кардиоанализатора-сервера и детальный анализ врача с применением автоматизированного места врача сердечно-сосудистых заболевании в режиме "кардиоанализатор-сервер-врач". Система также определяет местоположение пациента, что обеспечивает неотложную медицинскую помощь в случае критических состояний. Есть функционал создания и изменение данных о заболевшем.
2. Разработана архитектура многокомпонентного фильтра, основанная принципом ААФ. В соответствии с поставленными требованиями, был разработан алгоритм для фильтрации данных. Также был создан сервер, который принимает и обрабатывает эти данные, а затем связывает их с соответствующим пациентом.
3. Проведены пробы и выбраны отдельные фильтры для разных помеховых ситуаций в пределах реализации метода АФ сигналов.
4. Была разработана детализированная функциональная блок-схема прибора, исходя из сформулированных требований. После анализа блок-схемы были выработаны критерии отбора компонентов и выбрана элементная база для проектирования аппаратной платформы портативного мобильного кардиоанализатора. После выбора элементной базы была разработана электрическая принципиальная схема портативного мобильного кардиоанализатора, придавая особое внимание его функциональному составу и пониженному энергопотреблению.
5. Разработано программное обеспечение для устройства регистрации электрокардиосигналов, позволяющее беспроводную передачу данных между устройством и смартфоном. Также разработано программное обеспечение мобильного приложения, которое принимает сигнал с устройства регистрации ЭКС,

выполняет его предварительную обработку, диагностику опасных аритмий сердца, информирует пациента о результатах диагностики и передает данные на сервер приложений.

6. Работает макет портативной информационно-измерительной системы мониторинга для определения опасных аритмий сердца в условиях свободной активности. Эта система расширяет функциональные возможности холтеровского мониторинга ЭКС и применяется в образовательном процессе Казахского Национального Исследовательского Технического Университета имени К. И. Сатпаева. Также производится апробация этой системы в городской больнице АО "Центральная клиническая больница" города Алматы.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Chingiz Alimbayev, Zhadyra Alimbayeva, Kassymbek Ozhikenov, Oleg Bodin, Yerkat Mukazhanov, Development of measuring system for determining lifethreatening cardiac arrhythmias in a patient's free activity, Eastern-European journal of enterprise technologies, Vol 1, No 9 (103) (2020), DOI: https://doi.org/10.15587/1729-4061.2020.197079
2. Chingiz A. Alimbaev, Kasymbek A. Ozhikenov, Oleg N. Bodin, Mikhail N. Kramm, Fagim K. Rakhmatullov , Yerkat B. Mukazhanov, System of NonInvasive Electrocardiac Diagnostics, 20th International Conference of Young Specialists on Micro/Nanotechnologies and Electron Devices EDM 2019: Conference Proceedings, 2019, ISBN 978-1-7281-1752-2, DOI: 10.1109/EDM.2019.8823170
3. Ch.A. Alimbayev, K.A. Ozhikenov, Zh.N. Alimbayeva, O.N. Bodin, E.B. Mukazhanov, Development of the structure of a multicomponent filter based on The principle of adaptive aggregation of filters, 2018 IEEE 12th International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT) DOI: 10.1109/ICAICT.2018.8747119
4. Ch. Alimbayev, Zh. Alimbayeva, N. Bayanbay, K. Ozhikenov, O. Bodin, Development of a portable cardio analyzer (PCA), Неделя науки СПбПУ : материалы научной конференции с международным участием, 18–23 ноября 2019 г. Институт биомедицинских систем и биотехнологий. В 2 ч. Ч. 2. Высшая школа биомедицинских систем и технологий. – СПб. : ПОЛИТЕХ-ПРЕСС, 2019. – 159 с.
5. Zh. Alimbayeva, Ch. Alimbayev, N. Bayanbay, K. Ozhikenov, O. Bodin, Application of neural networks for processing and cardio signal analysis, Неделя науки СПбПУ: материалы научной конференции с международным участием, 18–23 ноября 2019 г. Институт компьютерных наук и технологий. – СПб. : ПОЛИТЕХ-ПРЕСС, 2019. – 145 с.
6. МН Крамм, ЧА Алимбаев, ОН Бодин, ВГ Полосин, АС Сергеенков, ОБЛАЧНАЯ ОБРАБОТКА КАРДИОЛОГИЧЕСКОЙ ИНФОРМАЦИИ, Российский кардиологический журнал, Общество с ограниченной ответственностью «Силицея-Полиграф», 2019, 4S2.
7. Ч.А. Алимбаев, КА Ожикенов, ОН Бодин, АК Ожикенова, Мобильный телемедицинский комплекс для оказания экстренной медицинской помощи, Методы, средства и технологии получения и обработки измерительной информации, 2018, 105-109
8. Ч.А.Алимбаев, К.А.Ожикенов, А.К.Тулешов, А.А.Туякбаев, А.К.Ожикенова, А.К.Ожикен, Ж.К.Кушегенова, Л.С.Кагазбекова, Комплекс для оказания экстренной медицинской помощи, НИИС КазПатент, патент на полезный модель
9. Баянбай Н. А. Алимбаева Ж. А. Ожикенов К. А., Алимбаев Ч. А, Метод адаптивного подавления помех в ЭКС, Неделя науки СПбПУ: Материалы научной

конференции с международным участием, 19-24 ноября 2018 г., Институт биомедицинских систем и технологий, (РИНЦ).

10. Ch.A. Alimbayev, K.A. Ozhikenov, A.K. Ozhikenova, Zh.A. Alimbayeva, N. Bayanbay, Помехозащищенная предварительная обработка электрокардиосигнала, ВЕСТНИК КазНИТУ, №5 (129), КазНИТУ имени К.И. Сатпаева, 2018 (ВАК).

11. http://www.rcrz.kz/files/ez/%D0%9A%D0%BE%D0%BD%D1%86%D0%B5%D0%BF%D1%86%D0%B8%D1%8F%20%D0%AD%D0%97.pdf (дата обращения: 10.04.2023)

12. https://online.zakon.kz/Document/?doc_id=31238288#pos=0;0 (дата обращения: 16.03.2023)

13. https://tengrinews.kz/zakon/pravitelstvo_respubliki_kazahstan_premer_ministr_rk/zdravoohranenie/id-P1900000982/ (дата обращения: 04.02.2023)

14. https://informburo.kz/cards/kazahstancy-stali-v-chetyre-raza-chashchepopadat-v-bolnicu-iz-za-bolezney-serdca-pochemu-obyasnyayut-kardiologi.html (дата обращения: 24.04.2023)

15. Статистические данные ТОО «Мединформ», Казахстан, http://www.medinfo.kz/#/stats

16. Де Луна А.Б. Руководство по клинической ЭКГ / под ред. Р.З. Амирова. – М.: Медицина, 1993. – 703с

17. В.В.Мурашко, А.В.Струтынский, Электрокардиография: учебн. пособие / В.В.Мурашко, А.В.Струтынский. –14-е изд., перераб. – М. : МЕДпресс-информ, 2017. – 360 с. : ил. ISBN 978-5-00030-460-0

18. Балахонова С.А., Ожикенов К.А., Полосин В.Г., Рахматуллов Ф.К., Системы неинвазивной кардиодиагностики. Монография. Под редакцией профессора О.Н. Бодина. Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2017. – 204 с

19. Lau J, Lowres N, Neubeck L, et al. iPhone ECG application for community screening to detect silent atrial fibrillation: a novel technology to prevent stroke. Int J Cardiol. 2013;165:193–4.

20. Lowres N, Neubeck L, Salkeld G, et al. Feasibility and cost-effectiveness of stroke prevention through community screening for atrial fibrillation using iPhone ECG in pharmacies. Thromb Haemost. 2014;111:1167–76.

21. Chan P, Wong C, Pun L, et al. Head-to-head comparison of the alivecor heart monitor and microlife watchbp office AFIB for atrial fibrillation screening in a primary care setting. Circulation. 2016; 135:110–2.

22. Soni A, Earon A, Handorf A, et al. High burden of unrecognized atrial fibrillation in rural India: an innovative community-based cross-sectional screening program. JMIR Public Health Surveill. 2016;2:e159.

23. Wiesel J, Arbesfeld B, Schechter D. Comparison of the microlife blood pressure monitor with the omron blood pressure monitor for detecting atrial fibrillation. Am J Cardiol. 2014;114:1046–8.

24. Marazzi G, Iellamo F, Volterrani M, et al. Erratum to: comparison of microlife BP A200 plus and omron M6 blood pressure monitors to detect atrial fibrillation in hypertensive patients. Adv Ther. 2014;31: 1317–1317.

25. Kearley K, Selwood M, Van den Bruel A, et al. Triage tests for identifying atrial fibrillation in primary care: a diagnostic accuracy study comparing single-lead ECG and modified BP monitors. BMJ Open. 2014;4:e004565.

26. de Asmundis C, Conte G, Sieira J, et al. Comparison of the patient-activated event recording system vs. traditional 24 h Holter electrocardiography in individuals with paroxysmal palpitations or dizziness. Europace. 2014;16:1231–5.

27. Kaleschke G, Hoffmann B, Drewitz I, et al. Prospective, multicentre validation of a simple, patient-operated electrocardiographic system for the detection of arrhythmias and electrocardiographic changes. Europace. 2009;11:1362–8.

28. Rekhviashvili A1, Baganashvili E, Tan KY, Raymakers F, Sakandelidze Ts. Reproducibility and diagnostic value of E100 event recorder for patients with complaints on heart arrhythmias and no changes on multiple routine ECGs and 24-hour Holter monitoring. Georgian Med News. 2012;203:29–33.

29. Doliwa P, Frykman V, Rosenqvist M. Short-term ECG for out-of-hospital detection of silent atrial fibrillation episodes. Scand Cardiovasc J. 2009;43:163–8.

30. Turakhia MP, Hoang DD, Zimetbaum P, et al. Diagnostic utility of a novel leadless arrhythmia monitoring device. Am J Cardiol. 2013;112:520–4.

31. Barrett PM, Komatireddy R, Haaser S, et al. Comparison of 24-hour Holter monitoring with 14-day novel adhesive patch electrocardiographic monitoring. Am J Med. 2014;127: e11–7.

32. Rosenberg MA, Samuel M, Thosani A, Zimetbaum PJ. Use of a noninvasive continuous monitoring device in the management of atrial fibrillation: a pilot study. Pacing Clin Electrophysiol. 2012;36:328–33.

33. Schreiber D, Sattar A, Drigalla D, Higgins S. Ambulatory cardiac monitoring for discharged emergency department patients with possible cardiac arrhythmias. West J Emerg Med. 2014;15:194–8.

34. Tung C, Su D, Turakhia M, Lansberg M. Diagnostic yield of extended cardiac patch monitoring in patients with stroke or TIA. Front Neurol. 2015;5:266.

35. Bolourchi M, Batra AS. Diagnostic yield of patch ambulatory electrocardiogram monitoring in children (from a National Registry). Am J Cardiol. 2015;115:630–4.

36. https://www.dcbiomed.com/ReadMyHeart:V2.0.html

37. Jonathan M. Engel, Member, IEEE, Vipin Mehta, Richard Fogoros M.D., Abhi Chavan, Study of Arrhythmia Prevalence in NUVANT Mobile Cardiac Telemetry System Patients, 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS San Diego, California USA, 28 August - 1 September, 2012

38. Li Yuan, Yanchao Yuan, Zhuhuang Zhou, Yanping Bai and Shuicai Wu*, A Fetal ECG Monitoring System Based on the Android Smartphone, Sensors, 2019 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

39. Vincenzo Randazzo, Jacopo Ferretti, and Eros Pasero, A Wearable Smart Device to Monitor Multiple Vital Parameters—VITAL ECG, DOI: 10.3390/electronics9020300

40. Шахов Э. К. Повышение помехоустойчивости цифровых средств измерения. – Пенза: ППИ, 1983. 48 с.

41. Дроздов Д. В., Леванов В.М. Автоматический анализ ЭКГ: проблемы и перспективы // Здравоохранение и медицинская техника. 2004. №1. С. 48-56.

42. Дроздов Д. В. Высокие медицинские технологии – в практику функциональной диагностики. Обозрение. Медтехника. №5, май 2007. http://www.altonika.ru/article.php?id=338

43. Дроздов Д.В. Влияние фильтрации на диагностические свойства биосигналов. Функциональная диагностика. 2011, № 3. С.75-78.

44. Шкарин В.В. Прогресс и проблемы современного этапа компьютерного анализа электрокардиограмм. Журнал «КАРДИОЛОГИЯ» октябрь 2004 г. Специальный выпуск журнала «Ремедиум Приволжье» г. Нижний Новгород. URL: http://grandex.ru/medicine/text/8700.html

45. Юдаш К. Высокие медицинские технологии – в практику функциональной диагностики. журнал Обозрение. Медтехника №5, 2007 – http://www.altonika.ru/article.php?id=33

46. Кардиология. Национальное руководство: краткое издание / Под. ред. Ю. Н. Беленкова, Р. Г. Оганова. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2012. – 848 с.

47. Мурашко В.В., Струтынский А.В. Электрокардиография // Учебное пособие. Изд. 6-е. – М.: МЕДпрессинформ, 2004, 320 с.

48. Хан М.Г. Быстрый анализ ЭКГ. – М.: Бином, 2000. 286 с.

49. Кривоногов Л. Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электокардиографической информации: Дис. … кан. техн. наук: 05.13.01. Пенза, 2003. 228 с.

50. Аракчеев А. Г., Сивачев А. В. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца / Под ред. В. А. Викторова. – М.: ВНИИМП-ВИТА, 2002. - 126 с.

51. Барнс Дж. Электронное конструирование: Методы борьбы с помехами: Пер с англ. – М.: Мир, 1990.

52. Оппенгейм А., Шафер Р. Цифровая обработка сигналов. Изд. 2-е, испр. – М.: Техносфера, 2007. 856 с.

53. Рабинер Л., Гоулд Б. Теория и применение цифровой обработки сигналов. – М.: Мир, 1978. 848 с.

54. Рангайян Р. М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход / пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007. 440 с.

55. Барановский А. Л., Калиниченко А. И. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радио и связь, 1993. 112 с.

56. Калиниченко А. Н. Компьютерные методы автоматического анализа ЭКГ в системах кардиологического наблюдения: Дис. … д-р. техн. наук: 05.11.17, С-Пб, 2008. 308 с.

57. Bailey J. J., Berson A. S., Garson A., et al. Recommendation for standartization and specification in automated electrocardiography: bandwidth and digital signal processing: A report for health professionals by en ad hos writing group of the commitee on electrocardiography and cardiac electrofisiology of the Council on Clinical Cardiology. American Heart Association. Circulation. 1990. V. 81. p. 730-739.

58. Сергиенко А.Б. Алгоритмы адаптивной фильтрации: особенности реализации в MATLAB. Exponenta Pro. 2003, №1. С. 18-28.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Models.py

```
from django.db import models
from django.contrib.auth.models import User
from django.conf import settings
from django.contrib.auth.models import AbstractUser
from django.contrib.postgres.fields import ArrayField


class Profile(models.Model):
    device_id = models.CharField(max_length=160,null=True,blank=True)

    def __str__(self):
        return self.device_id


class ProfileData(models.Model):
    date = models.CharField(max_length=160,null=True,blank=True)
    data = ArrayField(models.BigIntegerField(), null=True, blank=True)
    profile = models.ForeignKey(Profile, on_delete=models.CASCADE, null=True,
blank=True)

    def __str__(self):
        return f'{self.date}'
```

mysocket.py

```
import socket
import select
import requests
import binascii


SERVER_ADDRESS = ('********', 9881)

dd = ""
# Говорит о том, сколько дескрипторов единовременно могут быть открыты
```

Продолжение приложения а

```
MAX_CONNECTIONS = 30

# Откуда и куда записывать информацию
INPUTS = list()
OUTPUTS = list()

def get_non_blocking_server_socket():

    # Создаем сокет, который работает без блокирования основного потока
    server = socket.socket(socket.AF_INET, socket.SOCK_STREAM)
    server.setblocking(0)

    # Биндим сервер на нужный адрес и порт
    server.bind(SERVER_ADDRESS)

    # Установка максимального количество подключений
    server.listen(MAX_CONNECTIONS)

    return server


def handle_readables(readables, server):
    """
    Обработка появления событий на входах
    """
    global dd
    for resource in readables:
        # Если событие исходит от серверного сокета, то мы получаем новое
подключение
        if resource is server:
            connection, client_address = resource.accept()
            connection.setblocking(0)
            INPUTS.append(connection)
            print("new connection from {address}".format(address=client_address))

        # Если событие исходит не от серверного сокета, но сработало прерывание на
наполнение входного буффера
        else:
            data = ""
```

Продолжение приложения а

```
            try:
                data = resource.recv(1024)

# Если сокет был закрыт на другой стороне
            except ConnectionResetError:
                pass

            if data:
                data = binascii.hexlify(data).decode()
                # Вывод полученных данных на консоль
                # print("getting data: {data}".format(data=str(data)))
                # if data != dd:
                # if len(data) % 6 == 0:
                    # dd += data
                # if len(dd) == 600:
                if len(data) > 18:
                    response = requests.post('*********/api/setByte/', data={'byte':str(data)})
                    # dd = ""
                # print(response)
                # Говорим о том, что мы будем еще и писать в данный сокет
                if resource not in OUTPUTS:
                    OUTPUTS.append(resource)

            # Если данных нет, но событие сработало, то ОС нам отправляет флаг о полном прочтении ресурса и его закрытии
            else:
                # Очищаем данные о ресурсе и закрываем дескриптор
                clear_resource(resource)


def clear_resource(resource):
    """
    Метод очистки ресурсов использования сокета
    """
    if resource in OUTPUTS:
        OUTPUTS.remove(resource)
    if resource in INPUTS:
        INPUTS.remove(resource)
    resource.close()
```



```
    print('closing connection ' + str(resource))
```

```
def handle_writables(writables):
    # global dd
    print(writables)
    # Данное событие возникает когда в буффере на запись освобождается место
    for resource in writables:
        try:
            resource.send(b'\x80\x00\x00')
        except OSError:
            clear_resource(resource)


if __name__ == '__main__':
    # Создаем серверный сокет без блокирования основного потока в ожидании подключения
    server_socket = get_non_blocking_server_socket()
    INPUTS.append(server_socket)

    print("server is running, please, press ctrl+c to stop")
    try:
        while INPUTS:
            readables, writables, exceptional = select.select(INPUTS, OUTPUTS, INPUTS)
            handle_readables(readables, server_socket)
            # handle_writables(writables)
    except KeyboardInterrupt:
        clear_resource(server_socket)
        print("Server stopped! Thank you for using!")
```

serializers.py

```
from rest_framework import serializers
from .models import Profile
# from .models import Device

# class DeviceSerializer(serializers.Serializer):
#     number = serializers.CharField(max_length=120)
```

Продолжение приложения а

```
#     description = serializers.CharField()
#     owner = serializers.CharField()
```

```
#     author_id = serializers.IntegerField()

#     def create(self, validated_data):
#         return Device.objects.create(**validated_data)

class ProfileSerializer(serializers.Serializer):
    data = serializers.CharField(allow_blank=True, allow_null=True)

    def create(self, validated_data):
        return Profile.objects.create(**validated_data)


class LoginSer(serializers.Serializer):
    username = serializers.CharField()
    pwd = serializers.CharField()


class PDSer(serializers.Serializer):
    date = serializers.CharField()
    data = serializers.CharField()
```