

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

Капаров Рахым Жанболатұлы

Обработка ЭКГ – сигналов для выделения информативных характеристик при
диагностике диабета

Дипломная работа

Образовательная программа: 6В07114 Биомедицинская инженерия

Алматы 2025

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматизации и информационных технологий

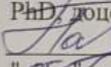
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматизации»

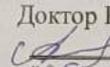


Дипломная работа

На тему: «Обработка ЭКГ – сигналов для выделения информативных
характеристик при диагностике диабета»

Образовательная программа: 6В07114 Биомедицинская инженерия

Выполнил
Рецензент
PhD, доцент
 К.Н. Тлетаевна
"05" 06 2025 г.

Капаров Рахым Жанболатұлы
Научный руководитель
Доктор PhD, асоц. профессор
 А.Ч. Абдраимович
"05" 06 2025 г.

Алматы 2025

НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ имени К.И.САТПАЕВА»

Институт автоматки и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматкии»



ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломной работы

Обучающиеся: Капаров Рахым Жанболатұлы

Тема: Обработка ЭКГ – сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета

Утверждена приказом проректора по академической работе:

№ <u>524-П/Ө</u>	<u>19.11.2024</u>
Срок сдачи законченного проекта	« <u>30</u> » <u>05</u> 2025 г.

Исходные данные к дипломному проекту:

- А) Характеристики и структура электрокардиосигналов;*
- Б) Анализ артефактов и шумов присутствующих в ЭКГ;*
- В) Информация о специфических паттернах ЭКГ при диабете;*
- Г) Обзор существующих фильтров для обработки сигнала;*
- Д) Выбор фильтров для разработки алгоритма предобработки;*
- Е) Разработан и протестирован алгоритм на основе четырёх фильтров;*

Перечень подлежащих разработке в дипломной работе вопросов: представлены ___ слайда презентации. Рекомендуемая основная литература: из ___ наименований.

ГРАФИК
подготовка дипломного проекта

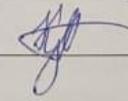
Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю и консультантам	Примечание
1. Проведён анализ существующих методов обработки ЭКГ и паттернов ЭКГ при диабете	05.11.2024 – 1.02.2025	Выполнено
2. Подобраны и подготовлены наборы данных ЭКГ – сигналов	11.02.2025 – 14.03.2025	Выполнено
3. Разработана методика предварительной обработки	17.03.2025 – 20.4.2025	Выполнено
4. Реализован программный код на языке программирования Python	21.04.2025 – 10.05.2025	Выполнено
5. Проведен экспериментальное исследование разработанного алгоритма	11.05.2025 – 24.05.2025	Выполнено
6. Проведен анализ результатов	24.05.2025 – 30.05.2025	Выполнено

Подписи

консультантов и нормоконтролера на законченный дипломный проект с указанием относящихся к ним разделов проекта

Наименования разделов	Консультанты И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Программное обеспечение	Аймуханбетов Е.А. Ст.преподаватель	05.06.2025	
Нормоконтролер	Кальменов Е.Т. Ст.преподаватель	09.06.2025	

Научный руководитель  Алимбаев Ч.А.

Задание принял к исполнению обучающийся  Капаров Р.Ж.

Дата «05» 06 2025 г

АНДАТПА

Дипломдық жұмыстың құрылымы кіріспеден, үш негізгі бөлімнен және бөлімшелерден, қорытынды және пайдаланылған әдебиеттер тізімінен тұрады. Дипломдық жұмыстың көлемі 43 бет, жұмыста 24 сурет, 7 кесте және 38 пайдаланылған әдебиеттер тізімі бар.

Дипломдық жұмыстың мақсаты қант диабетін диагностикалау үшін электрокардиограмма (ЭКГ) сигналын алдын ала өңдеу әдісін жасау болып табылады.

Дипломдық жұмыстың міндеттері: ЭКГ өңдеу әдістерін талдау; қант диабетімен байланысты ақпараттық ЭКГ параметрлерін анықтау; шуды басу тиімділігі бойынша сүзгілерді салыстыру; алдын ала өңдеу алгоритмін құру; әзірленген әдісті жүзеге асыру. Түйінді сөздер: электрокардиосигнал (ЭКС), сигналды алдын ала өңдеу, цифрлық сүзгілеу, қант диабеті, диагностика, ақпараттық сипаттама, сүзу алгоритмі.

АННОТАЦИЯ

Структура дипломной работы включает введение, три основных раздела и подразделы, заключение и список использованных источников. Объем дипломной работы составляет 43 страниц, работа содержит 24 рисунка, 7 таблиц и 36 использованных источников.

Цель дипломной работы – разработка метода предварительной обработки сигнала электрокардиограммы (ЭКГ) для диагностики диабета.

Задачами дипломной работы являются: анализ методов обработки ЭКС; выделение информативных параметров ЭКС, связанных с диабетом; сравнение фильтров по эффективности шумоподавления; разработка алгоритма предобработки; реализация разработанного метода.

Ключевые слова: электрокардиосигнал (ЭКС), предобработка сигналов, цифровая фильтрация, сахарный диабет, диагностика, информативные характеристики, алгоритм фильтра

ANNOTATION

The structure of the thesis includes an introduction, three main sections and subsections, a conclusion and a list of references. The volume of the thesis is 43 pages, the work contains 24 illustrations, 7 tables and 36 references.

The purpose of the thesis is to develop a method for pre-processing an electrocardiogram (ECG) signal for diagnosing diabetes. The objectives of the thesis are: analysis of ECG processing methods; identification of informative ECG parameters associated with diabetes; comparison of filters by noise suppression efficiency; development of a pre-processing algorithm; implementation of the developed method.

Key words: electrocardiogram (ECS), signal pre-processing, digital filtering, diabetes mellitus, diagnostics, informative characteristics, filtering algorithm.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	
1 Шумы в ЭКС и их влияние на качество диагностики	11
1.1 Электрокардиограмма и электрокардиосигнал. Характеристики и структура	11
1.2 Последствия шумов при получении электрокардиосигналов	16
1.3 Паттерны ЭКГ при сахарном диабете	20
1.4 Существующие фильтры для обработки ЭКС	24
2 Выбор метода предварительной обработки ЭКС	28
2.1 Сравнительные исследования для выбора фильтра по каждому виду шума	28
2.2 Выбор фильтра для удаления сетевой помехи	28
2.3 Выбор фильтра для удаления дрейфа изолиний	31
2.4 Выбор фильтра для удаления артефактов движения и мышечного тремора	33
2.5 Выбор фильтров для дальнейших исследований	37
3 Разработка алгоритма предобработки с учетом паттернов диабета	38
3.1 Выбранные фильтры для обработки	38
3.2 Архитектура предобработки	38
3.3 Реализация алгоритма предобработки	42
Заключение	43
Список использованной литературы	44
Приложение А	
Приложение Б	

ВВЕДЕНИЕ

Сахарный диабет представляет собой метаболическое расстройство, при котором организм не способен адекватно контролировать уровень глюкозы, что приводит к повышению сахара в крови. Среди осложнений, связанных с сахарным диабетом, можно выделить потерю зрения, периферическую невропатию и сердечно-сосудистые заболевания. Люди, страдающие от этого состояния, нуждаются в регулярном мониторинге уровня глюкозы, который обычно осуществляется путем прокалывания пальца для получения капиллярной крови. Этот процесс может быть болезненным и неудобным, а также несет риск инфекций.

В Казахстане наблюдается неуклонный ежегодный рост количества больных с сахарным диабетом: 2000 год - 10742 больных, на 1 апреля 2024 года - 496 210 человек, рост в 45 раз, прогнозируемое количество к 2030 году – свыше 800 тыс. На 1 декабря 2024 года по данным информационной системы «Электронный регистр диспансерных больных» зарегистрировано 522 224 больных сахарным диабетом (1 типа – 29889 человек (5%), 2 типа – 492335 человек (95%)) В день регистрируется свыше 100 новых больных с диабетом. Почти 6% взрослого населения страдает сахарным диабетом второго типа (СД2). Отмечается рост осложнений, в частности, в стране с 20 млн населения проводится в год 1894 высоких ампутаций ног по причине диабетической ангиопатии. При этом пятилетняя выживаемость пациентов после высокой ампутации составляет всего 24%. Для сравнения, в Японии (127 млн населения) количество ампутаций - 550. 49% всего гемодиализа в РК – пациенты с сахарным диабетом. 41% пациентов с диабетом, осложненным диабетической ретинопатией, состоят на диспансерном учете из-за резкого снижения остроты зрения [1]. Сердечно-сосудистые заболевания являются наиболее распространенными вторичными заболеваниями, вызванными диабетом. Причиной является так называемая кальцификация артерий. Жиры, холестерин, кальций и соединительная ткань накапливаются на внутренней стенке кровеносных сосудов. Специалисты называют эти отложения бляшками, а заболевание сосудов — атеросклерозом. Люди с диабетом 1-го типа должны проверить уровень липидов в крови в течение первого года после постановки диагноза. Начиная с 11-летнего возраста им регулярно измеряют артериальное давление. Люди с диабетом 2-го типа должны проходить обследование у врача не реже одного раза в 1–2 года, чтобы проверить наличие заболеваний и факторов риска для сердца и сосудов. При диабете 2-го типа и коронарной болезни сердца также могут помочь некоторые лекарства от диабета [2]. Люди с диабетом и заболеваниями сердца нуждаются в хирургическом вмешательстве чаще, чем люди без диабета. Например, стент может помочь при сужении коронарного сосуда. Стент — это металлическая вставка в сосуд для поддержания проходимости. Он устанавливается при катетеризации сердца. В случае сужения очень длинных участков сердечных сосудов врачи проводят операцию шунтирования. Часто больные люди долгое время не замечают никаких симптомов. Со временем сосуды все больше кальцифицируются и

возникают проблемы с кровообращением. В худшем случае сосуды полностью блокируются, что может закончиться, например, инфарктом.

Поэтому существует необходимость в разработке методов неинвазивного измерения уровня глюкозы, что позволит минимизировать или устранить недостатки традиционного способа контроля уровня сахара в крови. Одно из таких решений использование неинвазивного метода, а именно, ЭКГ сигналов для распознавания и определения сахарного диабета. В современной кардиологии неинвазивные методы исследования биоэлектрической активности сердца, и в первую очередь электрокардиография, сохраняет свою исключительную диагностическую ценность и выступает в качестве незаменимого инструмента для своевременного выявления широкого спектра кардиоваскулярных патологий. К ним относятся разнообразные нарушения сердечного ритма и внутрисердечной проводимости, гипертрофические изменения миокарда желудочков и предсердий, различные формы ишемической болезни сердца, а также другие заболевания.

Цель работы: Разработка метода предварительной обработки сигнала ЭКГ для диагностики диабета.

Задачи работы:

- анализ методов обработки ЭКС
- выделить информативные параметры, ЭКС связанные с диабетом
- сравнение фильтров по эффективности шумоподавления
- Разработка алгоритма предобработки
- Реализация разработанного метода

1 Шумы в ЭКС и их влияние на качество диагностики

1.1 Электрокардиограмма и электрокардиосигнал. Характеристики и структура

Электрокардиограмма (ЭКГ) — это запись электрической активности сердца и графическое отображение (на бумаге, мониторе и т.д.). Один из самых простых и быстрых тестов, используемых для оценки работы сердца. ЭКГ является неотъемлемой частью первоначальной оценки пациента с подозрением на наличие проблемы, связанной с сердцем. Пример электрокардиограммы приведён на рисунке 1.

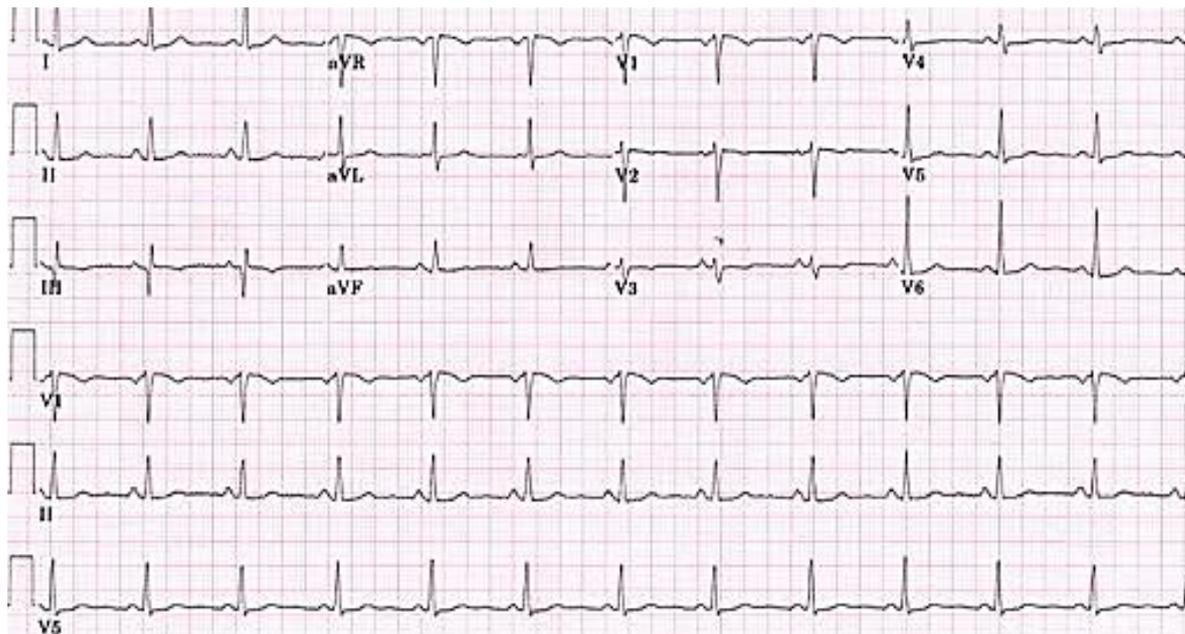


Рисунок 1.1 – Электрокардиограмма

Электрокардиосигнал (ЭКС) — это электрическая активность сердца, регистрируемая во времени. Он представляет собой колебания потенциала, возникающие в результате деполяризации и реполяризации миокарда. Сигнал может быть легко записан с помощью поверхностных электродов, помещенных на конечности или на грудь [3]. Чаще всего используют ЭКГ в 12 отведениях.

Это:

- 3 стандартных отведения (I, II, III);
- 3 усиленных однополюсных отведения;
- 6 перикардальных, то есть, грудных отведения.

Подключение ЭКГ в 12 отведениях показано на рисунке 1.2

Стандарт записи ЭКГ 12 отведений 6 отведений с конечностями (3 стандартных и 3 усиленных) и 6 грудных

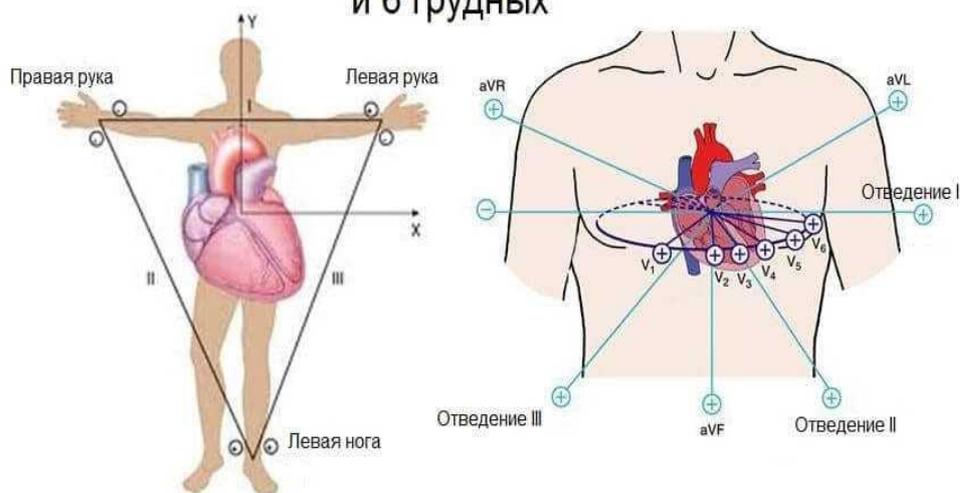
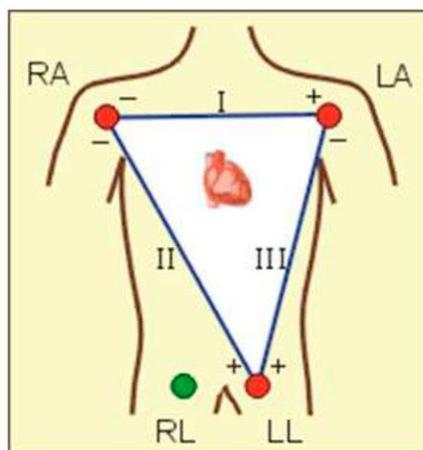


Рисунок 1.2 – Подключение ЭКГ в 12 отведениях

В рамках стандартной методологии электрокардиографического исследования, регистрация отведений от конечностей осуществляется путем формирования биполярных измерительных цепей, что достигается попарным подключением электродов. Первое отведение предназначено для фиксации разности электрических потенциалов между левой и правой верхними конечностями. Второе стандартное отведение регистрирует аналогичный показатель между левой нижней конечностью и правой верхней конечностью, в тоже время как третье стандартное отведение отражает разность потенциалов между левой нижней и левой верхней конечностями. Принцип подключения стандартного ЭКГ показан на рисунке 3. Однополюсные отведения характеризуются наличием только одного активного - положительного - электрода, отрицательный электрод индифферентен и представляет собой «объединенный электрод Гольберга», который образуется при соединении через дополнительное сопротивление двух конечностей [4]. Обозначения трёх усиленных отведения это: aVR - отведение от правой руки, aVL - от левой руки, aVF - от левой ноги.

Грудные отведения принято обозначать буквой V:

- V1 — активный электрод располагают в IV межреберье у правого края грудины;
- V2 — в IV межреберье у левого края грудины;
- V3 — между IV и V межреберьями по левой около грудинной линии;
- V4 — в V межреберье по левой среднеключичной линии;
- V5 — в V межреберье по передней подмышечной линии;
- V6 — в V межреберье по средней подмышечной линии [4]. Пример показан на рисунке 4.



I отведение – соединений обеих рук;
 II отведение связывает правую руку и левую ногу;
 III отведение – левую руку и ногу.
 Отведения регистрируют разницу напряжений между электродами.

Рисунок 1.3 – Стандартное отведения ЭКГ

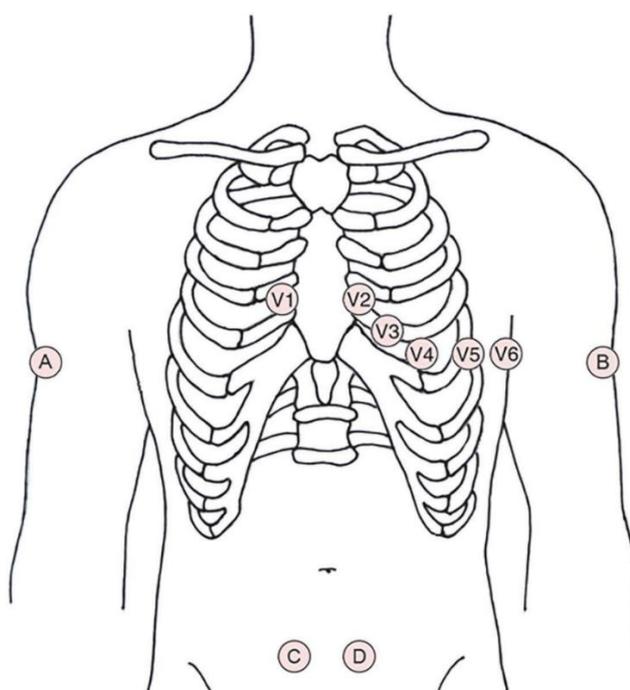


Рисунок 1.4 – Грудные отведения

Любая кривая электрокардиосигнала включает в себя набор зубцов, интервалов, сегментов и комплексов. Зубцы — это выпуклая или вогнутая часть кривой по отношению к горизонтальной линии. Сегмент — это прямой участок между ближайшими зубцами, а интервал — это зубец и сегмент вместе. Фундаментальной характеристикой ЭКС человека является его специфическая морфология, которая описывается посредством пяти компонентов, именуемых зубцами. Эти ключевые графические элементы, регистрируемые как положительные либо отрицательные отклонения от изоэлектрической линии, отражают различные фазы комплексной активности миокарда на протяжении

одного полного сердечного цикла. Каждый из этих зубцов обозначаются заглавными латинскими буквами. На кривой различают:

- зубцы *P, Q, R, S, T*, редко *U*;
- сегменты и интервалы *PQ, QT, RR, ST*;
- комплекс *QRS*.

Есть три положительных зубца, *P, R, T*, и два отрицательных зубца *Q* и *S*.

Зубец *P* — это деполяризация предсердий. Первая половина зубца *P* представляет собой деполяризацию правого предсердия, а вторая половина - деполяризацию левого предсердия. Комплекс *QRS* представляет собой деполяризацию желудочков. То есть, ток проходит через атриовентрикулярный узел.

Зубец *Q* — это начальное отклонение вниз. часто появляется как крошечное отрицательное отклонение в отведениях *I, aVL, V5* и *V6*. Он представляет собой деполяризацию межжелудочковой перегородки. Его амплитуда не превышает 0,1 мВ, поэтому деполяризация перегородки не всегда видна на ЭКГ.

Зубец *R* — это первое отклонение вверх. Отражает возбуждение желудочков сердца.

Зубец *S* — это 2-е отклонение вниз. У здорового человека амплитуда зубца *S* в разных ЭКГ-отведениях колеблется в больших пределах, не превышая 20 мм. При нормальном положении сердца в грудной клетке в отведениях от конечностей амплитуда *S* мала, кроме отведения *aVR*. В прекардиальных отведениях наблюдается характерная динамика зубца *S*. Отмечается его постепенное уменьшение по мере смещения точки регистрации от правых грудных отведений, в частности *V1* и *V2*, по направлению к отведению *V4*. А в таких отведениях как *V5* и *V6*, данный зубец обычно регистрируется со значительно малой амплитудой или может вовсе отсутствовать.

Зубец *T* – отражает реполяризацию желудочков. Зубец *T* обычно гладкий и округлый.

Детальное изучение ЭКГ для диагностических целей неизменно включает в себя тщательный анализ ее временных компонентов. Среди этих компонентов интервал *PQ*, или же именуемый интервалом *PR*, выделяется как один из ключевых временных отрезков. Данный интервал по своей сути отражает общую продолжительность времени прохождения электрического импульса по предсердиям и атриовентрикулярному соединению. Длительность этого интервала не является фиксированной величиной, а зависит от ряда индивидуальных факторов.

В процессе анализа ЭКГ особое внимание уделяется сегменту *ST*, поскольку его изменения несут существенно диагностическую информацию, особенно при острых состояниях миокарда. Если формирование патологически измененного зубца *Q* интерпретируется как признак развившегося некроза сердечной мышцы, то аномальные смещения сегмента *ST* зачастую являются ранним маркером повреждения кардиомиоцитов, что обозначается как «сегмент повреждения». Данный сегмент отражает степень однородности процессов реполяризации в желудочковом миокарде, а именно – способность синхронно

находится в состоянии электрического возбуждения после завершения полной деполяризации.

На электрокардиографической кривой комплекс *QRS* занимает центральное место, представляя собой графическое отображение процесса деполяризации, то есть возбуждения, миокарда желудочков. Временная протяженность данного комплекса является ключевым показателем, отражающим состояние и скорость проведения электрического импульса по внутрижелудочковой проводящей системе.

Интервал R-R характеризует время одного полного кардиоцикла, или время одного сердечного сокращения. При отсутствии патологий во всех отведениях формируются стандартные элементы ЭКС, импульсы и интервалы между ними, повторяющиеся от одного кардиоцикла к другому и отражающие процесс возбуждения и покоя различных участков сердечной мышцы. Собственно, ЭКС представляет собой последовательность кардиоциклов, повторяющихся через случайные интервалы времени. Каждый отдельный кардиоцикл определяется квазидетерминированной функцией сложной формы, последовательные компоненты которого имеют стандартные буквенные обозначения [5].

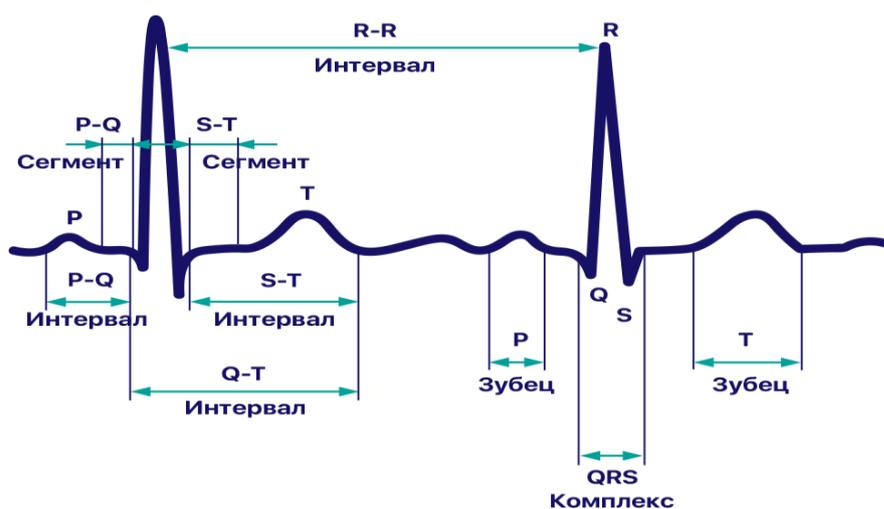


Рисунок 1.5 – Структура кардиосигнала

В общем представлении, ЭКС — это комплексные динамические последовательности, характеризующиеся отсутствием стационарности и выраженной структурной сложностью. Отличительной чертой является наличие циклических возобновляемых, информационно насыщенных участков, которые выражаются в виде положительных и отрицательных зубцов. Важно отметить, что клиническая оценка функциональности сердца в рамках ЭКГ анализа опирается на интерпретации специфических морфологических и временных признаков, сосредоточенных именно в информативных сегментах сигнала. Также необходимо учесть, что как форма, так и численные параметры данных диагностический значимых участков ЭКС демонстрирует значительное разнообразие, подвержены изменчивости и не всегда легко интерпретируются. Кроме того, осложняющим регистрацию и последующий анализ сигнала,

является практически неизбежное присутствие артефактов и помех различного происхождения.

1.2 Последствия шумов при получении электрокардиосигналов

Как мы уже знаем ЭКС генерируется сокращением, деполяризацией, и расслаблением, реполяризацией мышц предсердий и желудочков сердца. Сигнал содержит зубец Р, этот зубец сопутствует деполяризации предсердий, комплекс QRS, реполяризации предсердий и деполяризации желудочков, и зубец Т, реполяризации желудочков. Для записи сигнала ЭКГ электроды (преобразователи) размещаются в определенных местах на теле человека. Артефакты или же, помехи, шумы — это нежелательные сигналы, которые сливаются с сигналом ЭКГ и которые могут помешать врачам поставить верный диагноз. В теории обработки сигналов, интерференционные воздействия, широко известные как помехи, классифицируются на основании характера их математического взаимодействия с полезным сигналом. Таким образом, аддитивной принято называть такую помеху, при которой результирующий сигнал, поступающий на вход приемного устройства, формируется как алгебраическая сумма чистого сигнала и самой помехой. Мультипликативный тип помех отличается тем, что его воздействие приводит к умножению полезного сигнала, вследствие чего регистрируемый сигнал представляет собой произведение этих двух составляющих. Что касается непосредственно процесса регистрации электрокардиосигналов, то возникающие при этом помехи характеризуются значительным разнообразием как по происхождению, так и по физической структуре. Источники таких помех и артефактов можно сгруппировать по трем основным категориям: во – первых, помехи, приходящие из внешней среды, во – вторых, артефакты, генерируемые самим пациентом, в – третьих, шумы, источником которых является технические средства и компоненты регистрирующей аппаратуры. Получается, необходимо удалить артефакты из сигналов ЭКГ, используя правильные методы обработки сигнала. В большинстве сигналах ЭКГ встречаются в основном эти типы артефактов: дрейф базовой линии, помехи от линий электропередач (сетевая помеха), шум ЭМГ и артефакты движения электродов, мышечный тремор.

Среди артефактов, наиболее часто искажающих электрокардиографическую запись, *сетевая помеха* занимает особое место. Визуально она идентифицируется по характерному появлению регулярных, периодически следующих друг за другом искажений в виде зубцов, которые накладываются на изолинию. По своей природе это электромагнитный сигнал, который представляет собой результат суперпозиции нескольких гармонических компонентов с различными фазами. Наибольшая часть передаваемой мощности сосредоточена в основной гармонике, частота колебаний которой обычно составляет 50 или 60 герц. Сетевая помеха в общем случае не является точной синусоидой, что проявляется присутствием в её спектре гармоник от основной частоты. Пример сигнала с сетевыми помехами показан на рисунке 1.6.

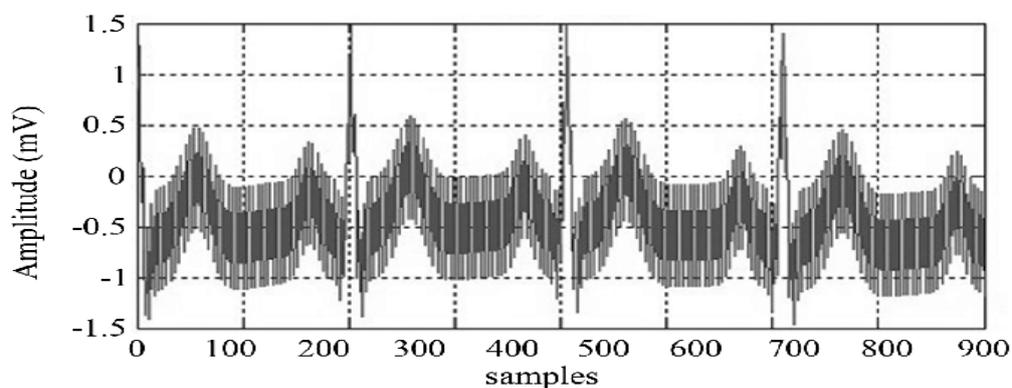


Рисунок 1.6 – Сигнал с сетевыми помехами

Мышечный тремор тоже распространённый вид артефактов, значительно влияющими искажениями на ЭКГ. Артефакт представляет нерегулярные, хаотические колебания на изолинии, в частотном диапазоне от 30 до 200 герц. Возникновению данного типа помехи сопутствует много факторов: она включает как собственную биоэлектрическую активность скелетной мускулатуры пациента, так и параметры регистрирующей системы, импеданс в местах наложения электродов и входного сопротивления усилителя ЭКГ. Наложения мышечного тремора на ЭКГ часто могут сопровождаться неврологическими заболеваниями как, болезнь Паркинсона, хорей, титания и другие проявления паркинсонизма. В данном случае важно отметить, что колебания изолинии, вызванные мышечным тремором весьма схожи с признаками трепетания предсердий, это, в свою очередь осложняет диагностику и клиническую интерпретацию. На рисунке 1.7 показан ЭКС с мышечным тремором.



Рисунок 1.7 – Запись сигнала с мышечным тремором

Дрейф изолинии артефакт «загрязняющий» ЭКС низкочастотными колебаниями, то есть менее 1 герца. Причиной таких колебаний служит воздействие аддитивных низкочастотных помех, генерируемых, в частности, изменениями кожно – электродных потенциалов и межэлектродного импеданса. Когда дрейф изолинии инициирован физиологическими процессами, его поведение приобретает случайный, стохастический характер, и монотонность,

которые могут прослеживаться на протяжении десятков сердечных циклов. Наиболее пагубно подобный дрейф сказывается на анализе низкочастотных участков ЭКС, особенно затрудняя достоверную оценку сегмента ST, которая играет первостепенную роль в выявлении ишемии миокарда. К тому же, непостоянство изолинии влияют на точность измерения амплитуд различных зубцов ЭКГ. Воздействие дрейфа изолинии показано на рисунке 1.8.

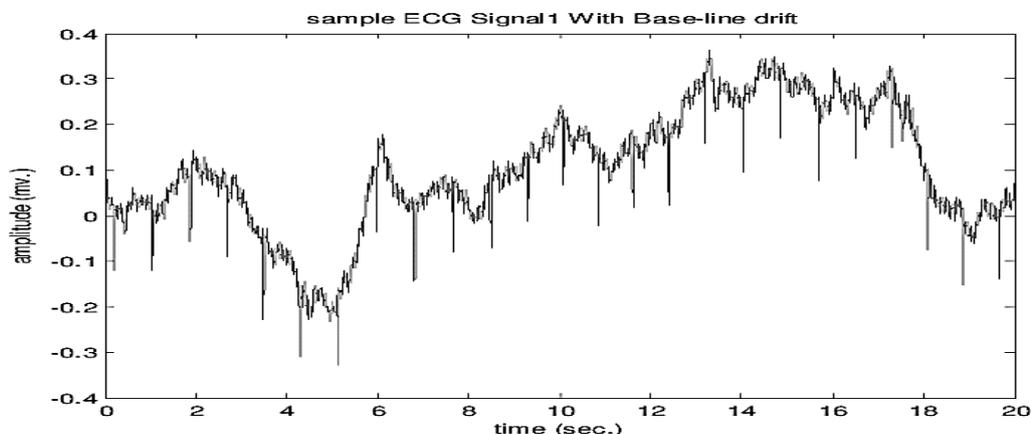


Рисунок 1.8 – ЭКС с воздействием дрейфа изолинии

Артефакты движения – искажения, типично проявляющихся на ЭКГ в виде единичных или циклических волнообразных колебаний, частотный диапазон которых составляет от нескольких до 30 – 40 герц. Возникают они по причине мышечной активности пациента либо незначительного смещения регистрирующих электродов в ходе его двигательной активности. Проблему для диагностики артефакт движения вызывает из – за сходства спектральных компонентов с QRS комплексом, а также способностью имитировать желудочковую экстрасистолу. Пример ЭКС с артефактами движения показан на рисунке 1.9.

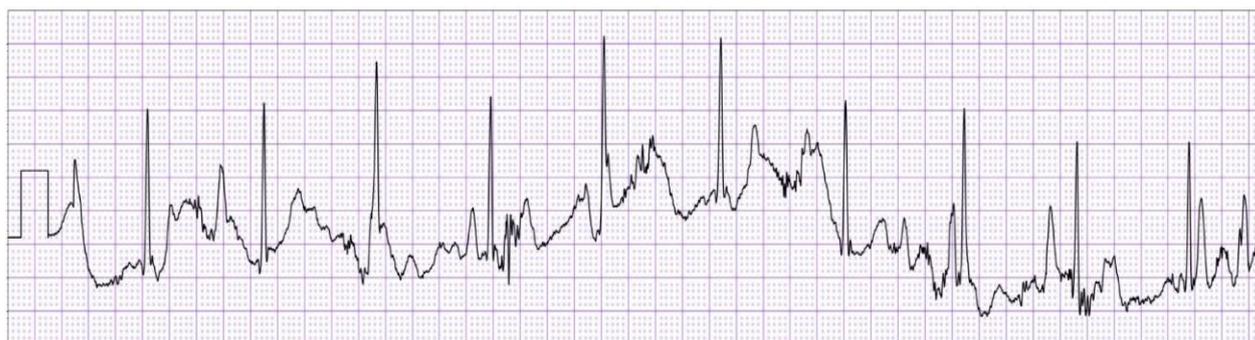


Рисунок 1.9 – ЭКС с артефактами движения

Таблица 1.1 – Возможные результаты ошибочной диагностики ЭКС [6]

Вид искажения ЭКС	Возможный результат ошибочной диагностики
Расширение <i>QRS</i> комплекса	Гипертрофия или дилатация желудочков; Блокада какого-либо участка желудочковой проводящей системы
Уменьшение амплитуды <i>QRS</i> комплекса	Кардиомиопатия; Диффузные изменения миокарда
Увеличение <i>S</i> зубца	Гипертрофия желудочков
Уменьшение амплитуды <i>T</i> зубца	Повреждение миокарда
Изменение соотношения <i>R</i> и <i>T</i> зубцов	Изменения миокарда при его поражениях множеством мелкоочаговых инфарктов
Смещение или искажение <i>ST</i> сегмента	Повреждения или ишемия миокарда; Перикардит; Нарушение реполяризации

Воздействие различного рода помех на ЭКС представляет собой значимую проблему, поскольку их присутствие не только способно инициировать формирование ложных диагнозов, но и сопряжено с риском действительно серьезных патологий. Необходимо подчеркнуть, что такие артефакты также непосредственно обуславливают возникновение существенных погрешностей в процессе измерения амплитудно – временных параметров ЭКС, равно как и приводят к снижению надежности при обнаружении и идентификации элементов ЭКС. Подобные искажения в свою очередь повышают вероятность вынесения неточных или в корне ошибочных медицинских диагнозов. В таблице 1 взятой из книги О.Н. Бодина [6] указаны возможные результаты ошибочной диагностики. В частности, негативные клинические последствия таких неверных интерпретаций могут проявляться двояко: с одной стороны, возникает вероятность гипердиагностики, при которой автоматизированная система анализа ошибочно классифицирует как признаки фиктивных, то есть несуществующих, патологий. С другой стороны, может проявиться гиподиагностика, характеризующийся пропуском реально имеющегося у пациента заболевания, что вызвано значительным искажением информативного сигнала из – за помехи. Например, артефакты могут быть ошибочно интерпретированы как патологии сердца, что может вызвать ненужные медицинские вмешательства. Наличие шумов и артефактов будет снижать точность диагностики ишемических изменений и других сердечно-сосудистых заболеваний. Это требует от врачей повышенного внимания при интерпретации результатов.

1.3 Паттерны ЭКГ при сахарном диабете

Важно понимать, что медицина – область постоянно развивающаяся, открытия, исследования день за днём, и говорить о том, что паттерны ЭКГ при диабете полностью изучены, очень преждевременно. Однако, существует определённые группы ЭКГ паттернов, которые в тоже время научно доказаны.

Изменения могут затрагивать многие параметры ЭКГ, отражая разностороннее влияние диабета на сердце. Ключевые параметры ЭКГ, которые подвергаются изменениям:

Удлинение или укорочение интервала QT. Это показывает нарушение электрической активности сердца. Причиной удлинения интервала QT при СД служат множественные факторы, включая автономную нейропатию, влияющую на симпатическую и парасимпатическую иннервацию сердца, гипергликемию, гиперинсулинемию, электролитные нарушения, оксидативный стресс, хроническое воспаление и изменения в работе ионных каналов кардиомиоцитов. Так же на записи ЭКГ может различаться разница между минимальным и максимальным значениями интервала QT в различных отведениях [7,8,9]. Удлинение интервала показан на рисунке 1.10.

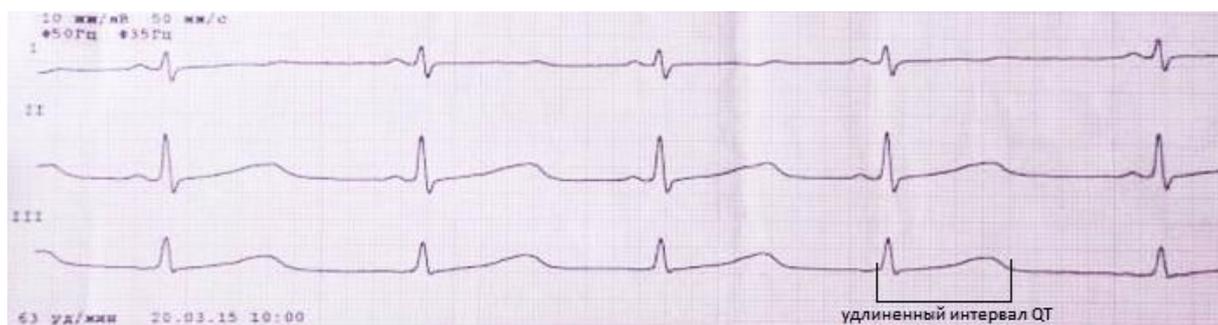


Рисунок 1.10 – Удлинение интервала QT на кардиосигнале

Изменения сегмента ST и зубца T (нарушение реполяризации). Инвертированные зубцы T - свидетельствуют о ишемических изменениях или фиброзе миокарда при диабетической кардиомиопатии. Горизонтальные или нисходящие сегменты ST это признаки потенциальной ишемии. На рисунке 11 показаны возможные изменения ST сегмента при нарушениях реполяризации.

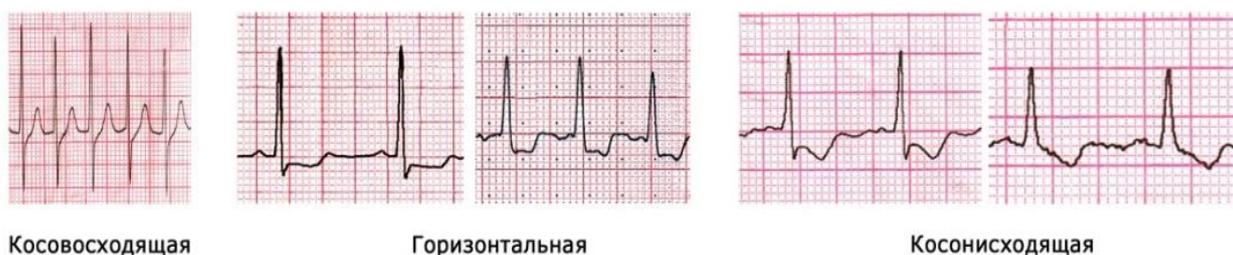


Рисунок 1.11 – Возможные изменения ST сегмента

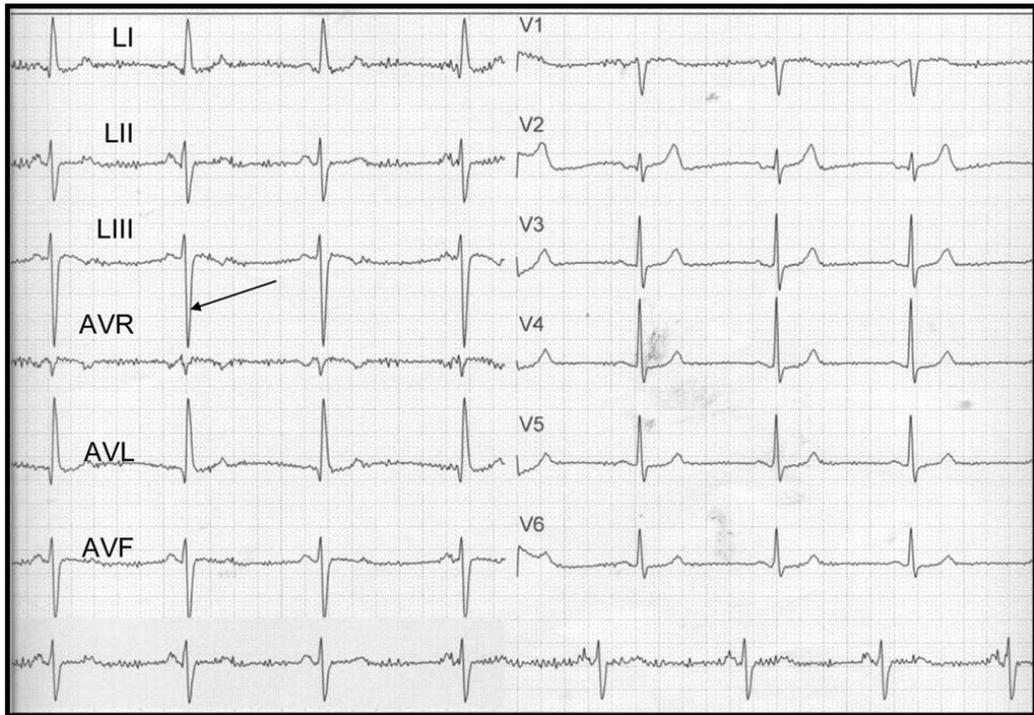


Рисунок 1.12 – ЭКГ 64-летней женщины с сахарным диабетом 2 типа без других факторов риска. Обратите внимание на глубокий зубец S (стрелка) в LIII и высокий зубец R в aVL; ЭКГ указывает на базальную гипертрофию левого желудочка [9].

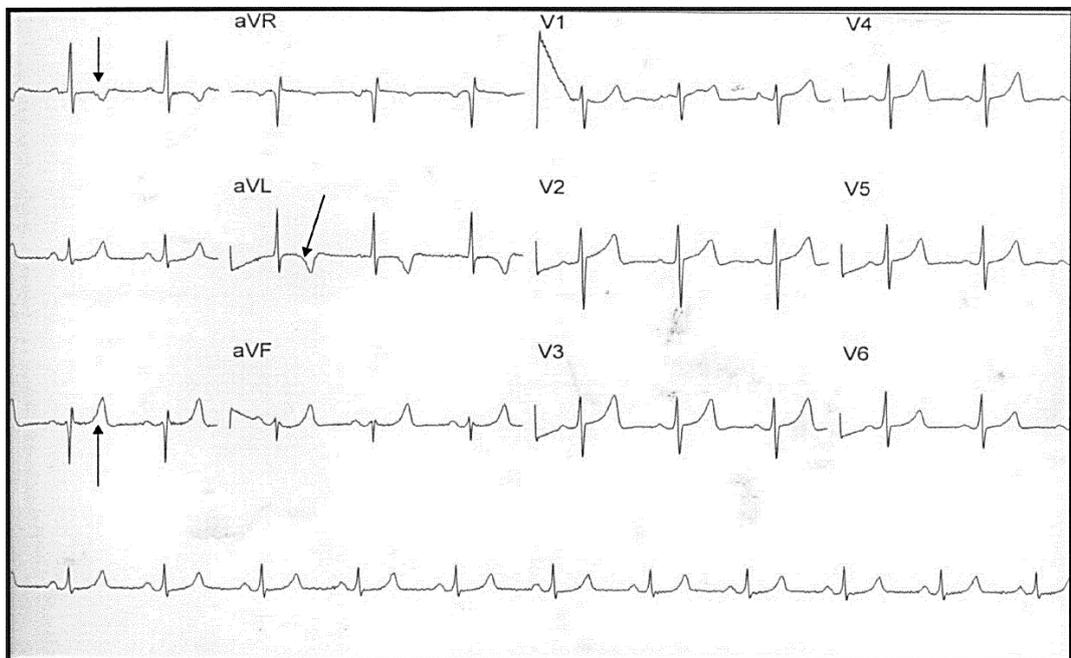


Рисунок 1.13 – ЭКГ 55-летней женщины с длительным сахарным диабетом 2 типа без явных признаков сердечно-сосудистых заболеваний. Обратите внимание на инвертированные зубцы T в LI и aVL и более высокий зубец T в

ЛШ, чем в LI, с горизонтальным положением сердца (стрелки); эта картина указывает на фиброз в области среднего желудочка [9].

Альтернация зубца Т и комплекса QRS. Альтернация зубца Т (T-wave alternans TWA) представляет собой периодическое изменение амплитуды или формы зубца Т на электрокардиограмме от удара к удару. Указывают на электрическую нестабильность миокарда. Т-волновая альтернация (TWA) отражает пространственно-временную гетерогенность реполяризации миокарда и может служить механизмом развития аритмий, это в свою очередь позволяет прогнозировать риск возникновения нарушений ритма сердца. Исследования Ivaylo Christov [10] показывают, что СД влияет на маркеры электрического риска на стресс-ЭКГ-тесте, увеличивая значения определенных параметров альтернаций. В частности, у пациентов с диабетом, как правило, наблюдаются более высокие альтернации комплекса QRS по сравнению с недиабетиками, что указывает на большую электрическую нестабильность. Хотя альтернации зубца Т (TWA) в целом не существенно различались между диабетиками и недиабетиками, диабетики с отрицательными стресс-тестами показали более высокие значения TWA, что предполагает субклинические электрические изменения. Более того, у пациентов с положительными стресс-ЭКГ-тестами различия в TWA и QRS между диабетиками и недиабетиками не были значительными, что подразумевает, что вызванная стрессом ишемия может затмевать эффекты, связанные с диабетом. Таким образом, диабет, по-видимому, повышает определенные маркеры электрического риска (в частности, QRS), которые могут идентифицировать диабетиков с более высокой восприимчивостью к аритмиям во время стресса.

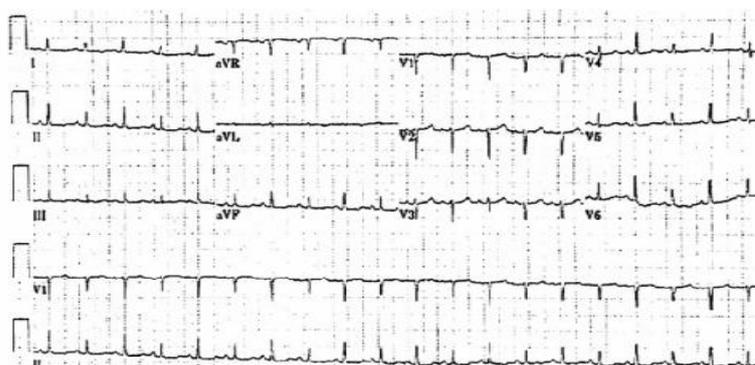
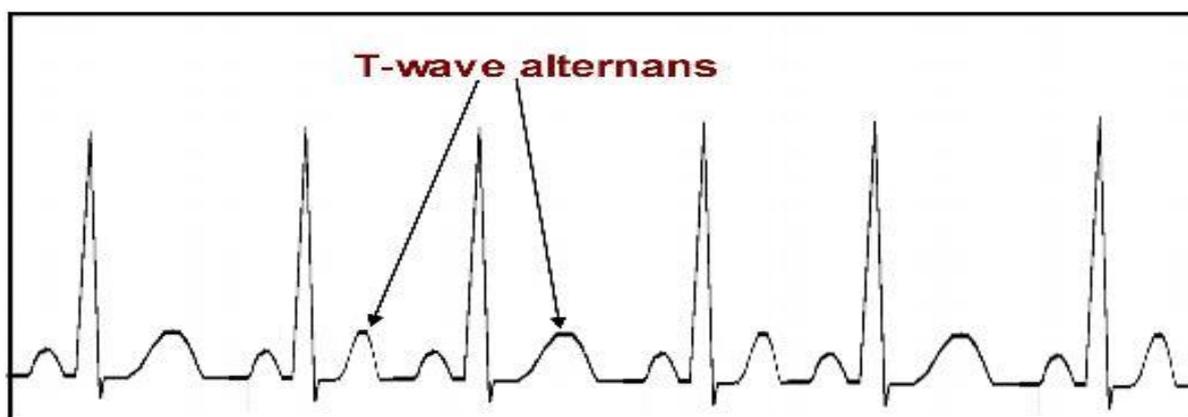


Рисунок 1.14 – Альтернация QRS. Обратите внимание на изменение высоты и оси комплексов QRS от удара к удару

Нарушения или фрагментация QRS комплекса. Такие паттерны сообщают о блокаде передней или задней ветви пучка Гиса. Блокада передней или задней ветви пучка Гиса - внутрисердечные нарушения, которые характеризуются длительным QRS комплексом и специфическими морфологическими изменениями, которые отражают нарушение проведения импульса по ножкам пучка Гиса. Пучком Гиса называют клетки проводящей системы сердца, расположенные под атриовентрикулярным узлом и межжелудочковой перегородкой. ПГ состоит из правой и левой ножек. Ножки ПГ - отвечают за передачу электрического возбуждения к сердечным желудочкам. Признаки на ЭКГ: округлый и широкий QRS комплекс, увеличение амплитуды зубца R, а в некоторых случаях фрагментация и расширение QRS комплекса без изменения ST сегмента.

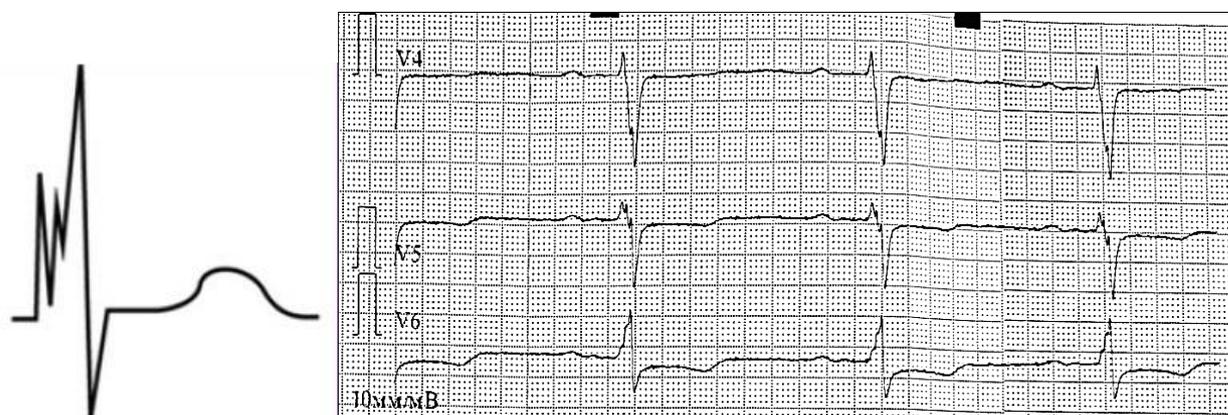


Рисунок 1.15 – Фрагментация QRS комплекса

Так же почти во всех статьях, которые были изучены мною говорится о, *изменений вариабельности сердечного ритма (BCP)*. Вариабельность сердечного ритма (BCP) — это физиологическое явление изменения временного интервала между ударами сердца. Она представляет собой изменение длины цикла от удара к удару и является реакцией автономной регуляции на синусовый узел при наличии синусового ритма. То есть, это паттерн изменения RR-интервалов. Это в свою очередь помогает при диагностике диабетической нейропатии. Вегетативная нейропатия, является осложнением сахарного диабета, характеризуется ранней и диссеминированной нейрональной дегенерацией малых нервных волокон как симпатического, так и парасимпатического трактов. Клинические проявления представляют из себя разнообразные функциональные нарушения и включают в себя постуральную гипотензию, персистирующую тахикардию, потливость, гастропарез, атонию мочевого пузыря и ночную диарею. И это не единственная болезнь, которая сопровождается при сахарном диабете. У пациентов с СД риск ишемической болезни сердца повышен из-за ускоренного атеросклероза, риск внезапной

сердечной смерти 2 раза выше, по причине электрической нестабильности миокарда. ВСР является индикатором автономной нейропатии у пациентов с СД, наличие которой связано с худшим прогнозом. В крупном исследовании ARIC у пациентов с диабетом, преддиабетом и здоровых лиц контрольной группы было обнаружено, что сердечные, автономные нарушения присутствуют на ранних стадиях метаболических нарушений, а прогрессирующее ухудшение автономной нейропатии было отмечено в течение девятилетнего наблюдения у больных диабетом – более быстрое временное снижение ВСР по сравнению с контрольной группой [11]. На второй таблице, взятой из исследования Iana Simova [12], обобщены изменения ЭКГ, которые можно было наблюдать чаще у пациентов с СД по сравнению с пациентами без СД.

Таблица 1.2 – Параметр ЭКГ

Параметр ЭКГ	Пациенты с СД/пациенты без СД	Комментарии
ВСР	Снижение ВСР у диабетиков, преддиабетических состояниях по сравнению с пациентами без СД	Маркер автономной нейропатии
Длительность интервала QT	Интервал удлинён по сравнению с пациентами без СД	Маркер автономной нейропатии
Дисперсия интервала QT	Дисперсия увеличена в группе гестационного диабета по сравнению с группой здоровых беременных	
Альтернация Т-зубца (TWA)	Повышен у диабетиков по сравнению с пациентами без СД	
Альтернация комплекса QRS	Выше у диабетиков по сравнению с недиабетиками	Прогностическое значение этого открытия еще предстоит оценить

Если подводит итоги, определенные ЭКГ паттерны, такие как альтернация зубца Т (TWA), удлинение и дисперсия QT интервала, изменения ВСР наиболее распространены у людей с СД, нежели у здоровых. Так же, изменения ЭКГ могут быть обнаружены у людей в преддиабетических состояниях. Однако, хочется отметить, что, паттерны на данный момент всё ещё изучаются, и в будущем могут быть дополнены.

1.4 Существующие фильтры для обработки ЭКС

Обработка ЭКС с целью устранения шумов и артефактов является неотъемлемым этапом к диагностике сердечно – сосудистых заболеваний, в то

числе с теми, что ассоциированы с сахарным диабетом. Искажения, вносимые различными помехами, могут существенно затруднить интерпретацию ЭКГ, маскируя или имитируя патологические изменения [13, 14]. Существующие методы фильтрации ЭКС можно относительно разделить на несколько основных категорий, каждая из которых обладает своими различимыми свойствами и областями применения.

Линейные фильтры

Эта категория фильтров является наиболее привычной и широко используемой в обработке ЭКС. Принцип их работы основан на пропускании или ослаблении определенных частотных составляющих сигнала. К этим фильтрам относятся:

Фильтры верхних частот (ФВЧ) – применяются для устранения низкочастотных помех, в первую очередь дрейфа изолинии. Критически важным параметром является частота среза, которая для диагностических целей должна быть достаточно низкой, чтобы избежать искажения низкочастотных компонентов сегмента ST и зубца T. Более высокие частоты среза, например, 0.5-0.67 Гц, могут использоваться в мониторинговых системах для лучшего подавления артефактов, но с риском потери диагностической информации [15, 16].

Фильтры низких частот (ФНЧ) – предназначены для подавления высокочастотных шумов, к примеру, электромиографические артефакты и шумы от приборов. Обычно частота среза для ЭКГ устанавливается в диапазоне 40-150 Гц, в зависимости от целей исследования, мониторинг или диагностика [17, 18].

Полосовые фильтры – это комбинация ФНЧ и ФВЧ и используются для выделения определенного частотного диапазона, например, для улучшения детекции QRS-комплексов (типичный диапазон 5-30 Гц [19]).

Режекторные фильтры – они были специально разработаны для подавления узкополосных помех, главным образом сетевой наводки с частотой 50 Гц или 60 Гц [20].

Линейные фильтры реализуются в виде фильтров с конечной импульсной характеристикой (КИХ) или бесконечной импульсной характеристикой (БИХ). КИХ-фильтры всегда устойчивы и могут быть спроектированы так, чтобы обладать строго линейной фазо-частотной характеристикой (ФЧХ), что предотвращает фазовые искажения и сохраняет форму сигнала [18, 21]. Но для достижения крутого спада амплитудно – частотной характеристики (АЧХ) обычно требуются фильтры высокого порядка, что приводит к увеличению вычислительной сложности и задержки обработки. БИХ-фильтры, например, Баттерворта, Чебышева, Эллиптические, Бесселя, при том же порядке обеспечивают более крутой спад АЧХ по сравнению с КИХ-фильтрами и, следовательно, меньшую вычислительную сложность [22]. Однако их ФЧХ является нелинейной, что может приводить к искажению формы ЭКГ сигнала, особенно переходных процессов и временных соотношений между компонентами. Среди БИХ-фильтров, фильтр Баттерворта часто предпочитается

из-за максимально плоской АЧХ в полосе пропускания, а фильтр Бесселя – за наилучшую линейность ФЧХ среди аналоговых прототипов [23, 24].

Адаптивные фильтры

Адаптивные фильтры способны изменять свои параметры в процессе работы, подстраиваясь под изменяющиеся статистические характеристики сигнала и шума [25]. Это делает их наиболее эффективными для подавления нестационарных и непредсказуемых помех, таких как мышечные артефакты, артефакты движения. Работа адаптивного фильтра обычно требует наличия двух входов: основного, зашумленный ЭКС, и опорного, сигнал, коррелированный с помехой и некоррелированный с полезным сигналом. Самыми распространёнными алгоритмами фильтраций являются:

Алгоритм наименьших квадратов (LMS – Least mean square) – класс адаптивных фильтров, используемых для имитации желаемого фильтра путем нахождения коэффициентов фильтра, которые относятся к получению наименьшего среднего квадрата сигнала ошибки (разницы между желаемым и фактическим сигналом). Это метод стохастического градиентного спуска, в котором фильтр адаптируется только на основе ошибки в текущий момент времени [34]. Характеризуется простотой реализации и низкой вычислительной сложностью, однако имеет относительно медленную скорость сходимости и чувствителен к масштабу входных сигналов [26, 27].

Нормализованный алгоритм наименьших квадратов (NLMS) – работает, расширяя стандартный алгоритм наименьших квадратов путем нормализаций скорости обучения. Это помогает улучшить скорость сходимости и стабильности. Является модификацией LMS, где шаг адаптации нормализуется на мощность входного сигнала, что улучшает скорость сходимости и стабильность [27, 28].

Рекурсивный алгоритм наименьших квадратов (RLS – Recursive least squares) – предоставляет значительно более высокую скорость сходимости по сравнению с LMS/NLMS, особенно для коррелированных входных сигналов, но требует существенно больших вычислительных затрат и может иметь проблемы с устойчивостью [28, 29].

Современные методы обработки ЭКС

Кроме классических и адаптивных методов, в последние десятилетия активно применяются и совершенствуются для фильтраций ЭКС и другие, более сложные методы:

Вейвлет – преобразование, метод обеспечивает частотно – временной анализ сигнала, что позволяет эффективно разделять компоненты ЭКС и шумы, имеющие различные характеристики в частотно-временной области [30]. Денуализация ЭКС с помощью вейвлет-преобразования обычно включает три этапа: разложение сигнала на вейвлет-коэффициенты, пороговую обработку детализирующих коэффициентов (удаление или ослабление коэффициентов, соответствующих шуму) и реконструкцию сигнала [31].

Эмпирическая модовая декомпозиция (Empirical mode decomposition, EMD) – метод, разлагает нестационарный сигнал на конечное число внутремодовых функций (Intrinsic Mode Functions, IMFs) на основе локальных характеристических временных шкал сигнала [32]. В отличие от

классических методов, таких как Фурье-анализ или вейвлет-преобразование, которые используют predetermined базисные функции, ЭМД генерирует базисные функции (IMF) непосредственно из анализируемого сигнала. Это делает метод особенно подходящим для сигналов, частотно-временные характеристики которых изменяются во времени, что типично для ЭКГ, осложненной артефактами движения, мышечным шумом или дрейфом изолинии [33].

Таким образом, чтобы обработать электрокардиосигнал были разработаны широкий спектр фильтров и методов, от частотно – выборочных до сложных адаптивных систем.

2 Выбор метода предварительной обработки ЭК

2.1 Сравнительные исследование для выбора фильтра по каждому виду шума

Предварительная обработка электрокардиосигналов является самым важным этапом, для последующего анализа и клинической интерпретации. Как было сказано в предыдущей главе, ЭКС подвержены воздействию разнообразных артефактов и помех, каждый из которых требует специального подхода для его подавления или удаления из сигнала.

Выбор совершенного метода фильтрации непростая задача ввиду того, что идеального универсального фильтра, который эффективно устраняющего все виды помех, артефактов, и который не искажает полезный сигнал, попросту не существует. Каждый метод фильтрации имеет свои преимущество и недостатки. Какой - то фильтр может отфильтровать ЭКС как нужно, а другой фильтр может при фильтрациях сгладить нужные для диагностики болезней, участки сигнала.

Для сравнения и выбора метода фильтраций я использовал следующие критерии:

Эффективность подавления шума. Оценка способности фильтра уменьшать амплитуду или мощность конкретного вида шума. Оценивается с помощью отношения сигнал/шум (SNR), среднеквадратической ошибкой (MSE), и процентная среднеквадратичная разница (Percent root mean square, PRD).

Сохранение полезной информационной части сигнала. Фильтр должен минимизировать искажения морфологических характеристик ЭКГ, то есть амплитуду и длительность зубцов PQRST.

Фазовые характеристики фильтра. Линейность фазо-частотной характеристики (ФЧХ) является желательным свойством, поскольку нелинейная ФЧХ вносит временные сдвиги между различными частотными компонентами сигнала, что может привести к искажению формы зубцов и интервалов ЭКГ. КИХ-фильтры могут обеспечить строго линейную ФЧХ, в то время как БИХ-фильтры обычно имеют нелинейную ФЧХ.

2.2 Выбор фильтра для удаления сетевой помехи

Сетевая помеха одна из наиболее распространённых и легко идентифицируемых артефактов на записях ЭКГ. Артефакт проявляется как

монохроматическая синусоидальная помеха с частотой 50/60 герц. Присутствие данного шума на записи может исказить морфологию ЭКГ. Больше всего может исказить низкоамплитудные зубцы и сегменты, такие как зубец Р и сегмент ST, что может затруднить дальнейшую диагностику.

Для выбора самого оптимального фильтра, мною был проведён сравнительное исследование двух фильтров. Это режекторный фильтр с конечной – импульсной характеристикой, и вейвлет – фильтрация. Где по итогам сравнительного исследования режекторный фильтр оказался лучше.

Выбор КИХ – режекторного фильтра обусловлен, тем, что это самый широко используемый фильтр для удаления сетевых помех, а также рядом преимуществ:

Основным преимуществом фильтра является возможность проектирования с идеальной линейной фазо – частотной характеристикой. То есть, при прохождении сигнала через фильтр, все частотные компоненты задерживаются на одинаковое время, что предотвращает фазовые искажения. В свою очередь это помогает сохранить морфологию ЭКГ, так как фазовые искажения могут изменять морфологию, что может привести к ошибочным диагнозам.

КИХ-фильтры являются нерекурсивными и всегда устойчивы, что упрощает их реализацию и обеспечивает предсказуемое поведение.

Основная задача режекторного фильтра заключается в избирательные подавления сигнала в пределах узкого частотного диапазона. В обработке ЭКГ данное свойство фильтра устраняет доминирующую частоту сетевой помехи, в тоже время стремясь к минимальному влиянию на остальные частотные компоненты.

Для проверки фильтров был использован сигнал взятый из крупной общедоступной базы данных электрокардиограмм РТВ-XL [37]. Это 10 секундная запись ЭКГ сигнала с частотой дискретизации 500 Гц, к которому была искусственно добавлена синусоидальная помеха 50 Гц. В качестве эталонного сигнала был взят сигнал до добавления искусственной помехи. Проектирование режекторного фильтра, и вейвлет фильтраций, так же последующая фильтрация сигнала были выполнены на языке программирования Python, в среде разработки Google Colaboratory. Для реализации цифровой фильтрации и вычислений были задействованы библиотеки SciPy, NumPy для работы с массивами данных, Matplotlib для визуализации сигналов.

Проектирование режекторного фильтра с конечной – импульсной характеристикой: была указана частота режекции 50 Гц, частота на которой должна идти максимальное подавление. Ширина полосы режекции, где в заданном диапазоне частот происходит значительное ослабление сигнала, в моем случае это в диапазоне 49-51 Гц. Ширина переходной полосы, то есть, переход от полосы пропускания к полосе режекции, был задан 0.5 Гц. И был выбран метод проектирования наименьших квадратов (`scipy.signal.firls`). Эффективность каждого метода оценивалась с помощью:

Среднеквадратической ошибкой (MSE), отражающий средний квадрат разности между эталонным и отфильтрованным сигналом.

$$1) MSE = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2$$

Процентной среднеквадратичной разницей, выражающей ошибку в процентах:

$$2) PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (s_i - \hat{s}_i)^2}{\sum_{i=1}^N s_i^2}} * 100\%$$

Отношения сигнал/шум (SNR, дБ):

$$3) SNR = 10 \log_{10} \frac{\sum_{i=1}^N x_i^2}{\sum_{i=1}^N (x_i - \hat{x}_i)^2}$$

Таблица 2.1 – Оценка эффективности

Метод фильтраций	SNR, дБ	MSE	PRD, %
Режекторный фильтр	27	0.000041151	4.46%
Вейвлет-фильтрация	5	0.0063	55.26%

В представленной таблице 2.1, а также на рисунках 2.1, и 2.2 визуально видно, что режекторный фильтр с конечной – импульсной характеристикой продемонстрировал значительно более высокую эффективность при подавлениях сетевой помехи.

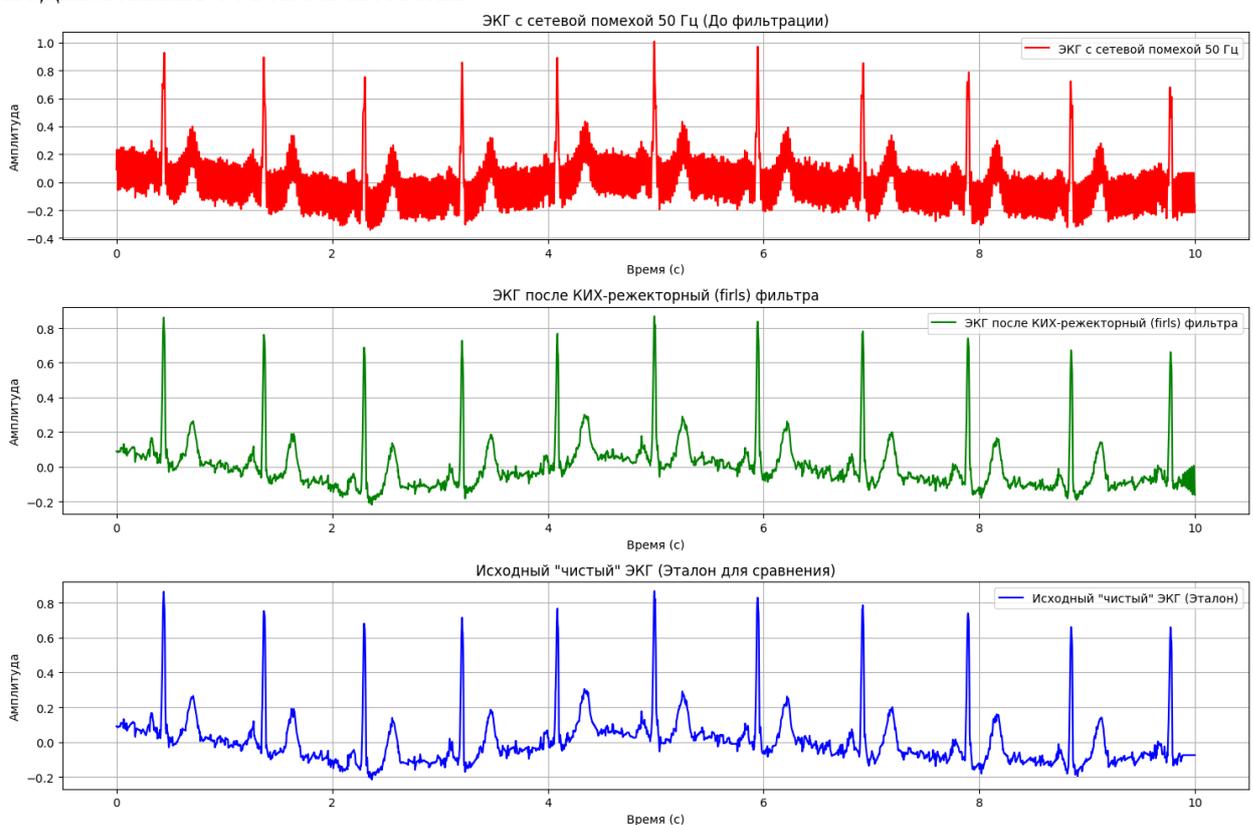


Рисунок 2.1 – Результат фильтрации режекторного фильтра

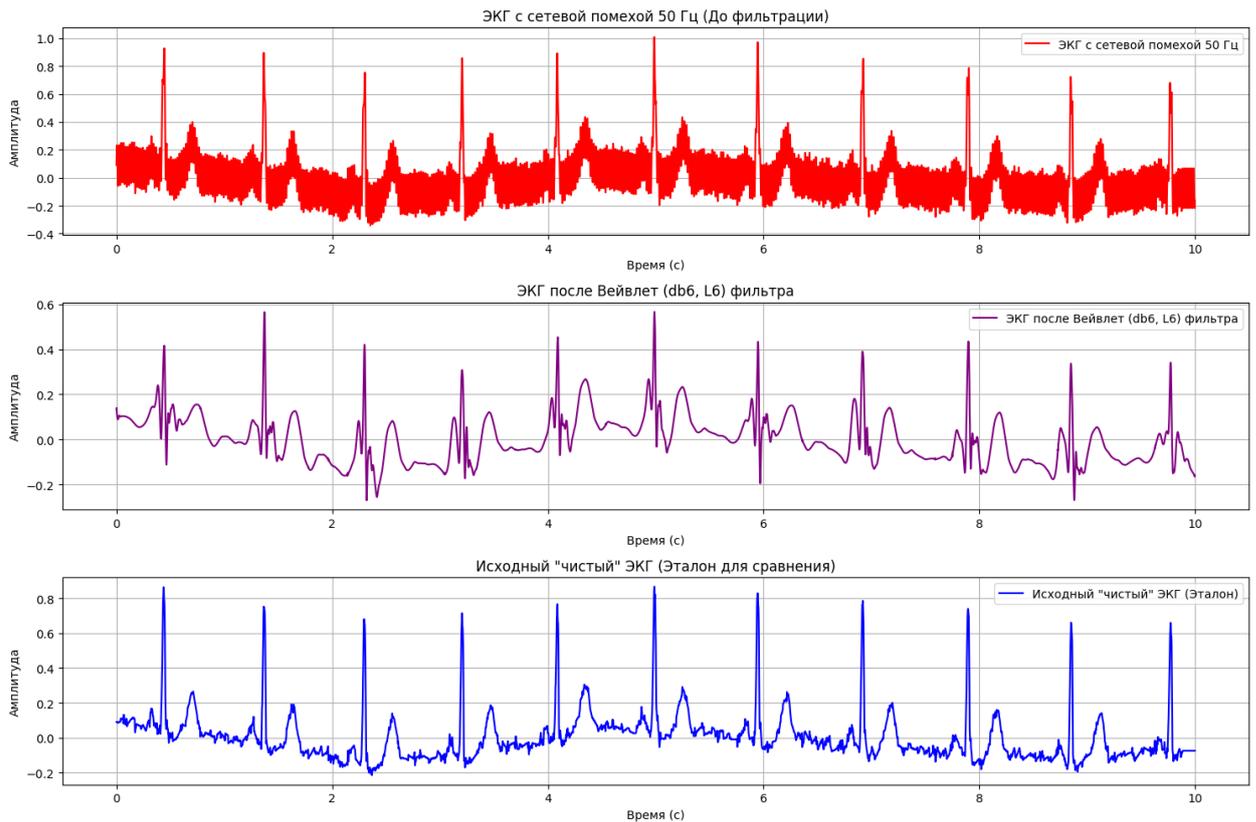


Рисунок 2.2 – Результат вейвлет – фильтрации

2.3 Выбор фильтра для удаления дрейфа изолиний

Как мы уже знаем, дрейф изолинии низкочастотный шум в диапазоне 0.5 – 1 герца. И присутствует в ЭКГ сигнале из – за дыхания пациента, движениями тела, и изменением импеданса в месте соприкосновения электрода с кожей. Этот артефакт так же может помешать при анализе низкочастотных компонентов. В этом исследовании для сравнения были выбраны два цифровых фильтра, а именно, фильтр верхних частот Баттерворта (ФВЧ Баттерворта) 4 порядка, и фильтр верхних частот Чебышева I рода (ФВЧ Чебышева), также 4 порядка. Эффективность фильтров оценивалась, как и в предыдущей главе, с помощью среднеквадратической ошибкой (MSE), отношения сигнал/шум (SNR, дБ), и процентной среднеквадратичной разницей (PRD). Была использована ЭКГ запись с базы данных РТВ-ХЛ [37]. Так же была искусственно добавлена помеха в виде дрейфа изолиний для наглядности фильтраций. При проектировании фильтров была задана одинаковая частота среза 0.67 герц. Это значение отлично подходит, так как, дрейф изолинии происходит в диапазонах 0.5 – 1 Гц.

В сравнительные исследования оба фильтра показали хорошие результаты, что визуально, если обратить внимание на рисунки 18 и 19, что по оцениваемым

эффективности значениям. Но ФВЧ Чебышева I рода оказался немного эффективнее, что видно по таблице 4.

Исходя из вышеизложенных данных, оба фильтра хорошо справились со своей задачей. Что ФВЧ Баттерворта, что ФВЧ Чебышева I рода продемонстрировав хорошее удаление дрейфа изолинии в ЭКГ. Однако, при сопоставлениях результатов, ФВЧ Чебышева I рода показал незначительное преимущество, чем ФВЧ Баттерворта.

Таблица 2.2 – Метод оценки эффективности

Метод оценки эффективности	ФВЧ Баттерворта	ФВЧ Чебышева I
MSE	0.0039	0.0038
PRD, %	43.25%	43%
SNR, дБ	7.28	7.33

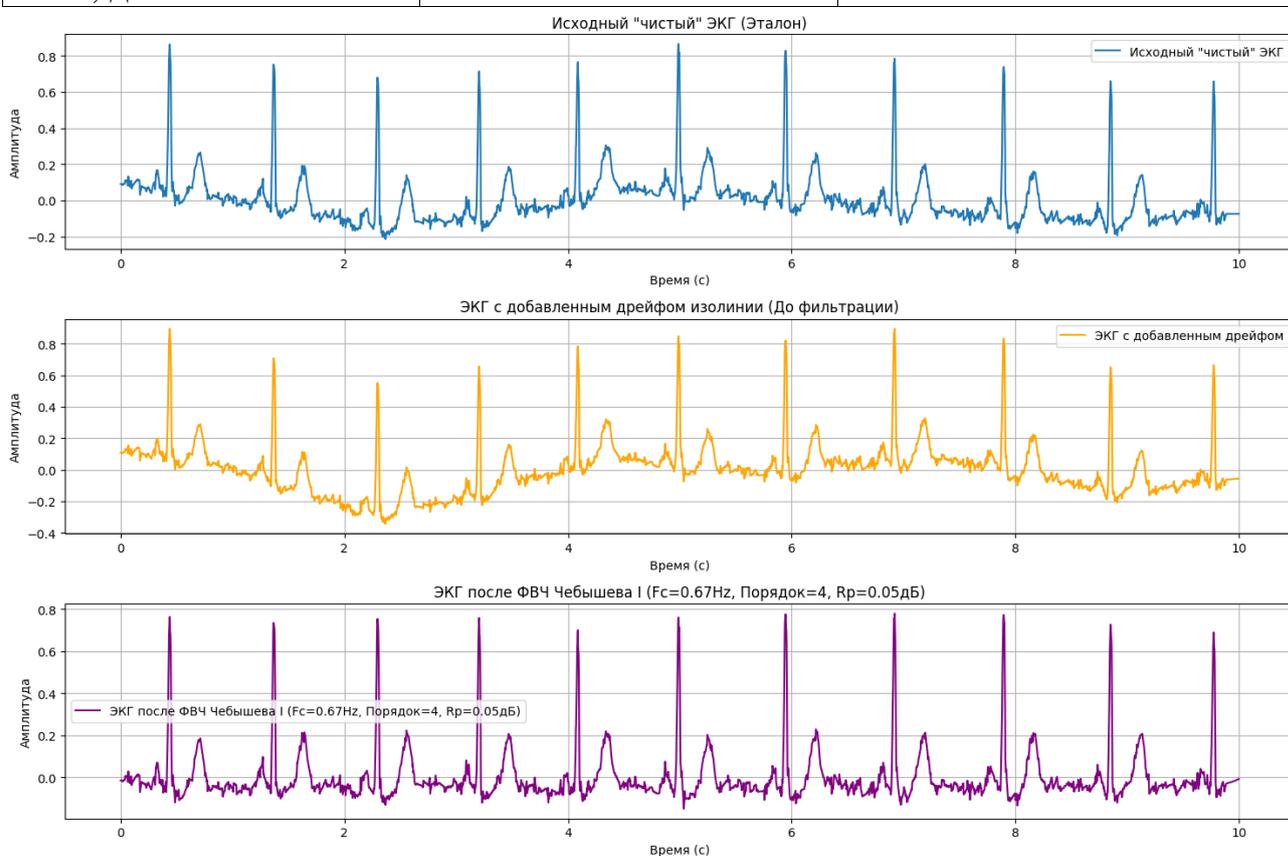


Рисунок 2.3 – Результат фильтрации ФВЧ Чебышева I рода

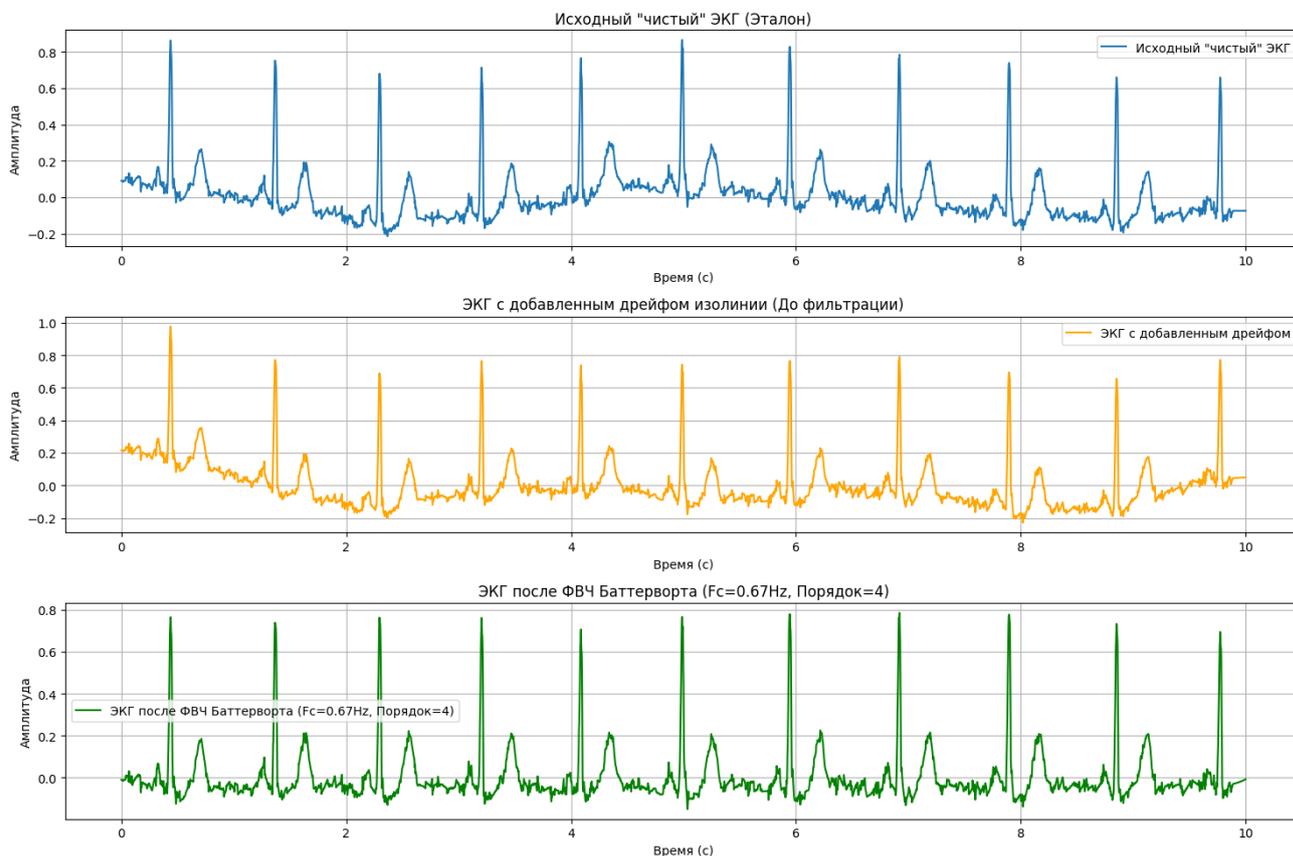


Рисунок 2.4 – ФВЧ Баттерворта

2.4 Выбор фильтра для удаления артефактов движения и мышечного тремора

Артефакт движения и мышечный тремор разные, но в тоже время взаимосвязанные артефакты. Если мышечный тремор – это произвольные сокращения мышц, то артефакты движения появляются из – за пациента, именно от его физических движений.

Для подавления артефактов движения я использовал комбинацию двух методов фильтраций, а именно ФВЧ Баттерворта и вейвлет – фильтрацию. Фильтр был проверен на двух разных записях ЭКГ, взятых из баз данных PhysioNet: базы данных ЭКГ с артефактами движения (MACEcgDB) [38] и базы данных электрокардиограмм РТВ-ХЛ [37]. Первый сигнал — это запись ЭКГ при ходьбе, а второй с добавлением искусственного шума в диапазоне 30-40 герц для более точной оценки эффективности фильтров. На рисунке 20 показан результат фильтраций первого сигнала, где визуально видно, что фильтрация прошла успешно. ФВЧ Баттерворта справился с подавлением дрейфа изолинии, а вейвлет – фильтрация справилась с высокочастотным шумом. Параметры фильтров, которые были заданы:

Для ФВЧ Баттерворта 5 – го порядка была задана частота среза в 0.6 Гц, что отлично подходит для подавления дрейфа изолинии. Вейвлет – фильтрация семейства симмлет (sym5) так же 5 – го порядка, что помогает уменьшить фазовые искажения и лучше сохранить морфологию зубцов.

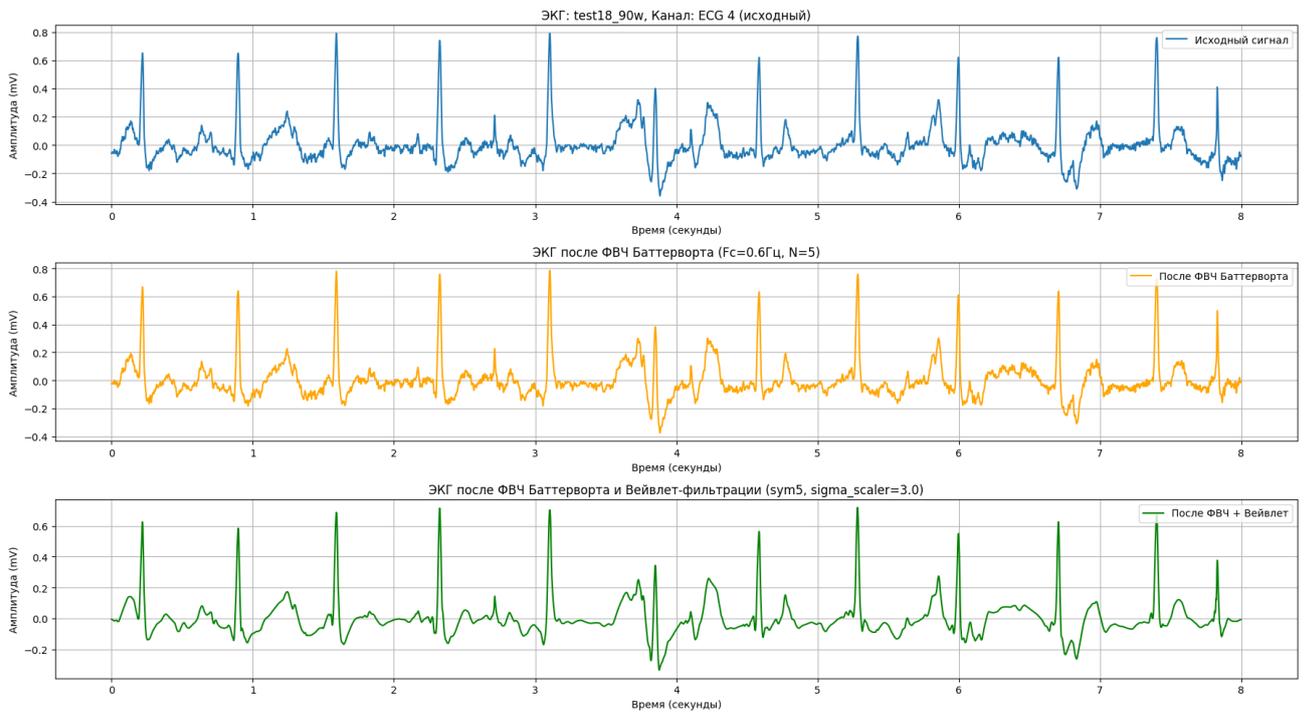


Рисунок 2.5 – ЭКГ запись при ходьбе и его фильтрация

На рисунке 2.5 изображено уже запись сигнала с искусственным артефактом движения. Здесь для фильтраций были заданы другие параметры, точнее для ФВЧ Баттерворта порядок остался тем же, а частота среза была изменена на 0.8 Гц. А в вейвлет – фильтраций была использована та же, но тут пришлось изменить параметры фильтра, а точнее уровень разложения 4 ($L=4$). Выбор этого вейвлет – разложения обусловлен необходимостью достижения оптимального баланса в частотно – временном представлении сигнала, в данном случае представляет решение, нацеленное на обеспечение достаточного частотного разрешения для эффективного выделения и устранения артефактов при минимизации искажения морфологий ЭКГ. Ключевым этапом вейвлет – шумоподавления является, пороговая обработка детализирующих коэффициентов, целью которой является выборочное удаление или ослабление компонентов, определяемых как шум. В рамках исследования для этой цели был применен метод мягкой пороговой функций (soft thresholding), сюда был добавлен масштабирующий коэффициент (threshold sigma scaler). Путем анализа результатов на тестовых данных, оптимальным значением этого коэффициента в проведенных экспериментах было установлено равным 1.5. Корректность данного выбора и эффективность этапа вейвлет-фильтрации были объективно подтверждены улучшением методов оценки эффективности фильтраций – отношения сигнал/шум (SNR), среднеквадратичной ошибки (MSE) и процентной среднеквадратичной разницы (PRD) – по сравнению с результатами, полученными на предыдущем этапе предварительной обработки сигнала. Результаты представлены в таблице 2.3

Таблица 2.3 – Полученными на предыдущем этапе предварительной обработки сигнала

Метод эффективности	оценки	ФВЧ Баттерворта	ФВЧ Баттерворта + Вейвлет – фильтрация
MSE		0.0002	0.00015
PRD, %		12	10
SNR, дБ		18	20

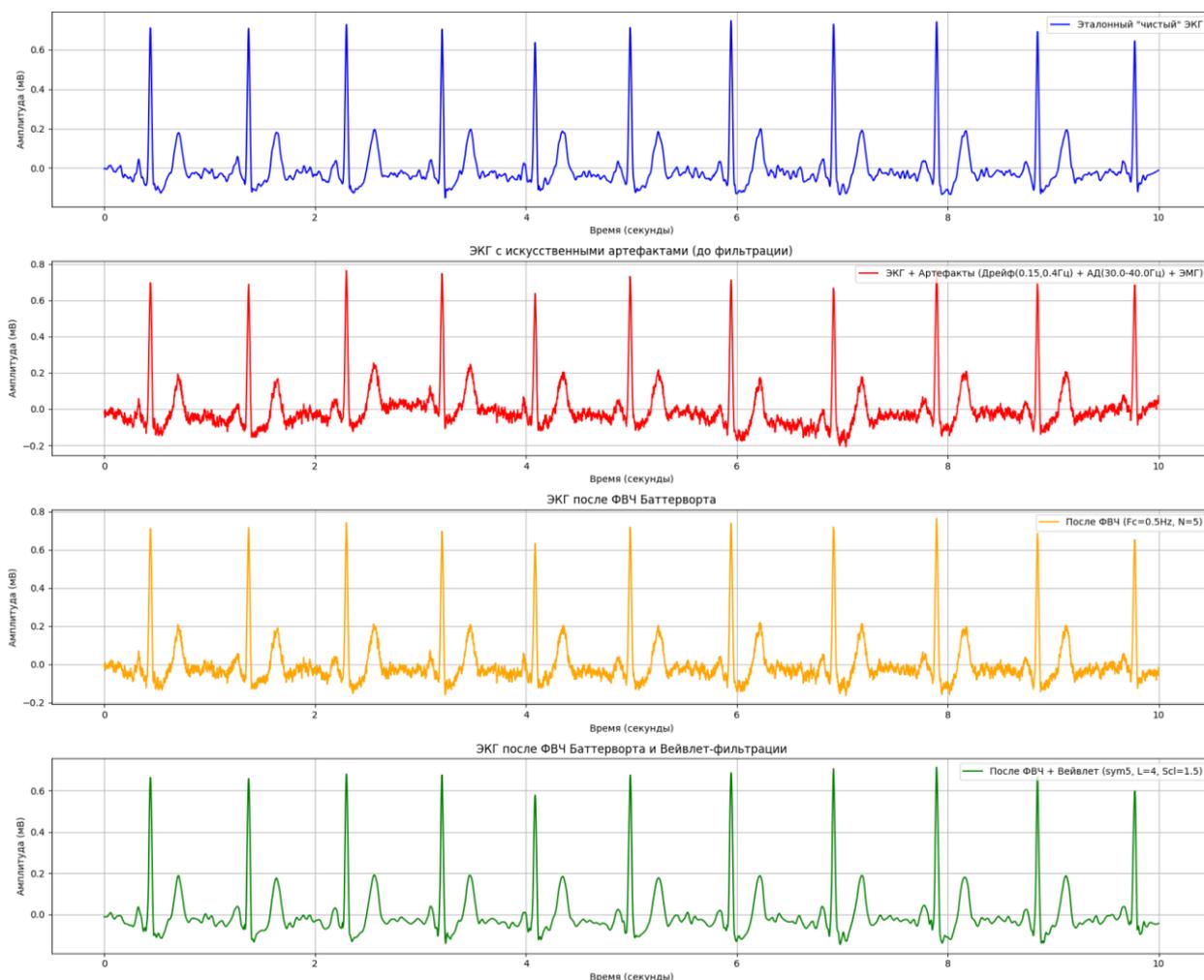


Рисунок 2.6 – Сигнал с искусственным шумом и его фильтрация

Мышечный тремор, как мы уже знаем, случайный или стохастический шум. Обычно охватывает диапазон частот от 20-30 Гц, простираясь вплоть до 500 Гц и даже выше. Однако, с точки зрения существенного искажения морфологии ЭКГ, мышечный тремор концентрируется в более узкой полосе, примерно от 20 Гц до 150 Гц. Выбор конкретных методов фильтрации и определение их оптимальной последовательности в предобработке основывались на всестороннем анализе актуальной научной литературы, а именно исследованиями Ivan Dotsinsky и Georgy Mihov [35], где демонстрируются эффективность многоэтапного подхода к подавлению мышечного тремора, и применение фильтра Совицкого – Голея для ЭКГ сигналов. А в другой работе авторов Bin Hashim, Fakroul Ridzuan [36] показывают, что вейвлет – фильтрация с комбинацией ФВЧ или ФНЧ фильтров приводит к значительно лучшим результатам. Исходя из этой информации был

разработан и протестирован комплексный трехэтапный алгоритм фильтрации. Сначала на чистый относительно чистый сигнал накладывался шум в виде мышечного тремора в диапазоне частот 25 – 120 Гц. Далее применение фильтра верхних частот (ФВЧ) Баттерворта. Для данного фильтра были выбраны следующие параметры: частота среза 0.7 Гц и порядок 4. На втором этапе сигнал, прошедший ФВЧ-фильтрацию, подвергался обработке с использованием вейвлет-фильтрации. Был использован вейвлет Симмлета 5 – го порядка и декомпозиции сигнала до 4 – го уровня. Третьим и завершающим этапом обработки было применение фильтра Савицкого – Голея. Фильтр использовался для финального сглаживания и подавления остаточного высокочастотного шума. Параметры фильтра: длина окна – 15 отсчетов, и порядок полином – 4. Результаты оценки эффективности представлены на таблице 2.4 и на рисунке 2.7.

Таблица 2.4

Метод оценки эффективности	ФВЧ Баттерворта	ФВЧ Баттерворта + Вейвлет – фильтрация + фильтр Савицкого Голея
MSE	0.0012	0.0003
PRD, %	28	14
SNR, дБ	10	17

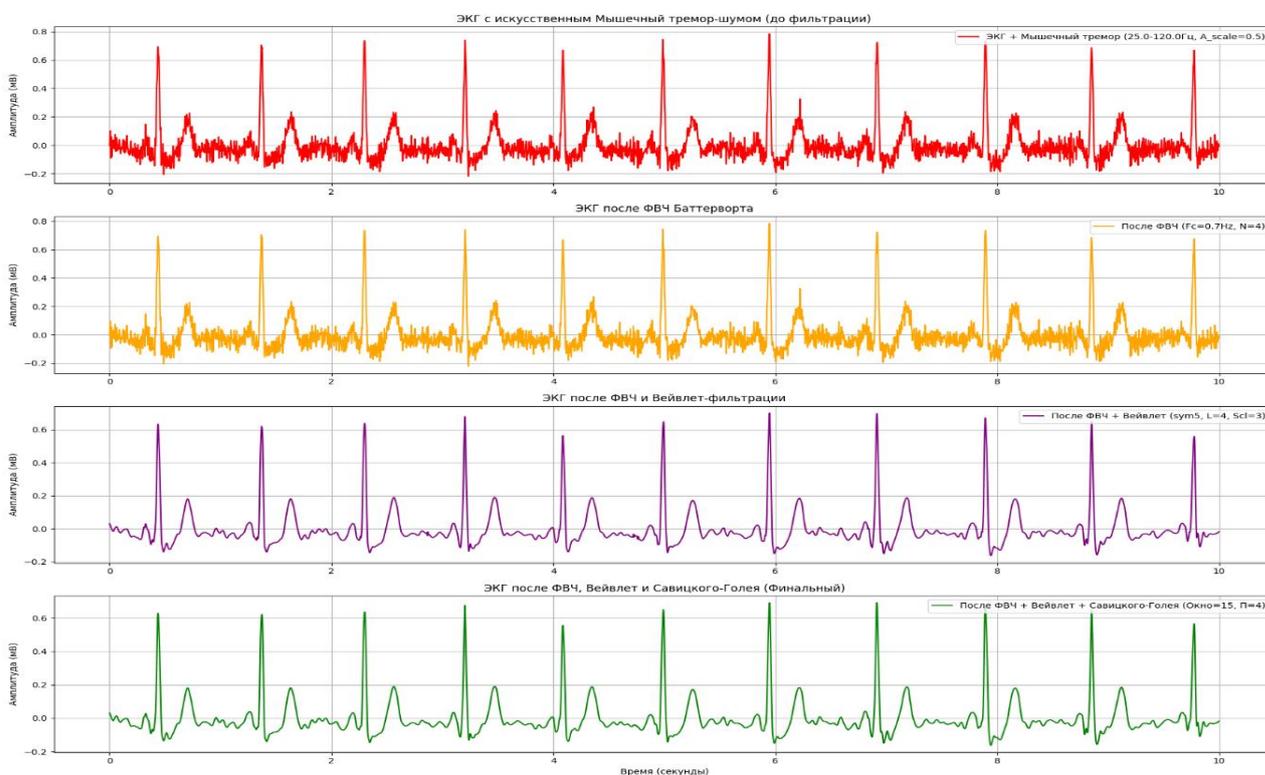


Рисунок 2.7 – Визуальное отображения после трёхэтапной фильтраций

2.5 Выбор фильтров для дальнейших исследований

Сравнительное исследование, проведённое во второй главе, а также анализ различных методов цифровой фильтрации были направлены для устранения основных типов артефактов присутствующих в необработанных записях ЭКГ. Полученные результаты продемонстрировали, что каждый тип помехи обладает уникальными специфическими частотными и временными характеристиками. Так же при анализе эффективности фильтров, было обнаружено, что методы, успешно справляющиеся с одним конкретным видом шума, могут быть не только неэффективны, но и потенциально вносить дополнительные искажения. Установлено, что последовательное применение ряда специализированных фильтров, каждый из которых оптимально настроен и нацелен на подавление определенного типа артефакта, позволяет достичь значительно более высокого итогового качества очистки сигнала по сравнению с попытками использования какого-либо одного универсального метода фильтрации. По – этому, было решено что, для алгоритма предобработки будет использоваться комбинация нескольких фильтров.

Таким образом, совокупность результатов, полученных и проанализированных, закладывает теоретический и экспериментальный фундамент для последующей разработки и реализации алгоритма метода предобработки. Окончательный выбор методов фильтрации будет осуществляется не только на основе их индивидуально продемонстрированной эффективности в устранении соответствующих помех, но и с обязательным учетом их совокупного воздействия на сигнал. Особое внимание будет уделено сохранению и минимизаций искажений на информативных морфологических участках ЭКГ.

3 Разработка алгоритма предобработки с учетом паттернов диабета

3.1 Выбранные фильтры для обработки

Для разработки алгоритма предобработки были выбраны следующие фильтры: полосовой фильтр Баттерворта, режекторный фильтр, вейвлет – фильтрация и фильтр Савицкого – Голея. Данная комбинация фильтров нацелена на устранению или подавлению шума, а также обеспечении максимальной сохранности морфологических характеристик кардиосигнала. Таким образом, выбор каждого фильтра, и тщательный подбор рабочих параметров, полученных в ходе исследования и тестирования, не только снижают общий уровень шума, кроме того, не вносят изменения в морфологию ЭКС. Это является залогом получения надежных данных, что важно для задач выявления и анализу кардиологических паттернов.

3.2 Архитектура предобработки

Разработанная архитектура предобработки ЭКС представляет собой последовательный четырехэтапный процесс. Блок схема алгоритма:



Рисунок 3.1 – Блок схема алгоритма

Первоначальным этапом предобработки выступает полосовая фильтрация. На данном этапе применяется полосовой фильтр Баттерворта четвертого порядка с заданными параметрами: частота среза 1 Гц для нижней границы (ФНЧ) и 40 Гц для верхней границы (ФВЧ). Необходимость применения этого фильтра обусловлена тем, что «сырой» ЭКГ сигнал, поступающий с регистрирующей аппаратуры загрязнен значительным уровнем артефактов, таких как, дрейф изолинии и широкий спектр высокочастотных шумовых компонентов.

Первоочередная задача, устранение низкочастотного дрейфа изолинии, компоненты ниже 1 Гц. Второй ключевой задачей является ограничение верхней полосы частот сигнала уровнем 40 Гц. Такая фильтрация позволяет удалить или значительно ослабить высокочастотный шум. Ещё одной причиной выбора именно фильтра Баттерворта, это его свойство обеспечивать максимальную плоскую амплитудно – частотную характеристику в полосе пропускания и достаточно плавный спад в переходной зоне, что минимизирует искажения формы полезного сигнала.

Вторым этапом в разработанной архитектуре предобработки ЭКС, это режекторная фильтрация. На данном этапе сигнал после полосового фильтра проходит через режекторный фильтр с параметрами настроенную на центральную частоту 50 Гц с добротностью 30 (Q). Фильтр целенаправленно подавляет помехи от электросети, или же сетевую помеху. Этот артефакт самый распространённый и интенсивный шум. Добротность $Q=30$, выбранная для данного фильтра, обеспечивает оптимальный баланс между эффективностью подавления основной гармоники сетевой помехи и сохранением спектральных составляющих полезного ЭКС, находящихся в близости к 50 Гц.

На третьем этапе предобработки, после того как ЭКС прошли через фильтрацию полосового и режекторного фильтра, применяется вейвлет – фильтрация. В данном этапе используется вейвлет Симмлета 5 – го порядка с уровнем разложения 6 и множителем порога 3. Задача вейвлет – фильтрации подавление остаточного широкополосного и нестационарного шума. Выбор вейвлет – фильтраций для этой задачи обусловлен его способностью осуществлять локализацию сигнала одновременно во временной области и частотной области. Принцип вейвлет-шумоподавления заключается в многоуровневом разложении сигнала на низкочастотные и высокочастотные коэффициенты. Затем к детализирующим коэффициентам, которые в большей степени несут информацию о шуме, применяется пороговая функция: коэффициенты, чьи амплитуды ниже определенного порога, считаются преимущественно шумовыми и либо обнуляются, либо уменьшаются. После этого сигнал реконструируется из модифицированных коэффициентов. Вейвлет Симмлета 5 – го порядка был выбран по причине его свойства близкой к линейной фазе, что способствует минимизации искажения, 6 – ой уровень разложения обеспечивает достаточное количество масштабов для эффективного разделения сигнала и шума без излишнего воздействия на низкочастотные компоненты. При таком уровне разложения основная энергия и форма зубцов P, QRS и T остаются преимущественно в аппроксимирующих коэффициентах последнего уровня. Эти аппроксимирующие коэффициенты, представляющие низкочастотную основу сигнала, не подвергаются пороговой обработке, которая применяется только к детализирующим коэффициентам, в большей степени содержащим шумовые компоненты. Таким образом, обеспечивается эффективное шумоподавление без существенного искажения или ослабления самих зубцов, что критически важно для последующего точного анализа их параметров и морфологии. С помощью экспериментов и тестирования был выбран множитель порогов 3. Это компромиссное решение так как, если этот

параметр делать более агрессивным, то низкоамплитудные зубцы сглаживались и приводили к полному исчезновению из ЭКС.

Заключающим, четвертым этапом фильтраций является фильтр Савицкого – Голея. С параметрами, длиной окна в 41 отсчет и полиномом аппроксимации 3 – го порядка. Главной задачей фильтра состоит в окончательные сглаживания сигнала. Фильтр Савицкого-Голея превосходно подходит для этой цели, поскольку он обеспечивает эффективное сглаживание временного ряда, при этом значительно лучше сохраняя форму, амплитуду и ширину значимых пиков и других морфологических особенностей сигнала, например, QRS-комплекса, по сравнению с простыми методами скользящего среднего. Установление длины окна на уровне 41 отсчетов нацелено на обеспечение существенной степени сглаживания. Такой относительно широкий интервал усреднения при полиномиальных аппроксимациях особенно эффективен для обработки сигналов, которые изначально были загрязнены высоким уровнем шума. Выбор полинома 3-го порядка для аппроксимации данных в пределах скользящего окна обусловлен его гибкостью и способностью адекватно описывать сложную морфологию волн ЭКГ. Полином способен моделировать не только линейные тренды, но и квадратичные, параболические, формы, характерные для вершин зубцов, а также кубические изгибы, позволяющие описывать точки перегиба и более сложные контуры. Это способствует более точному следованию фильтра за истинной формой электрокардиографических волн и, как результат, лучшему сохранению их характерных очертаний и амплитудных значений в процессе сглаживания, в отличие от полиномов более низкого порядка, которые могли бы привести к чрезмерному упрощению или "срезанию" вершин.

Конечной целью данной системы фильтров, это получение сигнала ЭКГ высокой степени очистки обеспечивающую максимальную сохранность его диагностических значимых морфологических характеристик. Выбор такой последовательной, многоэтапной архитектуры продиктован гетерогенной природой артефактов и шумов, неизбежно присутствующих в ЭКС. И можно я добился хороших результатов, они представлены на рисунках 3.2 и 3.3. Записи ЭКГ были взяты из базы данных MACEcgDB [38] и PTB-XL [37]. Визуально видно, что сигнал отфильтрован, и четко видны зубцы ЭКС. Так же была проведена фильтрация с искусственно добавленной сетевой помехой, она будет представлена в приложении Б.

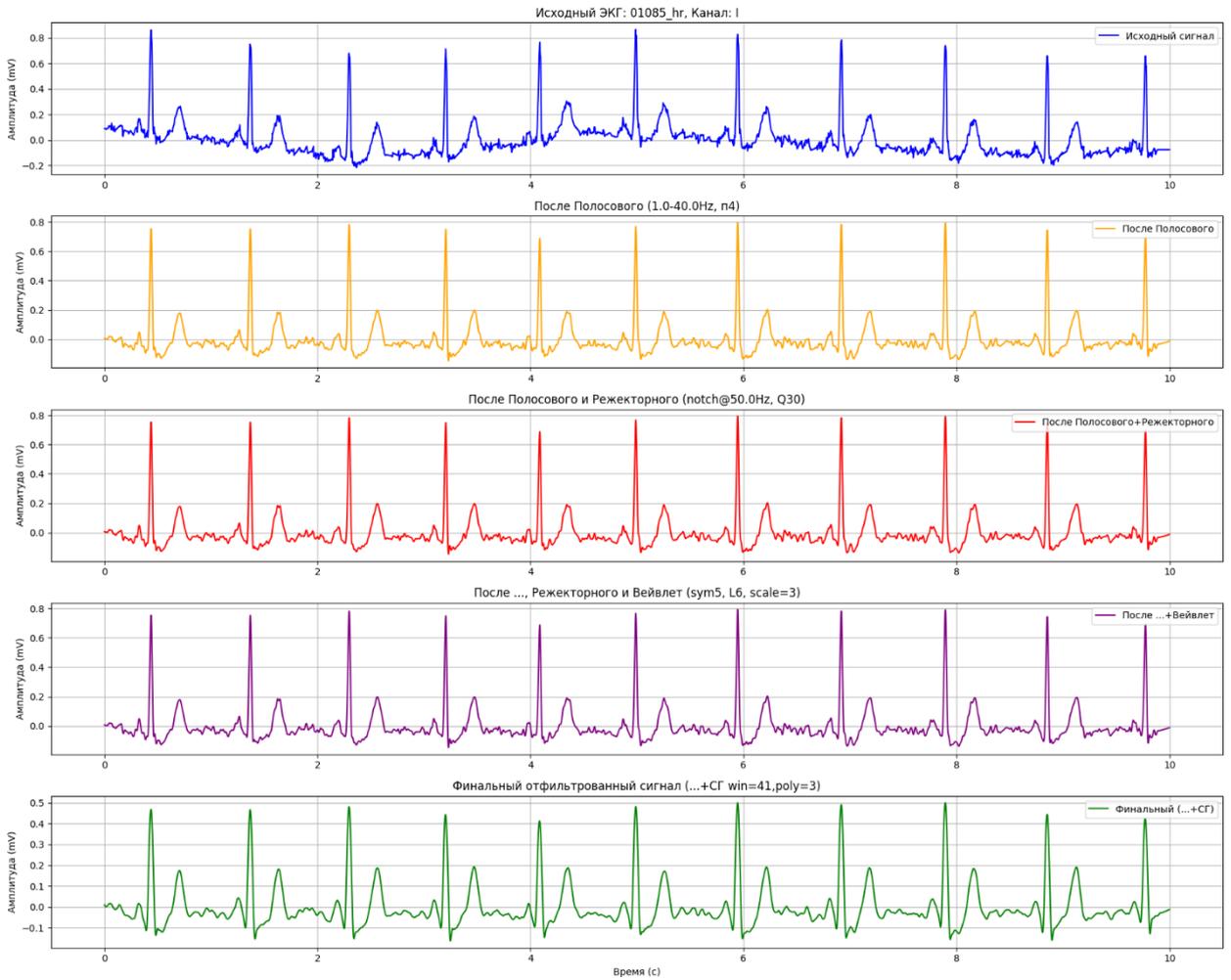


Рисунок 3.2 – Результат фильтрации

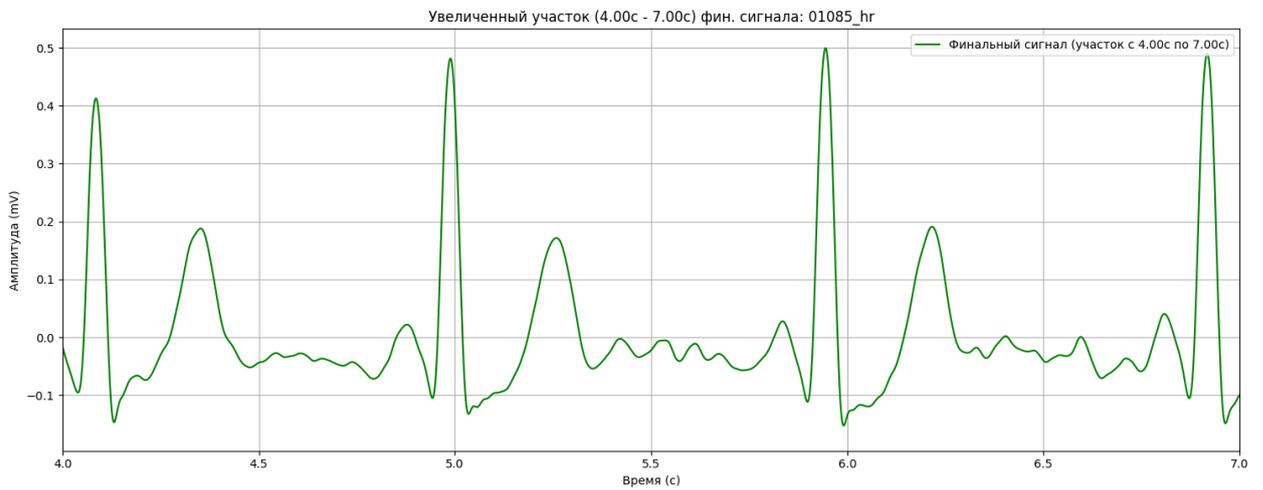


Рисунок 3.3 – Результат фильтрации, участок сигнала с 4 до 7 секунд

3.3 Реализация алгоритма предобработки

Для реализаций алгоритма был написан программный код, на языке программирования Python, в интерактивной среде Google Colab. Были использованы библиотеки такие как «Numpy», «SciPy», «PyWavelets», «Matplotlib», «WFDB» и «OS». Программный код был структурирован таким образом, чтобы обеспечить последовательное применение выбранных фильтров. Для каждого фильтра была реализована или использована соответствующая функция, принимающая на вход сигнал и параметры фильтрации. Что делает программный код, в первую очередь импортирует необходимые библиотеки: «wfdb» для чтения записей ЭКГ, «numpy» для работы с численными массивами, «scipy.signal» инструмент для цифровой обработки сигналов, предоставляющий функции для проектирования и применения фильтров Баттерворта, режекторных фильтров и фильтра Савицкого-Голея, «matplotlib.pyplot» для отображения графиков ЭКГ на различных этапах обработки, «pywt» для вейвлет-преобразований, используемая на этапе вейвлет-фильтрации, «os» для взаимодействия с операционной системой, для работы с именами и путями файлов. Полностью программный код будет указан в приложении А.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В дипломной работе была решена задача разработки и реализации алгоритма предобработки ЭКС, с учетом паттернов сахарного диабета. В ходе исследования была спроектирована и итеративно оптимизирована многоступенчатая архитектура фильтрации, включающая последовательное применение четырех ключевых типов цифровых фильтров: полосового фильтра Баттерворта, режекторного фильтра, вейвлет-фильтрации и фильтра Савицкого-Голея. Выбор конкретных фильтров и их параметров осуществлялся на основе анализа научной литературы, включая предоставленные специализированные статьи, а также путем экспериментальной оценки их воздействия на реальные и зашумленные ЭКГ записи. В частности, было установлено, что полосовая фильтрация в диапазоне 1.0-40.0 Гц эффективно устраняет дрейф изолинии и основную часть высокочастотных помех. Режекторный фильтр показал высокую эффективность в подавлении сетевой наводки. Вейвлет-фильтрация позволила успешно справиться с остаточным широкополосным и нестационарным шумом, при этом умеренные параметры помогли сохранить низкоамплитудные компоненты.

Программная реализация алгоритма была выполнена на языке Python с использованием стандартных научных библиотек, таких как «NumPy», «SciPy», «PyWavelets» и «Matplotlib», в среде Google Colab. Разработанный программный код поддерживает обработку данных как в формате «WFDB», так и в формате «NumPy», и включает возможности визуализации результатов на каждом этапе фильтрации, а также спектрального анализа.

В результате работы был создан и протестирован реальными записями ЭКГ алгоритм предобработки, способный значительно улучшать качество сигнала.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] В 4,5 раза выросло число больных сахарным диабетом в Казахстане // PharmNews. URL: https://pharmnewskz.com/ru/news/v-45-raz-vyroslo-chislo-bolnyh-saharnym-diabetom-v-kazahstane_22930 (дата обращения: 06.06.2025).
- [2] Сердечно-сосудистая система при сахарном диабете // Diabinfo.de. URL: <https://www.diabinfo.de/ru/zhizn-s-diabetom/vtorichnye-zabolevanija/serdechno-sosudistaja-sistema.html> (дата обращения: 06.06.2025).
- [3] Кипенский А.В., Шамардина В.Н., Дейнеко Д.М. Электрокардиография: Учебно-методическое пособие. – Харьков: НТУ «ХПИ», 2002. – 52 с.
- [4] Техника снятия ЭКГ // МТ-Диагностика. URL: https://mtdiagnostica.ru/readpage_tekhnika-sniatija-iekg.html (дата обращения: 06.06.2025).
- [5] Хэмптон Дж.Р. Основы ЭКГ / Пер. с англ. – М.: Мед. лит., 2006. – 224 с.
- [6] Бодин О.Н., Кривоногов Л.Ю., Ломтев Е.А., Ожикенов К.А. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики: монография. – Алматы: ТОО «Издательство ЛЕМ», 2016. – 216 с.
- [7] Isaksen J.L., Sivertsen C.B., Jensen C.Z. et al. Electrocardiographic markers in patients with type 2 diabetes and the role of diabetes duration // Journal of Electrocardiology. 2024. Vol. 84. P. 129–136. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2024.04.003>.
- [8] Sinamaw D., Getnet M., Abdulkadir M. et al. Patterns and associated factors of electrocardiographic abnormality among type 2 diabetic patients in Amhara National Regional State Referral Hospitals, Ethiopia: a multicenter institution-based cross-sectional study // BMC Cardiovasc Disord. 2022. Vol. 22. P. 230. DOI: <https://doi.org/10.1186/s12872-022-02661-2>.
- [9] Stern S., Sclarowsky S. The ECG in Diabetes Mellitus // Circulation. 2009. DOI: <https://www.ahajournals.org/doi/full/10.1161/CIRCULATIONAHA.109.897496>.
- [10] Christov I., Bortolan G., Simova I., Katova T. Influence of diabetes mellitus on T wave and QRS complex alternans during stress ECG testing // ResearchGate. 2008. URL: <https://www.researchgate.net/publication/254019492>.
- [11] Schroeder E., Chambless L., Liao D. et al. Diabetes, Glucose, Insulin, and Heart Rate Variability: The Atherosclerosis Risk in Communities (ARIC) study // Diabetes Care. 2005. Vol. 28. P. 668–674. DOI: 10.2337/diacare.28.3.668.
- [12] Simova I., Christov I., Bortolan G. A Review on Electrocardiographic Changes in Diabetic Patients // Current Diabetes Reviews. 2015. Vol. 11. DOI: 10.2174/1573399811666150113161417.

- [13] Kligfield P., Gettes L.S., Bailey J.J. et al. Recommendations for the standardization and interpretation of the electrocardiogram: part I // *Circulation*. 2007. Vol. 115(10). P. 1306–1324.
- [14] Sameni R., Clifford G.D. A review of fetal ECG signal processing; issues and promising directions // *The Open Medical Informatics Journal*. 2010. Vol. 4. P. 4–20.
- [15] Sörnmo L., Laguna P. *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*. – Elsevier Academic Press, 2005.
- [16] Clifford G.D., Azuaje F., McSharry P.E. *Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis*. – Artech House, 2006.
- [17] Controzzi M., Poli R., Sbiliris D., Cipriani C. An EMG-Based Method for Estimating Regression Coefficients of Proportional Myoelectric Control // *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2020. Vol. 28(6). P. 1368–1377.
- [18] Van Alsté J.A., Schilder T.S. Removal of baseline wander and power-line interference from the ECG by an efficient FIR filter // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 1985. Vol. BME-32(12). P. 1052–1060.
- [19] Pan J., Tompkins W.J. A real-time QRS detection algorithm // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 1985. Vol. BME-32(3). P. 230–236.
- [20] McManus C.D., Neubert K.D., Cramer E. ECG acquisition and signal processing // In: Webster J.G. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 4th ed. – John Wiley & Sons, 2010. – P. 279–352.
- [21] Oppenheim A.V., Schaffer R.W. *Discrete-Time Signal Processing*. 3rd ed. – Pearson, 2010.
- [22] Iffachor E.C., Jervis B.W. *Digital Signal Processing: A Practical Approach*. 2nd ed. – Prentice Hall, 2002.
- [23] Chavan M.S., Agrawal R., Duttagupta S.P. Design of IIR notch filter for real time processing of ECG signals // 2008 Int. Conf. on Recent Advances in Microwave Theory and Applications. – IEEE, 2008. – P. 753–755.
- [24] Awal M.A., Mostafa S.S., Ahmad M., Rashid M.A. Performance analysis of Butterworth, Chebyshev-I, Chebyshev-II & Elliptic filters for ECG signal de-noising // 2014 Int. Conf. on Electrical Engineering and ICT (ICEEICT). – IEEE, 2014. – P. 1–6.
- [25] Haykin S. *Adaptive Filter Theory*. 5th ed. – Pearson, 2014.
- [26] Widrow B., Stearns S.D. *Adaptive Signal Processing*. – Prentice-Hall, 1985.
- [27] Thakor N.V., Zhu Y.S. Applications of adaptive filtering to ECG analysis: noise cancellation and arrhythmia detection // *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*. 1991. Vol. 38(8). P. 785–794.
- [28] He T., Clifford G.D., Tarassenko L. Application of adaptive filtering for ECG signal enhancement // 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology Conf. – IEEE, 2006. – P. 2599–2602.
- [29] Rahman M.Z.U., Shaik R.A., Reddy D.R.K. Correlated noise cancellation for ECG signals using adaptive filter algorithms // 2012 Int. Conf. on Communications, Devices and Intelligent Systems (CODIS). – IEEE, 2012. – P. 49–52.
- [30] Mallat S. *A Wavelet Tour of Signal Processing*. 3rd ed. – Academic Press, 2009.

- [31] Donoho D.L. De-noising by soft-thresholding // IEEE Trans. on Information Theory. 1995. Vol. 41(3). P. 613–627.
- [32] Huang N.E., Shen Z., Long S.R. et al. The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis // Proc. of the Royal Society A. 1998. Vol. 454(1971). P. 903–995.
- [33] Blanco-Velasco M., Weng B., Barner K.E. ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition // Computers in Biology and Medicine. 2008. Vol. 38(1). P. 1–13.
- [34] Least mean squares filter // Wikipedia. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Least_mean_squares_filter (дата обращения: 06.06.2025).
- [35] Dotsinsky I.A., Mihov G.S. Tremor suppression in ECG // Biomed Eng Online. 2008. Vol. 7:29. DOI: 10.1186/1475-925X-7-29.
- [36] Bin Hashim F.R., Petropoulakis L., Soraghan J., Bin Safie S.I. Wavelet based motion artifact removal for ECG signals // 2012 IEEE EMBS Conf. on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES). – IEEE, 2012. – P. 339–342. DOI: <https://doi.org/10.1109/IECBES.2012.6498019>.
- [37] <https://physionet.org/content/ptb-xl/1.0.3/>
- [38] <https://physionet.org/content/macecgdb/1.0.0/>

Приложение А

```
import wfdb
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np
import os
from scipy import signal as sp_signal
import pywt

try:
    from google.colab import files
    COLAB_ENV = True
    print("Обнаружена среда Google Colab.")
except ImportError:
    COLAB_ENV = False
    print("Обнаружена локальная среда.")

def apply_butterworth_bandpass_filter(signal_data, fs, lowcut_hz, highcut_hz, order):
    nyquist_freq = 0.5 * fs
    low = lowcut_hz / nyquist_freq
    high = highcut_hz / nyquist_freq
    if not (0 < low < 1 and 0 < high < 1 and low < high):
        print(f"Предупреждение: Некорректные частоты среза ({lowcut_hz}, {highcut_hz}) для полосового фильтра (low_norm={low:.3f}, high_norm={high:.3f}). Фильтр не применен.")
        return signal_data.copy()
    sos = sp_signal.butter(order, [low, high], btype='bandpass', analog=False, output='sos')
    return sp_signal.sosfiltfilt(sos, signal_data)

def apply_notch_filter(signal_data, fs, notch_freq_hz, quality_factor):
    if not (0 < notch_freq_hz < fs / 2):
        print(f"Предупреждение: Некорректная частота режекции ({notch_freq_hz} Гц) для fs={fs} Гц. Фильтр не применен.")
        return signal_data.copy()
    b, a = sp_signal.iirnotch(notch_freq_hz, quality_factor, fs)
    return sp_signal.filtfilt(b, a, signal_data)

def apply_wavelet_denoising(signal_data, wavelet, level, threshold_sigma_scaler):
    original_len = len(signal_data)
    if original_len == 0:
        return np.array([])
```

```

w_obj = pywt.Wavelet(wavelet)
if w_obj.dec_len == 0:
    return signal_data.copy()

max_level_possible = pywt.dwt_max_level(original_len, w_obj.dec_len)
current_level = level

if not isinstance(current_level, int) or current_level <= 0:
    current_level = max(1, min(max_level_possible, 5))
elif current_level > max_level_possible:
    current_level = max_level_possible

if current_level == 0:
    return signal_data.copy()

coeffs = pywt.wavedec(signal_data, wavelet, level=current_level)

detail_coeffs_level1 = coeffs[-1]
sigma = 1e-6
if len(detail_coeffs_level1) > 0:
    sigma_madn = np.median(np.abs(detail_coeffs_level1 - np.median(detail_co-
effs_level1))) / 0.6745
    if sigma_madn > 1e-9:
        sigma = sigma_madn

threshold_value = sigma * threshold_sigma_scaler * np.sqrt(2 * np.log(origi-
nal_len)) if original_len > 1 else sigma * threshold_sigma_scaler

new_coeffs = [coeffs[0]]
for i in range(1, len(coeffs)):
    new_coeffs.append(pywt.threshold(coeffs[i], value=threshold_value,
mode='soft'))

denoised_signal = pywt.waverec(new_coeffs, wavelet)

current_len_denoised = len(denoised_signal)
if current_len_denoised > original_len:
    denoised_signal = denoised_signal[:original_len]
elif current_len_denoised < original_len:
    denoised_signal = np.pad(denoised_signal, (0, original_len - current_len_de-
noised), 'edge')

return denoised_signal

def apply_savitzky_golay(signal_data, window_length, poly_order):

```

```

corrected_window_length = int(window_length)
corrected_poly_order = int(poly_order)

if corrected_window_length % 2 == 0:
    corrected_window_length += 1

if corrected_window_length <= corrected_poly_order:
    corrected_window_length = corrected_poly_order + 1
    if corrected_window_length % 2 == 0:
        corrected_window_length += 1

if len(signal_data) == 0:
    return signal_data.copy()
if len(signal_data) < corrected_window_length:
    return signal_data.copy()
try:
    return sp_signal.savgol_filter(signal_data, corrected_window_length, corrected_poly_order)
except ValueError as e:
    return signal_data.copy()

def process_signal_paper_informed_pipeline(record_path_input,
plot_start_sec=None, plot_end_sec=None):
    try:
        print(f"\nПопытка загрузки записи '{os.path.basename(record_path_input)}'...")
        record = wfdb.rdrecord(record_path_input)
        print(f"Запись '{record.record_name}' успешно загружена.")

        fs = record.fs
        if record.n_sig == 0:
            print("Ошибка: В записи нет сигнальных каналов.")
            return
        if fs is None or fs <= 0:
            print(f"Ошибка: Некорректная частота дискретизации: {fs}")
            return

        original_signal = record.p_signal[:, 0].copy()
        channel_name = record.sig_name[0] if record.sig_name and len(record.sig_name) > 0 else "Канал 0"
        unit = record.units[0] if record.units and len(record.units) > 0 else "У.е."

        print(f"Частота дискретизации (Fs): {fs} Гц")
        print(f"Обрабатывается канал: {channel_name}")
        time_axis = np.arange(len(original_signal)) / fs

```

```

bp_lowcut_hz = 1.0
bp_highcut_hz = 40.0
bp_order = 4

notch_freq_hz = 50.0
notch_q_factor = 30

wv_type = 'sym5'
max_lev_possible = pywt.dwt_max_level(len(original_signal), pywt.Wavelet(wv_type).dec_len) if pywt.Wavelet(wv_type).dec_len > 0 else 5
wv_level = min(max_lev_possible, 6)
wv_level = max(1, wv_level)
wv_scale = 3

sg_window = 41
sg_poly = 3

print(f"\nПараметры фильтрации (новый \"paper-informed\" пайплайн):")
print(f"    1. Полосовой Баттерворта: Fc_low={bp_lowcut_hz} Гц, Fc_high={bp_highcut_hz} Гц, Порядок={bp_order}")
print(f"    2. Режекторный фильтр: F_notch={notch_freq_hz} Гц, Q={notch_q_factor}")
print(f"    3. Вейвлет: тип='{wv_type}', уровень={wv_level}, множитель порога={wv_scale}")
print(f"    4. Савицкий-Голей: Окно={sg_window}, Полином={sg_poly}")

signals_for_plot = {'Исходный сигнал': original_signal.copy()}
current_signal = original_signal.copy()

print(f"\nЭтап 1: Полосовой фильтр...")
current_signal = apply_butterworth_bandpass_filter(current_signal, fs, bp_lowcut_hz, bp_highcut_hz, bp_order)
signals_for_plot['После Полосового'] = current_signal.copy()

print(f"Этап 2: Режекторный фильтр...")
current_signal = apply_notch_filter(current_signal, fs, notch_freq_hz, notch_q_factor)
signals_for_plot['После Полосового+Режекторного'] = current_signal.copy()

print(f"Этап 3: Вейвлет-фильтрация...")
current_signal = apply_wavelet_denoising(current_signal, wv_type, wv_level, wv_scale)
signals_for_plot['После ...+Вейвлет'] = current_signal.copy()

```

```

print(f"Этап 4: Фильтр Савицкого-Голея...")
current_signal = apply_savitzky_golay(current_signal, sg_window, sg_poly)
signals_for_plot['Финальный (...+СГ)'] = current_signal.copy()
print("Фильтрация завершена.")

plot_titles = [
    f"Исходный ЭКГ: {record.record_name}, Канал: {channel_name}",
    f"После Полосового ({bp_lowcut_hz}-{bp_highcut_hz}Hz, п{bp_order})",
    f"После Полосового и Режекторного (notch@{notch_freq_hz}Hz,
Q{notch_q_factor})",
    f"После ..., Режекторного и Вейвлет ({wv_type}, L{wv_level},
scale={wv_scale})",
    f"Финальный отфильтрованный сигнал (...+СГ
win={sg_window},poly={sg_poly})"
]
plot_colors = ['blue', 'orange', 'red', 'purple', 'green']
signal_keys = list(signals_for_plot.keys())

plt.figure(figsize=(18, 15))
for i in range(5):
    plt.subplot(5, 1, i + 1)
    plt.plot(time_axis, signals_for_plot[signal_keys[i]], label=signal_keys[i],
color=plot_colors[i])
    plt.title(plot_titles[i])
    plt.ylabel(f"Амплитуда ({unit})")
    plt.grid(True)
    plt.legend(loc='upper right')
    if i == 4:
        plt.xlabel("Время (с)")
plt.tight_layout(rect=[0, 0, 1, 0.97])
plt.suptitle(f"Этапы обработки сигнала (\\"Paper-Informed\\" Пайплайн): {rec-
ord.record_name}", fontsize=16, y=0.99)
plt.show()

if plot_start_sec is not None and plot_end_sec is not None:
    max_time = (len(original_signal) - 1) / fs
    valid_start = max(0, plot_start_sec)
    valid_end = min(max_time, plot_end_sec)

    if valid_start < valid_end:
        plt.figure(figsize=(15, 6))
        final_signal_to_plot = signals_for_plot['Финальный (...+СГ)']
        plt.plot(time_axis, final_signal_to_plot,
label=f"Финальный сигнал (участок с {valid_start:.2f}с по
{valid_end:.2f}с)',

```

```

        color='green')
    plt.title(f"Увеличенный участок ({valid_start:.2f}с - {valid_end:.2f}с)
фин. сигнала: {record.record_name}")
    plt.xlabel("Время (с)")
    plt.ylabel(f"Амплитуда ({unit})")
    plt.xlim(valid_start, valid_end)
    plt.grid(True)
    plt.legend(loc='upper right')
    plt.tight_layout()
    plt.show()
else:
    print(f"Предупреждение: Некорректный временной диапазон для
увеличенного отображения [{plot_start_sec}, {plot_end_sec}]. Увеличенный
график не будет построен.")
    elif plot_start_sec is not None or plot_end_sec is not None :
        print("Информация: Для отдельного увеличенного графика необходимо
указать и начальное, и конечное время.")

    print("\nПостроение спектров мощности...")
    nperseg_val = min(len(signals_for_plot['Исходный сигнал']), int(fs * 2) if fs > 0
else 2048)
    if nperseg_val == 0:
        print("Недостаточно данных для спектрального анализа.")
        return

    freq_orig, psd_orig = sp_signal.welch(signals_for_plot['Исходный сигнал'], fs,
nperseg=nperseg_val)
    freq_final, psd_final = sp_signal.welch(signals_for_plot['Финальный (...+СГ)'],
fs, nperseg=nperseg_val)

    plt.figure(figsize=(12, 6))
    plt.semilogy(freq_orig, psd_orig, label='Исходный сигнал', alpha=0.7)
    plt.semilogy(freq_final, psd_final, label='После всей фильтрации (\\"Paper-In-
formed\\"), alpha=0.9, color='green')
    plt.title(f"Спектральная плотность мощности: {record.record_name}, Канал:
{channel_name}")
    plt.xlabel("Частота (Гц)"); plt.ylabel("PSD (лог. шкала)");
    if fs > 0 : plt.xlim(0, fs / 2.5)
    plt.ylim(bottom=max(1e-9, (np.min(psd_orig)/10 if len(psd_orig)>0 else 1e-9),
(np.min(psd_final)/10 if len(psd_final)>0 else 1e-9) ))
    plt.grid(True, which="both", ls="-"); plt.legend(); plt.tight_layout(); plt.show()

except FileNotFoundError:
    print(f"ОШИБКА: Файлы для '{os.path.basename(record_path_input)}' не
найжены.")

```

```

except wfdb.io.record.RecordError as r_err:
    print(f"ОШИБКА чтения записи WFDB: {r_err}")
except Exception as e:
    print(f"Непредвиденная ошибка в process_signal_paper_informed_pipeline: {e}")
    import traceback
    traceback.print_exc()

if __name__ == "__main__":
    print("--- Фильтрация ЭКГ (\\"Paper-Informed\\" Пайплайн) ---")
    record_to_process_path_main = None

    if COLAB_ENV:
        print("\nВыберите .hea файл ЭКГ (файл .dat должен быть с ним же):")
        try:
            uploaded = files.upload() # type: ignore
            if uploaded:
                for fname in uploaded.keys():
                    if fname.lower().endswith('.hea'):
                        record_to_process_path_main = os.path.splitext(fname)[0]
                        print(f"Используется запись: {record_to_process_path_main}")
                        break
                if not record_to_process_path_main: print("Не найден .hea файл.")
            else: print("Файлы не загружены.")
        except Exception as e:
            print(f"Ошибка при загрузке файла в Colab: {e}")

    else:
        default_path = "100"
        record_to_process_path_main = input(f"Путь и имя ЭКГ (без .dat/.hea) [{default_path}]: ").strip()
        if not record_to_process_path_main:
            record_to_process_path_main = default_path

        if not (os.path.exists(f"{record_to_process_path_main}.hea") and \
            os.path.exists(f"{record_to_process_path_main}.dat")):
            print(f"Файлы {record_to_process_path_main}.hea и/или {record_to_process_path_main}.dat не найдены.")
            record_to_process_path_main = None

        if record_to_process_path_main:
            p_start_sec_str = input("Введите НАЧАЛЬНОЕ время для увеличенного графика в секундах (оставьте пустым, чтобы не выводить): ").strip()
            p_end_sec_str = input("Введите КОНЕЧНОЕ время для увеличенного графика в секундах (оставьте пустым, чтобы не выводить): ").strip()

```

```

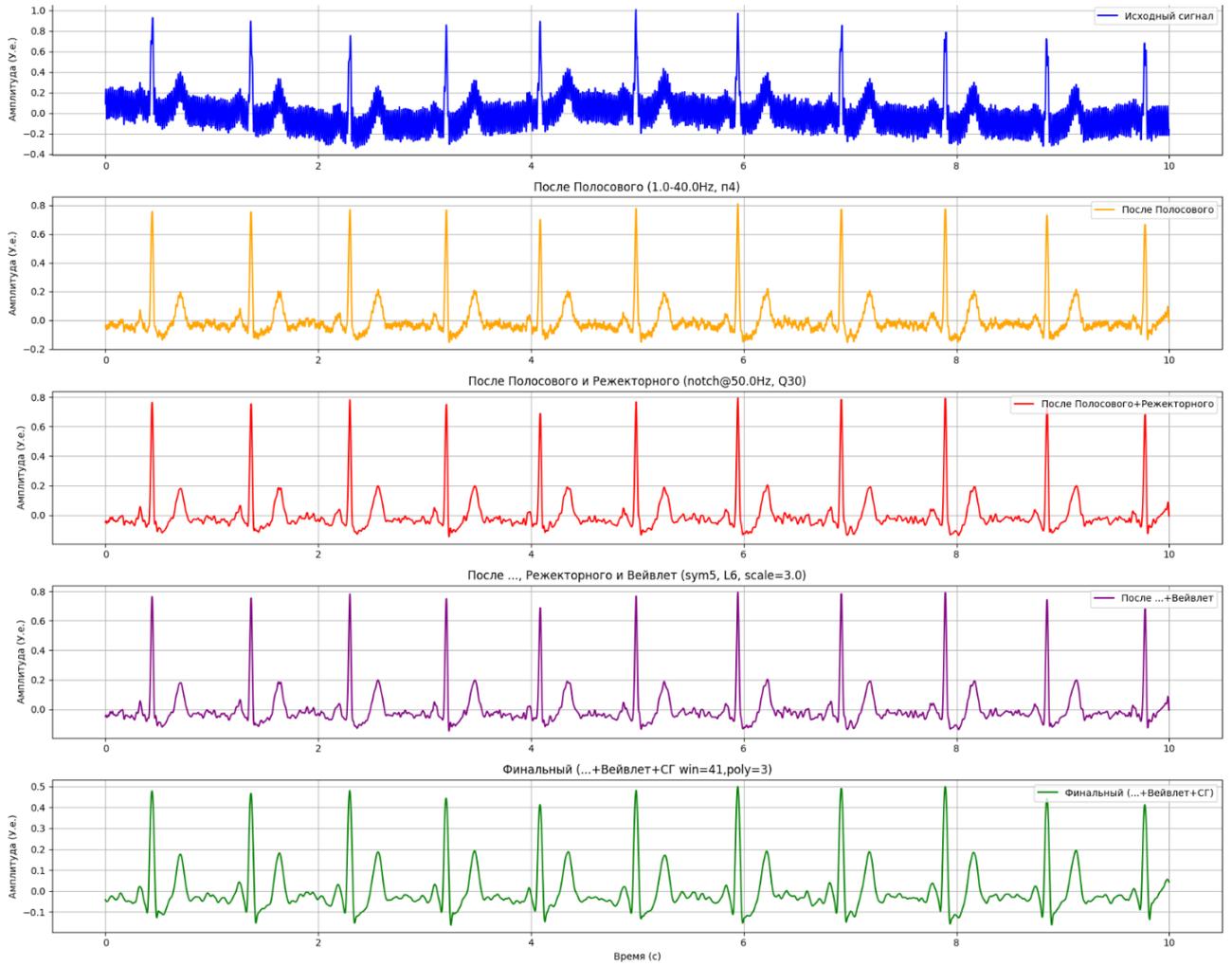
p_start_sec = None
p_end_sec = None
try:
    if p_start_sec_str and p_end_sec_str:
        p_start_sec = float(p_start_sec_str)
        p_end_sec = float(p_end_sec_str)

        if p_start_sec >= p_end_sec:
            print("Ошибка: Начальное время не может быть больше или равно
конечному. Увеличенный график не будет построен.")
            p_start_sec, p_end_sec = None, None
        elif p_start_sec < 0:
            p_start_sec = 0
        elif p_start_sec_str or p_end_sec_str:
            print("Информация: Для отдельного увеличенного графика необходимо
указать и начальное, и конечное время.")
        except ValueError:
            print("Ошибка: Некорректный ввод времени. Увеличенный график не
будет построен.")
            p_start_sec, p_end_sec = None, None

        process_signal_paper_informed_pipeline(record_to_process_path_main,
            plot_start_sec=p_start_sec,
            plot_end_sec=p_end_sec)
    else:
        print("Запись для обработки не указана/не найдена.")

```

Приложение Б



РЕЦЕНЗИЯ

дипломной работы

студента по специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

Қапаров Рахым Жанболатұлы

На тему: «**Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета**»

Бакалаврский дипломный проект Қапарова Рахыма Жанболатұлы посвящен актуальной теме обработки и анализа электрокардиографических сигналов для задач неинвазивной диагностики. Целью дипломной работы является разработка метода предварительной обработки ЭКГ-сигналов, который способствует повышению качества выделения информативных признаков, ассоциированных с сахарным диабетом.

В ходе выполнения дипломного проекта Қапарова Рахыма Жанболатұлы тщательно изучил характеристики ЭКГ-сигналов, природу и влияние различных видов шумов и артефактов на качество записи. Выполненный анализ существующих методов фильтрации показал необходимость разработки комплексного, многоэтапного подхода для эффективного решения поставленной задачи.

В первой части работы описаны основы электрокардиографии, проанализированы последствия воздействия шумов и рассмотрены специфические паттерны ЭКГ, характерные для пациентов с сахарным диабетом. Во второй части приведено детальное сравнительное исследование различных типов цифровых фильтров и обоснован их выбор для подавления конкретных видов помех. В третьем разделе представлена разработанная архитектура и программная реализация многоступенчатого алгоритма предобработки, а также продемонстрированы результаты его применения на тестовых ЭКГ-сигналах.

Дипломная работа выполнена в соответствии с требованиями, предъявляемыми к работам бакалавров, оформлена в установленном порядке, материалы работы представлены ясно и последовательно, практическая и научная значимость результатов подтверждена статистическим анализом и обоснована наглядными экспериментами.

Считаю, что дипломный проект студента Қапарова Рахыма Жанболатұлы на тему «Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета» выполнен на высоком уровне, полностью соответствует заявленным целям и задачам, обладает научной новизной и практической ценностью. Автор заслуживает присвоения академической степени бакалавра.

Рецензент:

КазНУ имени аль-Фараби,

и.о. доцента кафедры искусственного интеллекта

и Big Data, PhD

«06» 06 2025 г.



Карымқасова Н.Т

ОТЗЫВ

дипломного проекта (работы)

студента специальности 6В07114 – «Биомедицинская инженерия»

Қапаров Рахым Жанболатұлы

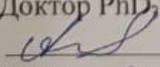
На тему: «**Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета**»

Дипломный проект студента бакалавриата Қапарова Рахыма Жанболатұлы посвящен актуальной задаче «Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета». Целью работы является разработка и исследование метода предварительной обработки ЭКГ-сигналов, способствующего повышению точности выделения информативных признаков, значимых для ранней диагностики сахарного диабета. В ходе выполнения дипломного проекта Қапаров Рахым Жанболатұлы тщательно изучил природу и характеристики электрокардиографических сигналов, основные виды шумов и артефактов, влияющих на их качество, а также проанализировал специфические изменения ЭКГ, ассоциированные с сахарным диабетом. Выполненный анализ существующих методов обработки ЭКГ показал необходимость разработки комплексного подхода к предобработке сигналов для решения поставленной диагностической задачи.

В первой части описаны характеристики ЭКГ-сигналов, природа и последствия различных шумов, а также проведен обзор паттернов ЭКГ при сахарном диабете и существующих методов фильтрации. Во второй части рассматривается процесс выбора и сравнительного исследования эффективности различных цифровых фильтров для подавления основных видов помех (сетевой, дрейфа изолинии, артефактов движения и мышечного тремора). В третьем разделе представлена разработанная архитектура многоэтапного алгоритма предобработки ЭКГ с учетом специфики диабетических паттернов, описана его программная реализация и представлены результаты тестирования на ЭКГ-данных. Дипломный проект студента Қапарова Р.Ж. по теме "Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета" выполнен на высоком уровне и успешно реализует поставленные задачи.

Научный руководитель

Доктор PhD, ассоциированный профессор

 Алимбаев Ч.А.

«06» 06 2025 г.

Ф КазНТУ 704-21. Отзыв научного руководителя

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Қапаров Рахым Жанболатұлы

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Дипломная работа

Название работы: Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета

Научный руководитель: Чингиз Алимбаев

Коэффициент Подобия 1: 8

Коэффициент Подобия 2: 6.2

Микропробелы: 11

Знаки из других алфавитов: 4

Интервалы: 0

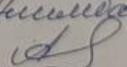
Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

- Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.
- Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.
- Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.
- Обоснование:

Дата 05.06.2025.

Заведующий кафедрой

науч. рук. Алимбаев Ч. А.




Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Обработка ЭКГ-сигналов для выделения информативных характеристик при диагностике диабета

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Қапаров Рахым Жанболатұлы Чингиз Алимбаев

Подразделение

ИАИИТ

Объем найденных подобиий

КП-ия определяют, какой процент текста по отношению к общему объему текста был найден в различных источниках.. Обратите внимание! Высокие значения коэффициентов не означают плагиат. Отчет должен быть проанализирован экспертом.


25

Длина фразы для коэффициента подобиия 2


8162

Количество слов


64765

Количество символов

Тревога

В этом разделе вы найдете информацию, касающуюся текстовых искажений. Эти искажения в тексте могут говорить о ВОЗМОЖНЫХ манипуляциях в тексте. Искажения в тексте могут носить преднамеренный характер, но чаще, характер технических ошибок при конвертации документа и его сохранении, поэтому мы рекомендуем вам подходить к анализу этого модуля со всей долей ответственности. В случае возникновения вопросов, просим обращаться в нашу службу поддержки.

Замена букв		5
Интервалы		0
Микропробелы		17
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		47

Подобия по списку источников

Ниже представлен список источников. В этом списке представлены источники из различных баз данных. Цвет текста означает в каком источнике он был найден. Эти источники и значения Коэффициента Подобиия не отражают прямого плагиата. Необходимо открыть каждый источник и проанализировать содержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз

Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)	ЦВЕТ ТЕКСТА
1	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	70	0.86 %
2	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	55	0.67 %
3	https://tokai-shinkumi.net/other/otchet-medsestry-kardiologicheskogo-otdeleniya.html	54	0.66 %
4	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	54	0.66 %

5	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	49 0.60 %
6	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	44 0.54 %
7	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	32 0.39 %
8	https://nn-traveler.ru/elektrokardiografiya-eto-metod-registratsii-test/	31 0.38 %
9	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	30 0.37 %
10	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	29 0.36 %

из базы данных RefBooks (0.00 %)



ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
------------------	----------	---

из домашней базы данных (0.51 %)



ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	Методы и средства неинвазивной кардиодиагностики 6/18/2020 Satbayev University (ИПАиЦ)	31 (3) 0.38 %
2	Разработка портативной системы неинвазивной кардиодиагностики 6/4/2019 Satbayev University (ИПАиЦ)	6 (1) 0.07 %
3	Помехоустойчивая обработка и анализ электрокардиосигнала 5/13/2019 Satbayev University (ИПАиЦ)	5 (1) 0.06 %

из программы обмена базами данных (0.13 %)



ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	c0/8c/dc112f693f177c34d080cbb00f8086d04299.docx 5/3/2023 University of International Business (UIB) (University of International Business)	11 (1) 0.13 %

из интернета (11.17 %)



ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	https://elib.pnzgu.ru/files/eb/doc/qtHDpCHsPXdK.pdf	639 (24) 7.83 %
2	https://nn-traveler.ru/elektrokardiografiya-eto-metod-registratsii-test/	74 (3) 0.91 %
3	https://tokai-shinkumi.net/other/otchet-medsestry-kardiologicheskogo-otdeleniya.html	54 (1) 0.66 %
4	https://official.satbayev.university/download/document/11651/5%D0%92071600-%D0%90%D0%B9%D1%82%D0%B1%D0%B0%D0%BA%D0%B8%D0%B5%D0%B2%20%D0%90%D0%A0_.pdf	41 (4) 0.50 %
5	https://www.zharar.com/kz/qmzh/biology/76631-zhrekti-tkizgish-zhjesi-zhrek-avtomatijasy-mehanizmi-biologija-10-synyp-didaktikaly-material.html	36 (3) 0.44 %
6	https://ciklon-b.ru/integralnaya-ocenka-snizheniya-vrs-znachitelno-snizheniya-variabelnost/	23 (1) 0.28 %
7	https://studopedia.org/9-194156.html	22 (1) 0.27 %

8	https://cyberleninka.ru/article/n/informatsionnye-metody-povysheniya-nadezhnosti-kardioanalizatorov-na-osnove-pomehoustoychivoy-obrabotki-elektrokardiosignala	14 (2) 0.17 %
9	https://docplayer.ru/33677588-Metody-sredstva-i-tehnologii-polucheniya-i-obrabotki-izmeritelnoy-informacii.html	9 (1) 0.11 %

Список принятых фрагментов (нет принятых фрагментов)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР

СОДЕРЖАНИЕ

КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
