

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ
КАЗАХСТАН

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



Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматизации

Назарова Рауанна Жадгеровна

Разработка и исследование нового кардиологического прибора для
неинвазивного измерения показателей кровообращения и работы сердца

ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

6В07111 – Робототехника и мехатроника

Алматы 2024

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ
КАЗАХСТАН

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



SATBAYEV
UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматки

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой РТиТСА
кандидат технических наук,
ассоциированный профессор
Ожикенов К. А.
«31» мая 2024 г.



ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА
к дипломному проекту

На тему: «Разработка и исследование нового кардиологического прибора для
неинвазивного измерения показателей кровообращения и работы сердца»

6В07113 – Робототехника и мехатроника

Выполнил

Назарова Р. Ж.

Рецензент

Научный руководитель

К. ф.-м. н., ассоциированный профессор

Магистр технических наук,

Тюлепбердинова Г.А.

старший преподаватель

Бигалиева Ж.С.

«22» май 2024 г.

«31» май 2024 г.

Алматы 2024

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ
КАЗАХСТАН

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



SATBAYEV
UNIVERSITY

Институт Автоматики и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматки

6B07111 – Робототехника и мехатроника



УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА

кандидат технических наук,

профессор

Сужикенов К. А.

«21» мая 2024 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Студентке Назаровой Рауанне Жадгеровне

Тема: Разработка и исследование нового кардиологического прибора для
неинвазивного измерения показателей кровообращения и работы сердца

Утверждена приказом ректора университета № 548 от «4» сентября 2023 г.

Срок сдачи законченной работы «30» мая 2024 г.

Исходные данные к дипломному проекту:

Теоретическая часть по анатомии и физиологии сердца

Теоретическая часть по показателям кровообращения

Теоретическая часть по работе кардиологического прибора

Перечень подлежащих разработке в дипломном проекте вопросов:

а) Исследовать актуальность кардиологических приборов

б) Изучить существующих методов измерения показателей кровообращения и
работы сердца, выявить их преимущества

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных
чертежей): представлены слайдов презентации работы

Рисунки: 16

Рекомендуемая основная литература: из 19 наименований 19

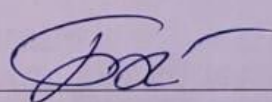
ГРАФИК
подготовки дипломной работы (проекта)


Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечания
Теоретическая часть	16.01-12.02.2024	Выполнено
Практическая часть	20.03-17.04.2024	Выполнено
Специальная часть	17.04-25.05.2024	Выполнено

Подписи

консультантов и норм контролера на законченную дипломную работу (проект) с указанием относящихся к ним разделов работы (проекта)

Наименование разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Норм контролер	Игимбай Ерболат Айдынұлы, магистр технических наук, преподаватель	31.05.2024	

Научный руководитель:  Бигалиева Ж. С.

Задание принял к исполнению обучающийся:  Назарова Р. Ж.

Дата

«31» мая 2024

АНДАТПА

Жүрек-қан тамырлары аурулары жаһандық өлімнің басты себебі болып қала береді. 2019 жылы ДДҰ жүрек-қан тамырлары ауруларына байланысты 9 миллионға жуық өлім туралы хабарлады, яғни шамамен 900 адамның 1-і осындай аурулардан қайтыс болды. Қан айналымының параметрлерін өлшеу және жүрек-қан тамырлары ауруларын диагностикалаудың инвазивті емес технологияларын зерттеу кардиология саласындағы зерттеулердің ең маңызды бағыты болып табылады. Бұл жұмыстың мақсаты - қан айналымын өлшеуге арналған инвазивті емес құрылғыны жасау, сондай-ақ нақты ЭКГ сигналдарын талдау және зерттеу. Бұл зерттеудің түпкілікті мақсаты - пациенттердің нәтижелерін жақсартуға әкелетін жүрек-қан тамырлары ауруларының алдын алу, диагностикалау және емдеуді жақсарту.

АННОТАЦИЯ

Сердечно-сосудистые заболевания остаются ведущей глобальной причиной смертности. В 2019 году ВОЗ сообщила о почти 9 миллионах смертей, связанных с сердечно-сосудистыми заболеваниями, а это означает, что примерно 1 из 900 человек умер от таких заболеваний. Изучение неинвазивных технологий измерения параметров кровообращения и диагностики сердечно-сосудистых заболеваний является важнейшим направлением исследований в области кардиологии. Целью данной работы является разработка неинвазивного устройства для измерения кровообращения, а также анализа и исследования специфических сигналов ЭКГ. Конечная цель этого исследования — улучшить профилактику, диагностику и лечение сердечно-сосудистых заболеваний, что приведет к улучшению результатов лечения пациентов.

ABSTRACT

Cardiovascular diseases persist as a leading global cause of mortality. In 2019, WHO reported nearly 9 million fatalities attributed to cardiovascular diseases, signifying that approximately 1 in 900 individuals succumbed to such ailments. The study of non-invasive technologies for measuring circulatory parameters and diagnosing cardiovascular diseases is the most important area of research in the field of cardiology. This work is aimed at developing a non-invasive device for measuring blood circulation, as well as analyzing and researching specific ECG signals. The ultimate goal of this research is to improve the prevention, diagnosis, and treatment of cardiovascular disease, leading to improved patient outcomes.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение	
1. Исследовательская часть	8
1.1. Актуальность проекта	8
1.2. Цель исследования	8
1.3. Обзор существующих методов измерения показателей кровообращения и работы сердца	8
1.4. Инновационность проекта	10
2. Теоретические основы	12
2.1. Анатомия и физиология сердца	12
2.2. Показатели кровообращения и работы сердца	14
3. Разработка кардиологического прибора	17
3.1. Электронные компоненты	17
3.2. Электронная схема подключения	17
3.3. 3D - модель	18
3.4. Проектирование программного обеспечения	19
3.5. Расчет надежности	
4. Экспериментальное исследование	21
4.1. Подготовка к эксперименту	21
4.2. Проведение эксперимента	21
4.3. Обработка полученных данных	22
4.4. Интерпретация полученных результатов	22
5. Рекомендации по применению прибора	27
5.1. Области применения	27
5.2. Перспективы развития и улучшение прибора	27
Заключение	29
Список использованной литературы	30
Приложение А	

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания остаются ведущей причиной смертности во всем мире, что подчеркивает острую необходимость точного мониторинга функции сердца и параметров кровообращения. Непрерывный и неинвазивный мониторинг этих жизненно важных показателей имеет решающее значение для раннего выявления, эффективного лечения и профилактики сердечно-сосудистых заболеваний.[1]

В свете этой необходимости разработка инновационных кардиологических устройств, способных обеспечить точные и надежные измерения кровообращения и функции сердца, обеспечивая при этом комфорт и удобство использования для пациентов, становится первостепенной задачей.[2]

Цель этого исследования — представить новое неинвазивное кардиологическое устройство, предназначенное для мониторинга сердечной деятельности и параметров кровообращения. Это устройство призвано предоставить медицинским работникам и пациентам бесценную информацию о функции сердца, помогая в диагностике и лечении сердечно-сосудистых заболеваний.

Этот документ включает в себя обзор существующей литературы с описанием современных методов и технологий, используемых для мониторинга сердечной деятельности. Кроме того, в нем описан процесс проектирования и разработки нового кардиологического устройства.

1. Исследовательская часть

1.1. Актуальность проекта

Исследования и разработка нового кардиологического устройства для неинвазивного измерения кровообращения и функции сердца имеют важное значение в современном здравоохранении по нескольким веским причинам.

Во-первых, сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) продолжают оставаться ведущей причиной смертности во всем мире, налагая существенное бремя на системы здравоохранения и экономику. По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), от сердечно-сосудистых заболеваний ежегодно умирают около 17,9 миллиона человек, что составляет примерно 31% всех случаев смерти в мире. Более того, сердечно-сосудистые заболевания связаны со значительной заболеваемостью, ухудшая качество жизни и производительность миллионов людей во всем мире. [1]

Во-вторых, своевременная и точная оценка функции сердца и параметров кровообращения необходима для раннего выявления, диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний. Неинвазивные методы мониторинга предлагают более безопасный и доступный подход по сравнению с инвазивными процедурами, снижая дискомфорт и риск для пациента.[2]

Кроме того, достижения в области технологий проложили путь к разработке инновационных кардиологических устройств, в которых используются новейшие датчики, алгоритмы и возможности анализа данных. Эти устройства могут совершить революцию в лечении сердечно-сосудистых заболеваний, обеспечивая непрерывный мониторинг ключевых физиологических параметров в режиме реального времени, способствуя упреждающим вмешательствам и персонализированным стратегиям лечения.[3]

1.2. Цель исследования

Основная цель этого исследования — разработать новое кардиологическое устройство, способное неинвазивно измерять кровообращение и функцию сердца. Это устройство призвано удовлетворить потребность в точном и непрерывном мониторинге сердечно-сосудистых параметров как в клинических, так и в домашних условиях. Используя инновационные технологии и принципы проектирования, разработанное устройство призвано улучшить раннее выявление, диагностику и лечение сердечно-сосудистых заболеваний, в итоге улучшая результаты лечения и качество жизни пациентов.

1.3. Обзор существующих методов измерения показателей кровообращения и работы сердца

Методы измерения сердечной деятельности играют решающую роль в диагностике, мониторинге и лечении различных сердечно-сосудистых заболеваний. В клинической практике для оценки функции сердца и показателей кровообращения используют несколько методов. Вот обзор некоторых часто используемых методов:

Электрокардиография (ЭКГ/ЭКГ): ЭКГ — это неинвазивный метод, используемый для регистрации электрической активности сердца. Электроды, помещенные на кожу, обнаруживают электрические импульсы сердца, создавая графическое представление ритма и частоты сердечных сокращений. ЭКГ широко используется для диагностики аритмий, инфаркта миокарда и других нарушений сердечного ритма.[4]



Рисунок 1.1 – Электрокардиография

Эхокардиография: Эхокардиография использует ультразвуковую технологию для создания изображений структуры и функции сердца в реальном времени. Он предоставляет подробную информацию об анатомии сердца, размерах камер, функции клапанов и характере кровотока. Эхокардиография ценна для диагностики таких состояний, как заболевания сердечного клапана, кардиомиопатия и врожденные пороки сердца.[5]

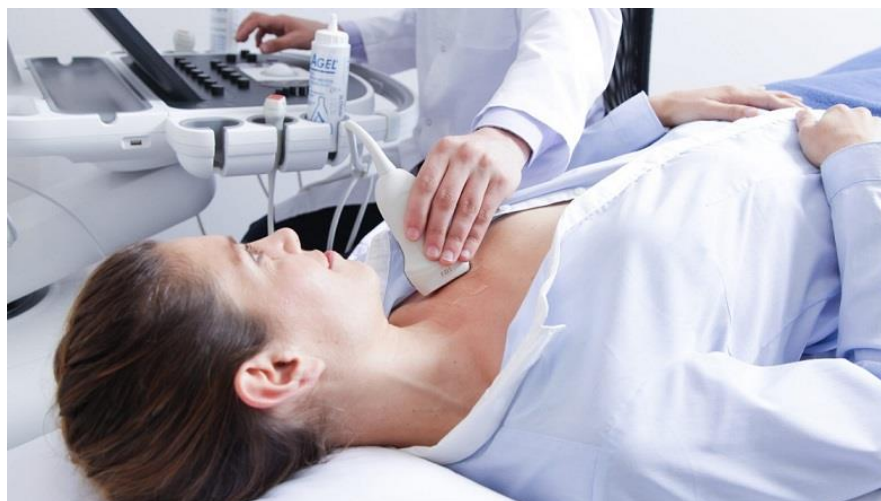


Рисунок 1.2 – Эхокардиография

МРТ сердца. Магнитно-резонансная томография сердца (МРТ) использует магнитные поля и радиоволны для получения детальных изображений сердца и кровеносных сосудов. МРТ сердца обеспечивает визуализацию с высоким разрешением анатомии сердца, характеристик ткани миокарда и динамики кровотока. Он полезен для диагностики инфаркта миокарда, миокардита и оценки функции сердца.[6]

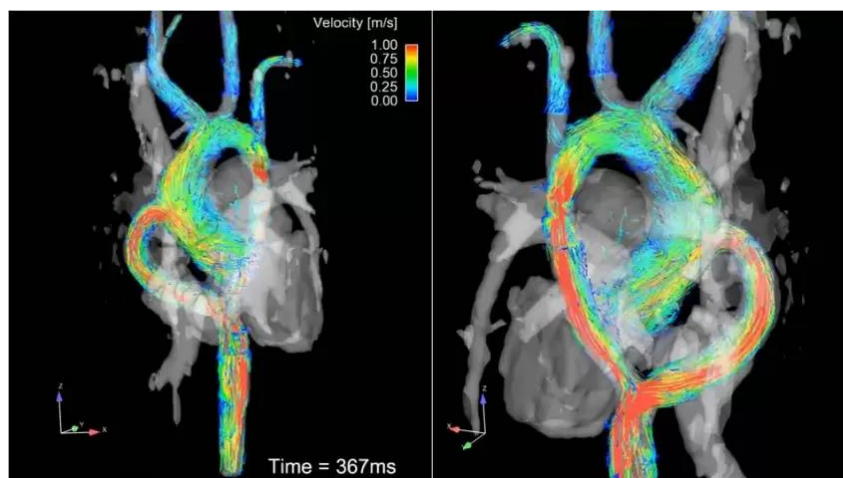


Рисунок 1.3 – МРТ сердца

КТ-ангиография сердца. Компьютерная томографическая ангиография сердца (КТА) включает введение контрастного вещества в кровоток и получение нескольких рентгеновских изображений сердца и кровеносных сосудов. КТА обеспечивает трехмерные изображения коронарных артерий, позволяя выявлять ишемическую болезнь сердца, артериальный стеноз и коронарные аномалии.[7]

Холтеровское мониторирование. Холтеровское мониторирование предполагает ношение портативного устройства, которое непрерывно записывает электрическую активность сердца (ЭКГ) в течение 24–48 часов или

дольше. Он используется для оценки нарушений сердечного ритма, таких как фибрилляция предсердий, и для корреляции симптомов с конкретными сердечными событиями.[8]

Нагрузочное тестирование с физической нагрузкой. Нагрузочное тестирование с физической нагрузкой оценивает реакцию сердца на физическую активность путем мониторинга ЭКГ, артериального давления и симптомов во время тренировки. Он помогает оценить состояние сердечно-сосудистой системы, обнаружить аритмии, вызванные физической нагрузкой, и оценить ишемическую болезнь сердца.[9]

1.4. Инновационность проекта

Инновационность проекта заключается в разработке нового кардиологического устройства для неинвазивного мониторинга кровообращения и функции сердца. Основные аспекты инновационности включают:

Неинвазивность: Устройство использует современные методы, позволяющие измерять физиологические параметры без проникновения в тело пациента, что снижает риски и дискомфорт, связанные с инвазивными процедурами.

Использование передовых технологий: Проект включает применение новейших датчиков и алгоритмов для точного анализа данных, что повышает надежность и точность измерений. Включение таких технологий в устройство может существенно улучшить качество диагностики и лечения сердечно-сосудистых заболеваний.

Удобство использования: Устройство предназначено как для клинических, так и для домашних условий, что позволяет пациентам самостоятельно отслеживать свое состояние и своевременно получать медицинскую помощь, улучшая таким образом качество жизни.

Эти аспекты делают проект значимым шагом вперед в области кардиологии, предлагая более безопасные, эффективные и доступные методы мониторинга сердечно-сосудистого здоровья.

2. Теоретические основы

2.1. Анатомия и физиология сердца

Сердце, мышечный орган, состоит из четырех камер и функционирует как двойной насос. Левая сторона работает под более высоким давлением, продвигая кровь в большой круг кровообращения по всему телу, тогда как правая сторона работает под более низким давлением, перекачивая кровь в малый круг кровообращения, а затем в легкие.[10]

В правом сердце правое предсердие получает дезоксигенированную кровь от организма через верхнюю и нижнюю полые вены и от самого сердца через коронарный синус. Трехстворчатый клапан облегчает перенос этой крови в правый желудочек. Затем ПЖ перекачивает дезоксигенированную кровь через клапан легочной артерии в легкие, где она подвергается газообмену, высвобождая избыток углекислого газа и поглощая свежий кислород.[11]

И наоборот, левое предсердие получает свежую насыщенную кислородом кровь из легких через легочные вены. Эта богатая кислородом кровь транспортируется в левый желудочек через митральный клапан. Левый желудочек, в свою очередь, продвигает насыщенную кислородом кровь через аортальный клапан в аорту, самую большую артерию тела.[11]

Когда насыщенная кислородом кровь поступает в аорту, она распространяется по всему организму, выделяя кислород клеткам и собирая из них углекислый газ.[11]

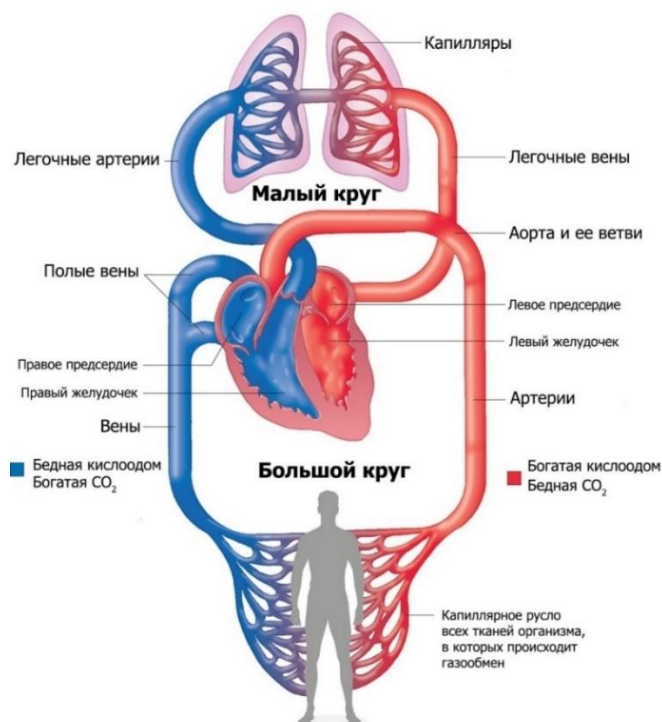


Рисунок 2.1 – Большой и малый круги кровообращения

Точная синхронизация сердечных сокращений имеет решающее значение, и эту роль в первую очередь берет на себя система электропроводности. Последовательность начинается с синусового узла, состоящего из специализированных пейсмекерных клеток, инициирующих возбуждение. Затем электрические импульсы распространяются через правое и левое предсердия.[12]

В норме атриовентрикулярный узел служит единственным электрическим соединением между предсердиями и желудочками. Когда импульсы проходят через атриовентрикулярный узел, они замедляются, прежде чем достичь пучка Гиса.[13]

Пучок Гиса, расположенный в дистальной части атриовентрикулярного соединения, оперативно проводит импульсы к пучковым ветвям. Эти ветви, как справа, так и слева, постепенно делятся на более мелкие ветви, самая маленькая из которых соединяется с волокнами Пуркинье.[13]

Волокна Пуркинье широко распространяются под эндокардом по всем желудочкам, быстро передавая электрические импульсы клеткам миокарда.[13]

В целом путь электрических импульсов от синусового узла до клеток миокарда в желудочках занимает менее 200 миллисекунд.[13]

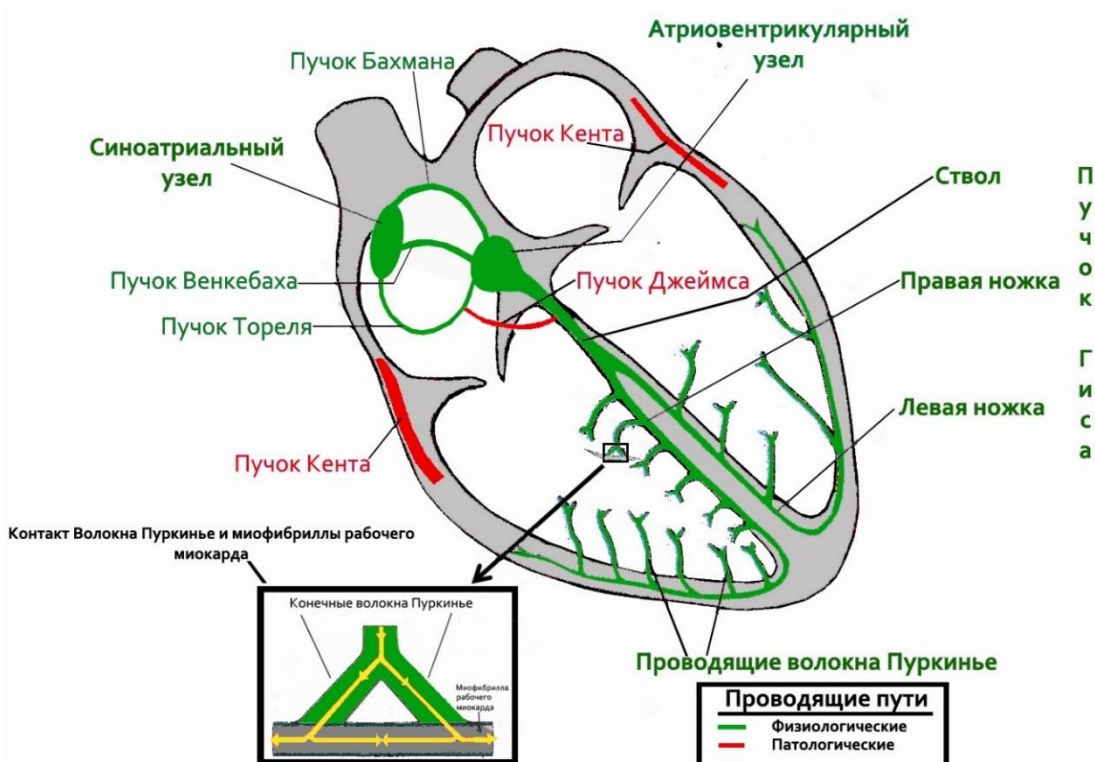


Рисунок 2.2 – Проводящая система сердца

В форме волны ЭКГ есть определенные элементы:

- Изоэлектрическая линия: горизонтальная линия, когда на ЭКГ нет электрической активности.
- Сегменты: длительность изоэлектрической линии между волнами.

– Интервалы: время между одинаковыми сегментами соседних волн.

Зубец Р – это первое отклонение ЭКГ. Это происходит в результате деполяризации предсердий. Реполяризация предсердий происходит во время деполяризации желудочков и затемняется. Комплекс QRS соответствует деполяризации желудочков.[14]

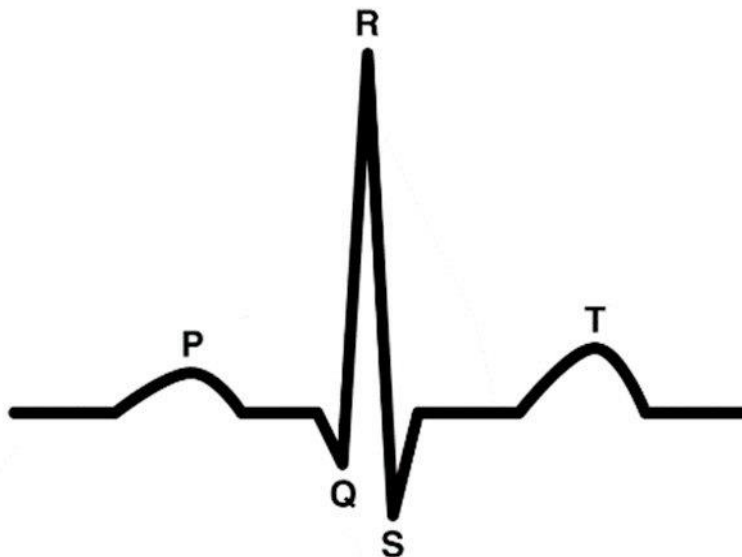


Рисунок 2.3 – Кривая ЭКГ.

Зубец Т означает реполяризацию желудочков, что представляет собой восстановление мембранного потенциала покоя. Примерно у 25% населения за зубцом Т может следовать дополнительный зубец U, обычно имеющий ту же полярность. Считается, что U-волна возникает в результате остаточных потенциалов, потенциально вызванных механо-электрической обратной связью. Инвертированные зубцы U могут проявляться при наличии гипертрофии или ишемии левого желудочка.[14]

Интервал PR — это время от начала зубца Р (который представляет деполяризацию предсердий) до начала комплекса QRS (который представляет деполяризацию желудочков). Он отражает время, необходимое электрическому импульсу для прохождения от предсердий к желудочкам. Нормальная продолжительность интервала PR обычно составляет от 120 до 200 миллисекунд. Интервал QRS представляет собой время, необходимое для возникновения деполяризации желудочков. Он начинается от начала зубца Q (или зубца R, если зубца Q нет) до конца зубца S. Нормальная продолжительность интервала QRS обычно составляет менее 120 миллисекунд. Интервал QT представляет собой время, необходимое для возникновения деполяризации и реполяризации желудочков. Он начинается от начала комплекса QRS и заканчивается в конце зубца Т. Продолжительность интервала QT варьируется в зависимости от частоты сердечных сокращений, возраста и других факторов, но обычно она составляет от 350 до 440 миллисекунд. [15]

2.2. Показатели кровообращения и работы сердца

Показатели кровообращения и функции сердца являются важными показателями, используемыми для оценки состояния сердечно-сосудистой системы и диагностики различных заболеваний сердца. Эти показатели дают ценную информацию об эффективности кровотока по всему телу и способности сердца перекачивать насыщенную кислородом кровь к тканям и органам. Вот некоторые ключевые показатели, обычно используемые в клинической практике:

Кровяное давление. При измерении артериального давления оценивается сила, с которой циркулирующая кровь воздействует на стенки артерий. Оно состоит из двух величин: систолического артериального давления (давления во время сердечных сокращений) и диастолического артериального давления (давления между ударами сердца). Аномальные уровни артериального давления могут указывать на гипертонию (высокое кровяное давление) или гипотонию (низкое кровяное давление), оба из которых связаны с повышенным сердечно-сосудистым риском.[16]

Частота сердечных сокращений (пульс): Частота сердечных сокращений или пульс измеряет количество ударов сердца в минуту. Он предоставляет информацию о сердечном ритме и может указывать на такие состояния, как тахикардия (повышенная частота сердечных сокращений) или брадикардия (замедленная частота сердечных сокращений). Частоту сердечных сокращений можно оценить путем пальпации периферического пульса или с помощью электрокардиографии (ЭКГ).[16]

Сердечный выброс: Сердечный выброс — это объем крови, перекачиваемой сердцем в минуту, который рассчитывается путем умножения ударного объема (объема крови, выбрасываемого при каждом ударе сердца) на частоту сердечных сокращений. Сердечный выброс отражает способность сердца удовлетворять метаболические потребности организма и на него могут влиять такие факторы, как частота сердечных сокращений, ударный объем и сократимость.[17]

Фракция выброса: Фракция выброса является мерой эффективности сердечной деятельности и представляет собой процент крови, выбрасываемой из левого желудочка при каждом сердечном сокращении. Его обычно оценивают с помощью эхокардиографии и предоставляют информацию о сердечной функции. Снижение фракции выброса может указывать на сердечную недостаточность или другие нарушения сердечной деятельности.[17]

Периферическая перфузия. Периферическая перфузия относится к притоку крови к тканям и органам конечностей и может быть оценена путем оценки цвета кожи, температуры, времени наполнения капилляров и периферического пульса. Нарушение периферической перфузии может

указывать на нарушение кровообращения и наблюдаться при таких состояниях, как шок или заболевание периферических артерий.[18]

Насыщение крови кислородом (SpO₂): Насыщение крови кислородом измеряет процент молекул гемоглобина в крови, переносящих кислород. Обычно его оценивают с помощью пульсоксиметрии и предоставляют информацию о доставке кислорода к тканям. Снижение насыщения кислородом может указывать на гипоксемию (низкий уровень кислорода в крови) и нарушение транспорта кислорода.[19]

Эти показатели, наряду с дополнительными диагностическими тестами и визуализационными исследованиями, помогают медицинским работникам оценивать состояние сердечно-сосудистой системы, диагностировать заболевания сердца и разрабатывать соответствующие планы лечения для оптимизации результатов лечения пациентов.

3. Разработка кардиологического прибора

3.1. Электронные компоненты

Для создания макета потребуются следующие электронные компоненты:

- Arduino Nano
- Макетная плата
- Батарея 9В
- AD8232 ECG Module
- Micro SD module
- RTC - Real Time Clock

Arduino Nano: это микроконтроллер на базе Atmega328P, который предоставляет простой и удобный способ создания проектов, включающих в себя электронику и программирование. Он имеет компактный размер и множество цифровых и аналоговых входов/выходов, что делает его идеальным для прототипирования и создания различных устройств.

Макетная плата: это плата с отверстиями и контактными точками, предназначенная для временного монтажа электронных компонентов. Она используется для создания прототипов и тестирования цепей перед окончательной сборкой проекта.

Батарея 9В: это источник питания напряжением 9 вольт. Она часто используется в электронных устройствах, где требуется более высокое напряжение, чем можно получить от обычных батареек.

AD8232 ECG Module: это модуль для измерения электрокардиографических (ЭКГ) сигналов. Он включает в себя усилитель сигнала и фильтры, позволяющие получить четкий сигнал ЭКГ от человеческого тела. Этот модуль часто используется в медицинских устройствах и проектах, связанных с мониторингом сердечной активности.

Micro SD module: это модуль для работы с microSD-картами, который позволяет вашему проекту записывать и читать данные с microSD-карты. Это полезно, когда требуется сохранение большого объема данных, например измерения или логирование.

RTC - Real Time Clock: это модуль, который позволяет вашему устройству отслеживать текущее время и дату независимо от подачи питания. Он обычно используется для создания устройств, которые требуют точной временной метки, таких как часы, календари или устройства учета времени.

3.2. Электронная схема подключения

Схема подключения была создана в программе circuito.io. Она включает в себя Arduino Nano, Макетная плата, Батарея 9В, AD8232 ECG Module, Micro SD module, RTC - Real Time Clock.

Arduino Nano подключен к макетной плате, которая распределяет питание и сигналы между компонентами. Пины подключены к AD8232 ECG Module, Micro SD module, RTC - Real Time Clock.

AD8232 ECG Module снимает ЭКГ. Данные ЭКГ записываются на Micro SD module. RTC - Real Time Clock обеспечивает точное время для записи данных.

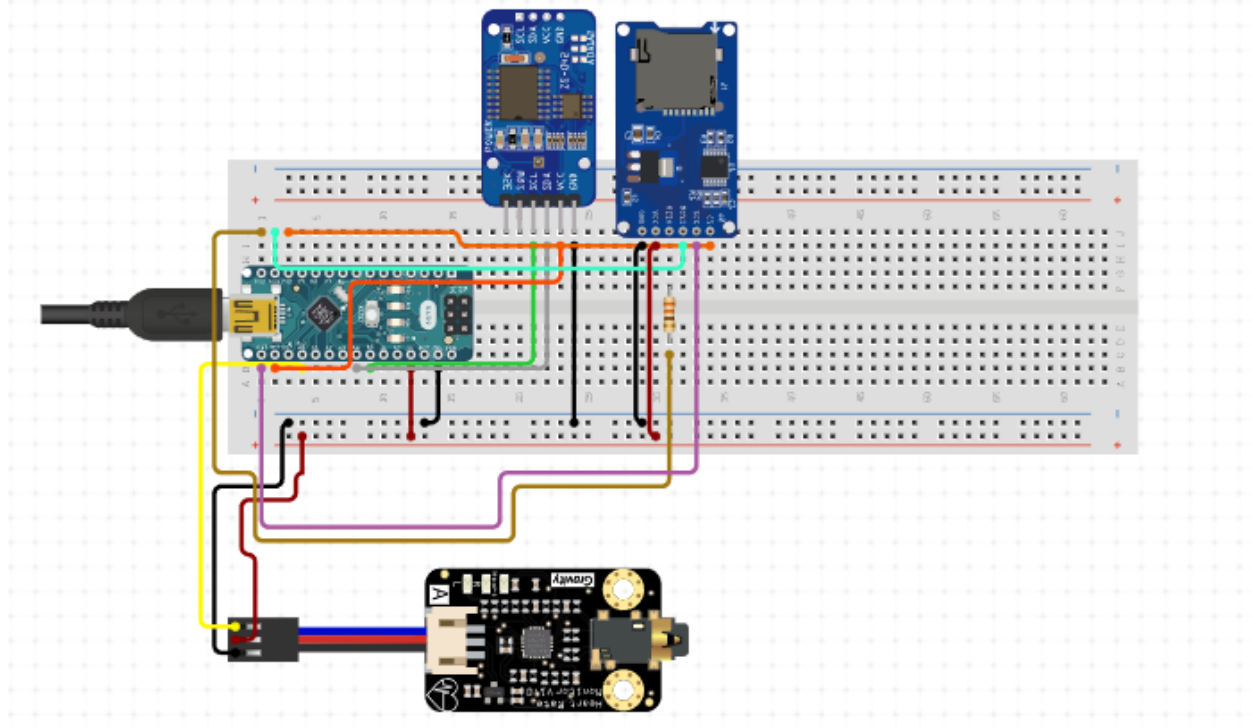


Рисунок 3.1 – Электронная схема подключения

3.3. 3D – модель

На изображении представлена 3D модель системы для неинвазивного мониторинга сердечного ритма и кровообращения. Данная модель была разработана мной для дипломного проекта и демонстрирует концептуальное устройство, которое было спроектировано с помощью программного обеспечения для 3D моделирования, Blender.

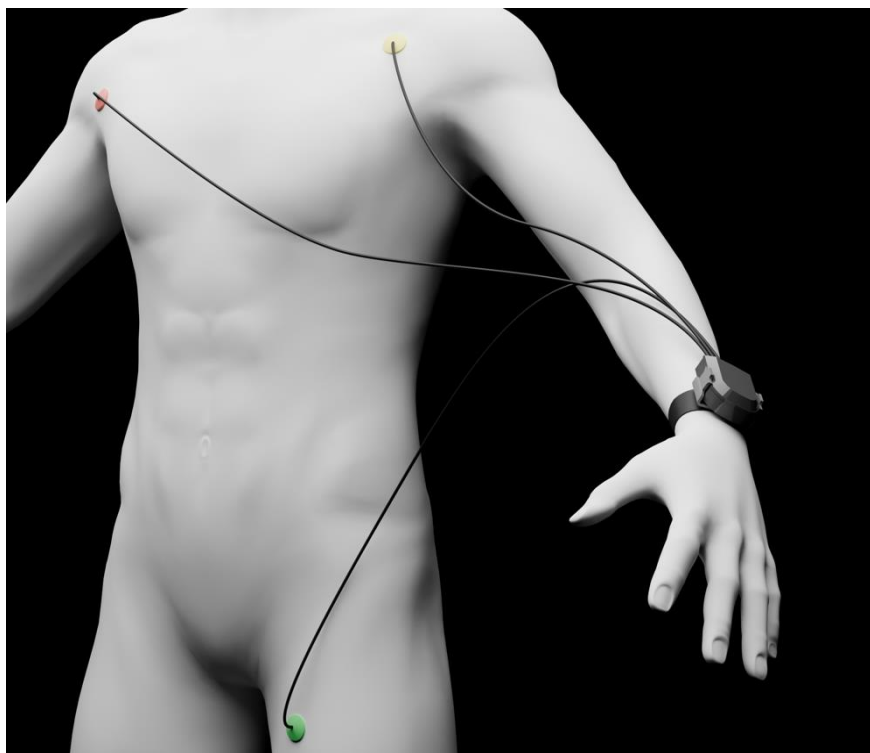


Рисунок 3.2 – 3D – модель

Модель показывает, как электроды крепятся на тело пациента для измерения электрической активности сердца. Отведения размещены на различных точках тела: первый на левой руке, второй на правой руке и третий на левой ноге. Они подключены к основному устройству, которое закреплено на запястье пациента. Это устройство включает в себя микроконтроллер и другие электронные компоненты для обработки сигналов, получаемых от датчиков, и их дальнейшей передачи на анализ.

3.4. Проектирование программного обеспечения

Программный код был написан на интегрированной среде разработки Arduino IDE, разработанной на C и C++. Помимо этого, она включает в себя обширное количество библиотек и позволяет компилировать написанные программы в машинный код. Этот код для Arduino представляет собой систему сбора и анализа данных электрокардиографии (ЭКГ) с дополнительной функцией сохранения данных на SD-карту с использованием модуля RTC для отметки времен. Код для записи ЭКГ в Приложении А.

Давайте подробнее рассмотрим каждый аспект кода:

Инициализация библиотек и пинов: В начале программы подключаются необходимые библиотеки для работы с SD-картой (SD.h), RTC (RTClib.h) и для эмуляции последовательного порта (SoftwareSerial.h). Затем определяются пины для подключения модуля ЭКГ, SD-карты и RTC.

Инициализация SD-карты и RTC: В функции `setup()` происходит инициализация SD-карты с использованием функции `SD.begin()`, а также RTC с использованием `rtc.begin()`. Если инициализация прошла успешно, программа открывает файл на SD-карте для записи данных.

Основной цикл программы: Основной цикл `loop()` является бесконечным и выполняется постоянно. В этом цикле программа непрерывно считывает данные с датчика ЭКГ. Если данные доступны, они отправляются на последовательный порт для мониторинга. Затем программа считывает текущее время с RTC и записывает данные с датчика ЭКГ вместе с временной меткой в файл на SD-карте.

Остановка записи данных: Пользователь может отправить команду через последовательный порт, чтобы остановить запись данных. Например, отправив команду "A" через монитор порта Arduino. Когда программа получает эту команду, она закрывает файл на SD-карте, останавливает запись данных и выводит сообщение о завершении записи.

Функция `loop()` vs. функция `calculateAndPrintAverages()`: Важно отметить, что в отличие от примера, который был дан ранее, здесь отсутствует функция `calculateAndPrintAverages()`. Эта функция была в предыдущем примере для вычисления и печати средних значений, но она не нужна в текущем контексте, поскольку он сосредоточен на записи данных на SD-карту.

Этот код позволяет создать автономную систему, которая непрерывно собирает данные с датчика ЭКГ, отмечает их временем с использованием RTC и записывает на SD-карту для последующего анализа, без необходимости удаленного управления через Bluetooth.

3.5. Расчет надежности

Для выполнения расчета надежности по компонентам, нужно знать коэффициенты отказа (λ) каждого из них, выраженные в отказах на миллион часов (Failures In Time, FIT). Коэффициенты отказа обычно можно найти в технической документации на компоненты. Если таких данных нет, можно использовать средние значения для подобных типов компонентов. Вот приблизительные значения:

- Arduino Nano: 50 FIT
- Макетная плата: 10 FIT
- Батарея 9В: 20 FIT (учитывая высокую надежность батарей)
- AD8232 ECG Module: 40 FIT
- Micro SD module: 30 FIT
- RTC - Real Time Clock: 20 FIT

Суммарный коэффициент отказа системы ($\lambda_{\text{системы}}$) будет равен сумме коэффициентов отказа всех компонентов:

$$\lambda_{\text{системы}} = \lambda_{\text{Arduino Nano}} + \lambda_{\text{макетная плата}} + \lambda_{\text{батарея}} + \lambda_{\text{AD8232}} + \lambda_{\text{Micro SD}} + \lambda_{\text{RTC}}, \quad (1)$$

$$\lambda_{\text{системы}} = 50 + 10 + 20 + 40 + 30 + 20 = 170 \text{ FIT} \quad (2)$$

Надежность системы за 1 миллион часов работы (MTBF - среднее время между отказами) рассчитывается как:

$$\text{MTBF} = \frac{1}{\lambda_{\text{системы}}} \quad (3)$$

$$\text{MTBF} = \frac{1}{170} * 10^6 \text{ часов} \approx 5882 \text{ часов} \quad (4)$$

Коэффициент надежности системы $R(t)$ определяет вероятность того, что система будет работать без отказов в течение заданного времени t . Коэффициент надежности для экспоненциального распределения времени между отказами можно вычислить с помощью формулы:

$$R(t) = e^{-\lambda t} \quad (5)$$

где:

- λ — коэффициент отказа системы в часах,
- t — время работы системы в часах,
- e — основание натурального логарифма (примерно 2.71828).

Поскольку λ системы равен 170 FIT, это означает 170 отказов на миллион часов или 0.00017 отказов в час.

Рассчитаем коэффициент надежности на 1000 часов работы:

$$\lambda = 170 \text{ FIT} = 17 * 10^{-6} \text{ отказов в час} = 0.00017 \text{ отказов в час}, \quad (6)$$

$$t = 1000,$$

$$R(t) = e^{-0.00017 * 1000} \approx 0.844 \quad (7)$$

Таким образом, коэффициент надежности $R(t)$ для системы на 1000 часов работы составляет приблизительно 0.844, что означает 84.4% вероятность того, что система будет работать без отказов в течение 1000 часов.

4. Экспериментальное исследование

4.1. Подготовка к эксперименту

Подготовка к проведению эксперимента, а именно к ЭКГ включает в себя несколько важных шагов, обеспечивающих точные и надежные результаты. Очистите участки кожи, где будут установлены электроды, спиртовыми салфетками или гелем, чтобы удалить жир, пот и грязь. Это обеспечивает хороший контакт электрода с кожей для точной записи ЭКГ. При необходимости сбейте лишние волосы, особенно у пациентов с гирсутизмом, чтобы облегчить размещение и прилегание электродов.

4.2. Проведение эксперимента

При проведении эксперимента по неинвазивному мониторингу сердечного ритма и кровообращения, важно строго следовать процедуре для обеспечения точности и надежности данных. Начните с применения электродов к соответствующим анатомическим местам на груди, руках и ногах пациента, следуя стандартному протоколу размещения отведений для ЭКГ. Убедитесь, что каждый электрод расположен правильно и надежно закреплен на коже пациента. Это поможет избежать артефактов движения и улучшить качество сигнала.

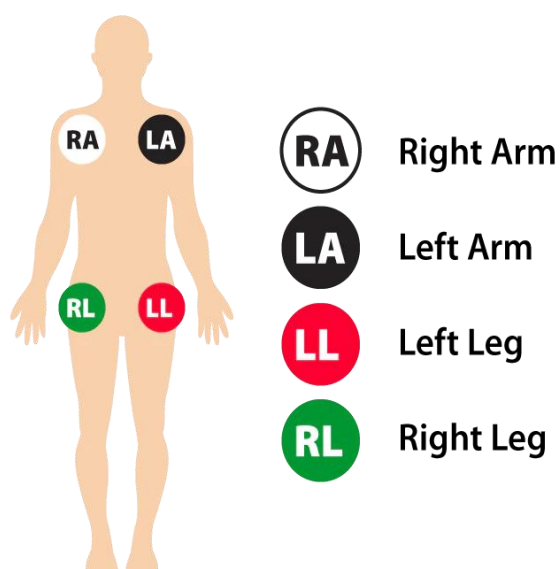


Рисунок 4.1 – Руководство по размещению 3 отведений ЭКГ

Перед началом записи ЭКГ, тщательно проверьте оборудование.

Убедитесь, что ЭКГ-аппарат находится в рабочем состоянии, правильно откалиброван и готов к использованию. Это включает проверку всех соединений, состояния электродов и работоспособности самого устройства. Начните запись ЭКГ и внимательно следите за сигналом в режиме реального времени. Это позволит оперативно выявить и устранить любые технические проблемы или отклонения, которые могут возникнуть. Поддержание высокого качества сигнала на протяжении всего теста является ключевым фактором для получения достоверных данных о состоянии сердечно-сосудистой системы пациента.

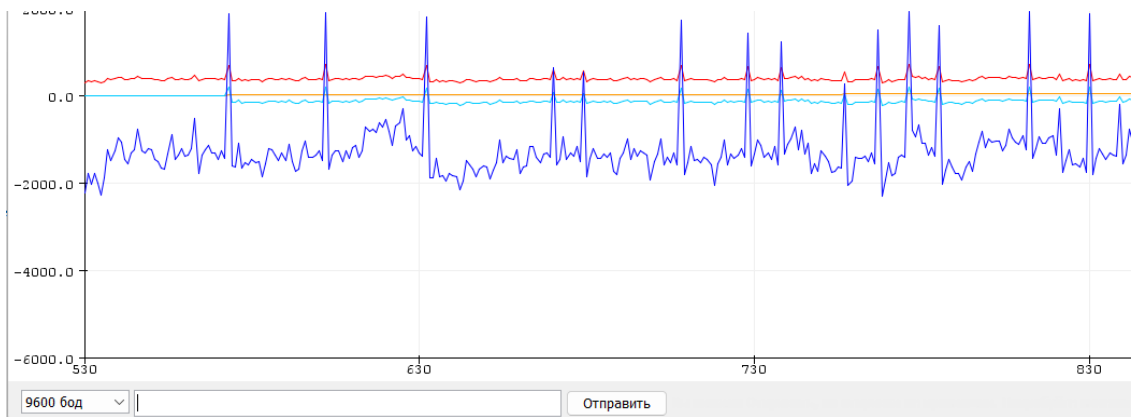


Рисунок 4.2 – Запись ЭКГ

File	Edit	View
0,099	0,086	0,075
0,111	0,106	0,103
0,037	0,040	0,056
0,029	0,035	0,027
-0,080	-0,076	-0,063
-0,032	-0,044	-0,045
-0,047	-0,047	-0,050
-0,062	-0,045	-0,037
-0,012	-0,020	-0,039
-0,098	-0,075	-0,057
-0,068	-0,094	-0,102
-0,013	0,004	0,020
0,029	0,013	0,003
-0,070	-0,066	-0,055
-0,070	-0,056	-0,043
-0,062	-0,049	-0,041
-0,119	-0,119	-0,101
1,187	1,322	1,453
0,027	0,001	0,002
-0,209	-0,218	-0,211
-0,199	-0,187	-0,183
-0,171	-0,181	-0,189
-0,123	-0,139	-0,152
-0,100	-0,080	-0,059
-0,029	-0,034	-0,039
0,068	0,059	0,050
0,132	0,133	0,132
0,020	0,010	0,002
-0,059	-0,074	-0,076
-0,106	-0,108	-0,109
-0,108	-0,097	-0,088
-0,044	-0,044	-0,057
-0,115	-0,093	-0,074
-0,106	-0,108	-0,110
-0,057	-0,053	-0,063
-0,141	-0,131	-0,127
-0,038	-0,041	-0,042
0,005	0,009	0,018
-0,070	-0,070	-0,049
0,062	0,055	0,044
0,038	0,038	0,038
0,043	0,043	0,043
0,057	0,057	0,057
0,082	0,082	0,082
0,099	0,099	0,099
0,129	0,129	0,129
0,124	0,124	0,124
0,111	0,111	0,111
0,094	0,094	0,094
0,077	0,077	0,077
0,082	0,082	0,082
0,089	0,089	0,089
0,050	0,050	0,050
-0,051	-0,051	-0,051
-0,062	-0,062	-0,062
-0,054	-0,054	-0,054
-0,049	-0,049	-0,049
-0,045	-0,045	-0,045
-0,029	-0,029	-0,029
-0,056	-0,056	-0,056
-0,072	-0,072	-0,072
-0,083	-0,083	-0,083
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026	-0,026	-0,026
-0,057	-0,057	-0,057
-0,078	-0,078	-0,078
-0,094	-0,094	-0,094
-0,088	-0,088	-0,088
-0,094	-0,094	-0,094
-0,080	-0,080	-0,080
-0,071	-0,071	-0,071
-0,051	-0,051	-0,051
-0,026</		

4.3. Обработка полученных данных

Данные сигналов ЭКГ часто содержат артефакты и шум. Для их устранения и оценки уровня качества, точности и надежности анализа важным этапом обработки сигнала является предварительная обработка.

Фильтрация (полосовой фильтр Баттерворта): этот метод часто применяется при обработке сигналов, особенно сигналов ЭКГ (электрокардиограммы). Снижение шума и улучшение качества сигнала ЭКГ — основная цель этого процесса фильтрации для облегчения лучшего анализа и интерпретации. В анализе использовались частота дискретизации 500 Гц, нижняя граница 100 Гц и верхняя граница 0,5 Гц с порядком 5. Эти числа были выбраны, чтобы гарантировать, что надежность и качество сигнала не ухудшатся.

Нормализация. Важным шагом в обработке сигналов является нормализация данных ЭКГ, особенно когда данные готовятся для анализа, сравнения или приложений машинного обучения. Этот метод предполагает масштабирование сигнала ЭКГ до заранее определенного диапазона, часто для минимизации вариабельности различных записей и стандартизации информации для дополнительного обследования.

Коррекция базовой линии. Этап предварительной обработки коррекции базовой линии имеет решающее значение для анализа данных ЭКГ. Необходимо устранить дрейф базовой линии — низкочастотный шум, который может исказить реальный сигнал ЭКГ. Этот шум может быть вызван множеством факторов, в том числе движением пациента или отдельного человека, дыханием и расположением электродов. Для надежной интерпретации и анализа данных ЭКГ необходима эффективная коррекция базовой линии. В нашем исследовании был применен подход среднего вычитания. Это связано с тем, что дрейф базовой линии практически не наблюдался в течение короткого периода времени, в течение которого был собран сигнал ЭКГ.

Сглаживание. При обработке сигналов сглаживание — это метод, используемый для снижения шума и облегчения наблюдения основных тенденций сигнала. В нашем исследовании использовался метод скользящего среднего. Количество точек данных, включенных в каждое среднее вычисление, определяется опцией размера окна; в нашем примере это пять из-за использованной частоты дискретизации 500 Гц. Функция делит размер окна на единое окно, которое представляет собой простой массив единиц, и применяет операцию свертки `np.convolve`, предоставляемую NumPy. Это дает эффект усреднения по выбранному количеству точек.

Для обработки полученных данных ЭКГ необходимо вначале конвертировать txt файл в excel.

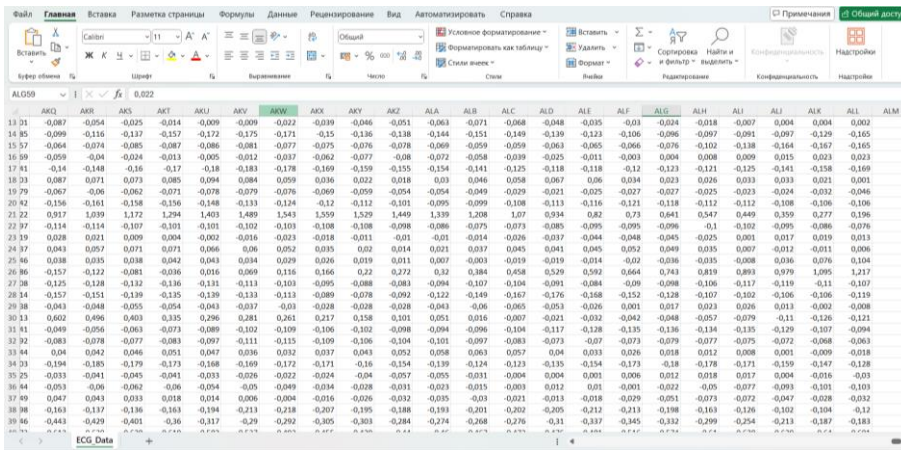


Рисунок 4.4 – Конвертация записи в excel файл

4.4. Интерпретация полученных результатов

Анализ данных ЭКГ включал несколько этапов обработки и анализа сигналов, что привело к ряду выводов, которые подробно описаны ниже. Каждую точку сопровождают конкретные графики, которые визуально представляют результаты нашего анализа. Код для обработки ЭКГ в Приложении Б.

Загрузка и сохранение данных: Скрипт начинается с импорта необходимых библиотек, таких как pandas для обработки данных, matplotlib для визуализации, scipy.signal для обработки сигналов и numpy для численных операций. Затем он загружает данные ЭКГ из файла Excel в объект DataFrame библиотеки pandas с помощью функции `pd.read_excel()`. Этот DataFrame содержит сырые данные ЭКГ, которые обычно представляют собой измерения напряжения с течением времени. После обработки скрипт сохраняет DataFrame в файл CSV с помощью `to_csv()`. Этот шаг гарантирует, что данные доступны в удобном формате для последующего анализа или обмена.

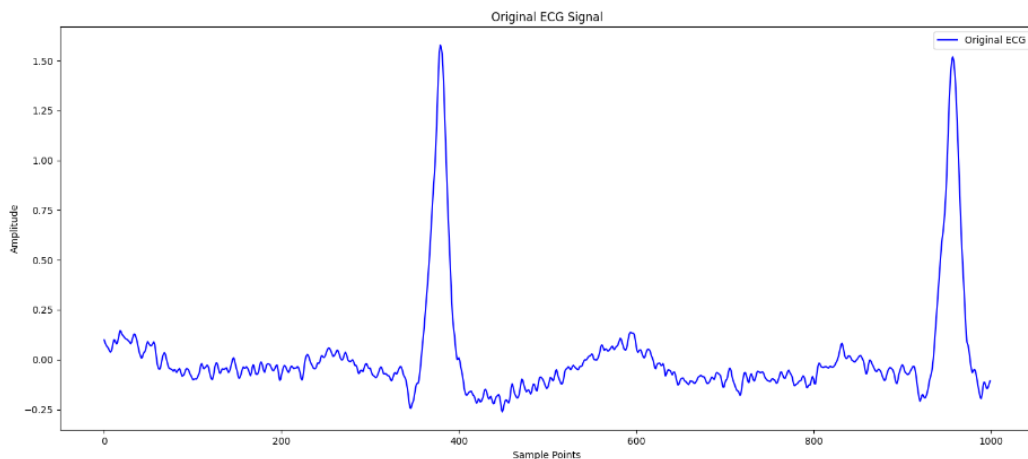


Рисунок 4.5 – Оригинальный ЭКГ

Проектирование и применение фильтра: затем скрипт определяет параметры для фильтра Баттерворта. Фильтры Баттерворта часто используются в обработке сигналов благодаря своей плавной частотной характеристике. Параметры включают частоту дискретизации (fs), нижнюю и верхнюю частоты среза (lc и hc) и порядок фильтра ($order$). С этими параметрами скрипт проектирует фильтр Баттерворта с помощью функции `butter()`. Затем спроектированный фильтр применяется к данным ЭКГ с помощью `filtfilt()`, который применяет фильтр с нулевой фазой к данным. Этот шаг критичен для удаления шума и нежелательных частот из сигналов ЭКГ, что облегчает их интерпретацию и анализ.

Функции предварительной обработки: Скрипт определяет несколько функций предварительной обработки для улучшения качества сигналов ЭКГ. Эти функции включают:

- `apply_bandpass_filter`: применяет полосовой фильтр к сигналу, позволяя проходить только частотам в указанном диапазоне.

- `normalize_signal`: нормализует сигнал путем вычитания среднего значения и деления на стандартное отклонение, гарантируя, что все сигналы имеют одинаковый масштаб.

- `baseline_correction_mean_subtraction`: корректирует базовое смещение путем вычитания среднего значения сигнала из каждой точки данных.

- `moving_average_filter`: сглаживает сигнал с помощью фильтра, скользящего среднего, который заменяет каждую точку данных средним значением соседних точек в указанном окне.

Применение техник предварительной обработки: после определения функций предварительной обработки скрипт применяет их к выбранному следу ЭКГ. Сначала он выбирает конкретный след из данных ЭКГ для обработки, а затем последовательно применяет каждую технику предварительной обработки для получения обработанных версий исходного сигнала. Эти техники направлены на улучшение качества и ясности сигналов ЭКГ путем удаления шума, нормализации амплитудных вариаций и коррекции базового смещения.

Построение графика: наконец, скрипт строит оригинальные и обработанные сигналы ЭКГ для визуального сравнения. Он создает многопанельный график с помощью `matplotlib`, где каждая панель отображает различный сигнал:

- Оригинальный след ЭКГ: Сырой сигнал ЭКГ, загруженный из файла Excel.

- Отфильтрованный след ЭКГ: Сигнал ЭКГ после применения фильтра Баттерворта для удаления шума и нежелательных частот.

- Нормализованный след ЭКГ: Сигнал ЭКГ после нормализации для обеспечения одинакового масштаба и амплитуды всех сигналов.

– **Корректированный след ЭКГ:** Сигнал ЭКГ после коррекции базового смещения для удаления дрейфа базовой линии и обеспечения точной интерпретации сердечной активности.

– **Сглаженный след ЭКГ с помощью скользящего среднего:** Сигнал ЭКГ после сглаживания с помощью фильтра скользящего среднего для снижения шума и улучшения четкости сигнала.

Построение графиков: затем скрипт строит графики для визуального сравнения исходного и обработанных сигналов ЭКГ. Создается многопанельный график, на котором отображаются: исходный сигнал, отфильтрованный сигнал, нормализованный сигнал, сигнал с коррекцией базовой линии и сглаженный сигнал. Это позволяет визуально оценить, как предварительная обработка улучшает качество сигнала.

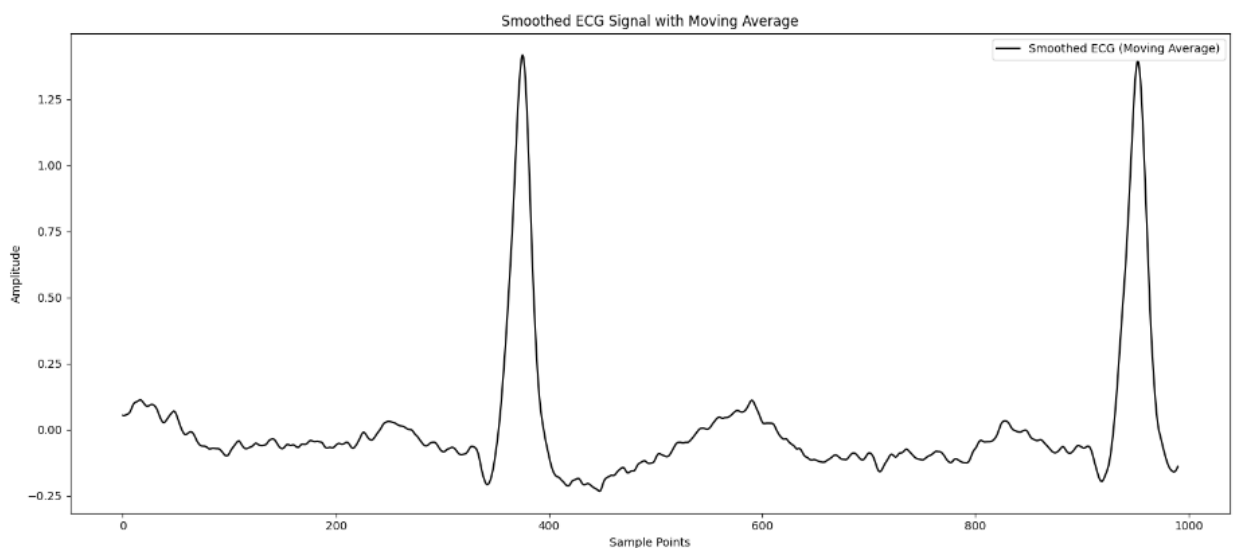


Рисунок 4.6 – Сглаженный сигнал ЭКГ

Расчет сердечных метрик: Скрипт включает функцию `calculate_heart_metrics`, которая определяет пики на ЭКГ сигнале и вычисляет частоту сердечных сокращений и среднюю продолжительность между пиками. Эти метрики помогают оценить состояние сердечной активности. Функция применяется ко всем строкам данных, и результаты сохраняются в новый `DataFrame`.

Детекция волн P, QRS и T: Скрипт включает функции для детекции волн P, QRS и T в сигналах ЭКГ. Функция `find_qrs_complex` находит комплексы QRS, `find_p_wave` находит волны P, а `find_t_wave` находит волны T. Эти функции помогают идентифицировать важные точки на ЭКГ сигнале, которые используются для дальнейшего анализа.

Построение графика с детекцией волн: Скрипт строит график с отмеченными волнами P, QRS и T. Это позволяет визуально проверить

правильность детекции и понять структуру сигнала. Дополнительно рассчитываются интервалы PR и другие параметры, такие как позиции конца систолы (EOS).

Заключение: В итоге, скрипт предоставляет комплексный инструмент для загрузки, предварительной обработки, анализа и визуализации данных ЭКГ. Он включает важные этапы, такие как фильтрация, нормализация, коррекция базовой линии, сглаживание и детекция ключевых точек сигнала. Эти шаги помогают исследователям и врачам лучше понять состояние сердечной активности и выявить возможные патологии.

5. Рекомендации по применению прибора

5.1. Области применения

Данный прибор может быть применен в таких сферах как медицинская диагностика и мониторинга, исследовательская деятельность, а также для профилактики и скрининга.

Использование данного прибора возможно в клинической практика для непрерывного мониторинга функции сердца и параметров кровообращения у пациентов с заболеваниями сердечно-сосудистой системы, такими как гипертония, тахикардия, ишемическая болезнь сердца, аритмия, и др. Применение прибора может позволит медицинским работникам, и пациентам быстро реагировать на изменения состояния пациента и адаптироваться в ситуации.

А также устройство может быть использовано в исследовательской деятельности для изучения динамики кровообращения и сердечной активности в различных сценариях, что позволит нам улучшить наше понимание механизмов развития сердечно-сосудистых заболеваний и оптимизировать профилактику и лечения.

Применять это устройство можно так же в рамках профилактических мероприятий для выявления ранних признаков сердечно-сосудистых заболеваний у лиц с повышенным риском, например, у людей с избыточным весом, у людей с наследственной предрасположенностью, и у людей с вредными привычками, например у курильщиков. Эти все мероприятия позволят начать лечение на ранней стадии заболевания, а также предотвратить прогрессирование заболевания.

5.2. Перспективы развития и улучшения прибора

Перспективами развития и улучшения прибора могут быть интеграция новых технологий, расширение функционала, а также улучшение удобства использования.

Внедрение новейших алгоритмов обработки сигналов, машинного обучение, а также искусственного интеллекта для мониторинга сердечно-сосудистой системы открывает новые возможности для диагностики и профилактики заболеваний сердца. Системы, основанные на искусственном интеллекте, могут анализировать уникальные характеристики пациента и его анамнез, разрабатывая персонализированные планы диагностики и терапии.

Улучшение функционала, например добавление таких функции как анализ вариабельности сердечного ритма, оценка уровня стресса и мониторинг физической активности, позволит прибору предоставлять более комплексную оценку о состоянии здоровья, своевременно выявлять признаки заболевания сердечно-сосудистой системы, персонализировать

рекомендации, а также что не маловажно, повышать мотивацию для отслеживания прогресса и достижения целей.

Улучшение удобства использования устройства для пациентов – это один из основных аспектов, который позволит успешно внедрить и широко распространить устройство. Для достижения этой цели необходимо комплексно подойти к оптимизации прибора, чего можно добиться с помощью улучшения дизайна и интерфейса пользователя, интерфейс должен быть простым и интуитивным, кроме того, нельзя забывать и про эстетическую привлекательность. Улучшение эргономики, также может помочь в достижениях цели, необходимо сделать прибор легким и компактным, и форма прибора также должна быть удобной. Нельзя забывать и про использование беспроводных технологий связи, то есть про обеспечение отсутствия проводов, удаленный доступ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В заключение, исследования и разработка нового кардиологического устройства для неинвазивного измерения кровообращения и функции сердца представляют собой многообещающее направление для развития сердечно-сосудистой диагностики и ухода за пациентами. Используя инновационные технологии и научные методологии, исследователи стремятся создать устройства, способные точно и удобно оценивать состояние сердца без необходимости инвазивных процедур. Благодаря тщательным экспериментам, совершенствованию прототипов и проверочным исследованиям эти усилия направлены на создание передовых инструментов, которые расширяют возможности врачей быстро и эффективно диагностировать сердечно-сосудистые заболевания. В конечном счете, успешная разработка и внедрение таких устройств могут совершить революцию в мониторинге сердца, улучшить результаты лечения пациентов и внести вклад в постоянное развитие сердечно-сосудистой медицины.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. World Health Organization. (2020). Cardiovascular Diseases (CVDs). [https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-\(cvds\)](https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cardiovascular-diseases-(cvds))
2. American Heart Association. (n.d.). Cardiovascular Disease: A Costly Burden for America. Retrieved from <https://www.heart.org/en/professional/advocacy/cardiovascular-disease-statistics>
3. Reddy, K. S. (2021). Non-Invasive Measurement of Blood Circulation and Heart Function: Advancements and Challenges. *Journal of Cardiovascular Translational Research*, 14(1), 1-3.
4. American Heart Association. (n.d.). Electrocardiogram (ECG or EKG). Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-attack/diagnosing-a-heart-attack/electrocardiogram-ecg-or-ekg>
5. Mayo Clinic. (2021). Echocardiogram (Echocardiography). Retrieved from <https://www.mayoclinic.org/tests-procedures/echocardiogram/about/pac-20393856>
6. American Heart Association. (n.d.). Cardiac Magnetic Resonance Imaging (MRI). Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-attack/diagnosing-a-heart-attack/cardiac-magnetic-resonance-imaging-mri>
7. Radiological Society of North America (RSNA). (n.d.). Cardiac CT for Calcium Scoring. Retrieved from https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=ct_heart#part_eight
8. National Heart, Lung, and Blood Institute. (n.d.). Holter Monitor. Retrieved from <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/holter-monitor>
9. American Heart Association. (n.d.). Exercise Stress Test. Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-attack/diagnosing-a-heart-attack/exercise-stress-test>
10. Braunwald, E. (Ed.). (2015). *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine* (11th ed.). Elsevier Saunders.
11. American Heart Association. (2021). How the Healthy Heart Works. Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/consumer-healthcare/how-the-heart-works>
12. *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside*
13. American Heart Association. (2020). The Heart's Electrical System. Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/arrhythmia/about-arrhythmia/the-hearts-electrical-system>
14. Dubin, D. (2000). *Rapid Interpretation of EKG's: An Interactive Course*. Cover Publishing Company.

15. American Heart Association. (n.d.). Understanding Electrocardiogram (ECG or EKG). Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/heart-attack/diagnosing-a-heart-attack/electrocardiogram-ecg-or-ekg>
16. American Heart Association. (n.d.). Understanding Blood Pressure Readings. Retrieved from <https://www.heart.org/en/health-topics/high-blood-pressure/understanding-blood-pressure-readings>
17. National Heart, Lung, and Blood Institute. (2021). How the Heart Works. Retrieved from <https://www.nhlbi.nih.gov/health-topics/how-heart-works>
18. Guyton, A. C., & Hall, J. E. (2015). Textbook of Medical Physiology (13th ed.). Saunders.
19. World Health Organization. (2011). Pulse Oximetry Training Manual. Retrieved from <https://www.who.int/publications/i/item/9789241501130>

Приложение А

```
#include <RTClib.h>
#include <Arduino.h>
#include <SPI.h>
#include <SD.h>

// Пины для подключения модуля ЭКГ
const int ecgOutputPin = A1;
const int loPlusPin = 10;
const int loMinusPin = 11;

// Пин для подключения SD-карты
const int chipSelect = 7;

// Файловый объект для записи данных на SD-карту
File dataFile;

// Флаг для управления записью данных
bool recording = true;

// RTC объект
RTC_DS1307 rtc;

void setup() {
  Serial.begin(9600);

  // Инициализация SD-карты
  if (!SD.begin(chipSelect)) {
    Serial.println("Ошибка инициализации SD-карты!");
    while (true);
  }

  // Инициализация RTC
  if (!rtc.begin()) {
    Serial.println("Ошибка инициализации RTC!");
    while (true);
  }
  if (!rtc.isrunning()) {
    Serial.println("RTC не запущено, установка времени...");
    rtc.adjust(DateTime(F(__DATE__), F(__TIME__)));
  }
}
```

```

// Открытие файла для записи данных
dataFile = SD.open("ECGDATA.TXT", FILE_WRITE);
if (!dataFile) {
    Serial.println("Ошибка открытия файла ECGDATA.TXT");
    while (true);
}
}

void loop() {
    // Проверка команды для остановки записи данных
    if (Serial.available()) {
        char command = Serial.read();
        if (command == 'A') {
            recording = false;
            dataFile.close();
            Serial.println("Запись данных остановлена.");
        }
    }
}

// Запись данных, если флаг записи активен
if (recording) {
    // Считывание данных с датчика ЭКГ
    int sensorValue = analogRead(ecgOutputPin);

    // Получение текущего времени с RTC
    DateTime now = rtc.now();

    // Отправка данных на монитор порта
    Serial.print("ECG: ");
    Serial.println(sensorValue);

    // Запись данных в файл на SD-карте вместе с временной меткой
    dataFile.print(now.timestamp());
    dataFile.print(", ");
    dataFile.println(sensorValue);
    dataFile.flush(); // Убеждаемся, что данные записаны

    // Задержка для соблюдения частоты считывания
    delay(50); // 50 миллисекунд
}
}

```

Приложение Б

```
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.signal import butter, filtfilt
import numpy as np

# Load the Excel file into a DataFrame
excel_file = r'C:\Users\User\OneDrive\Рабочий стол\Диплом\ECG_Data.xlsx'
ecg_data = pd.read_excel(excel_file)

# Save the DataFrame to a CSV file
csv_file = r'C:\Users\User\OneDrive\Εγγραφα\ECG_Data.csv'
ecg_data.to_csv(csv_file, index=False) # Set index=False to exclude row numbers
from the CSV

# Print the first 5 columns of the data
print(ecg_data.iloc[:, :5].head())

# Filter parameters
fs = 500 # Sampling frequency
lc = 0.5 # Low cut-off frequency
hc = 100 # High cut-off frequency
order = 5 # Filter order

# Butterworth filter design
b, a = butter(N=order, Wn=[lc, hc], btype='band', fs=fs)

# Apply the filter to the ECG data
filtered_ecg_data = ecg_data.apply(lambda x: filtfilt(b, a, x), axis=1)

filtered_ecg_data.head()

# Selecting a specific ECG trace to plot (due to the large number)
trace_index = 0 # Index of the trace to be plotted
original_trace = ecg_data.iloc[trace_index][:1000]
filtered_trace = filtered_ecg_data.iloc[trace_index][:1000]

# Function to apply bandpass filter to ECG data
def apply_bandpass_filter(signal, fs=500, lc=0.5, hc=100, order=5):
    b, a = butter(N=order, Wn=[lc, hc], btype='band', fs=fs)
    return filtfilt(b, a, signal)

# Function for normalization
def normalize_signal(signal):
```

```

    mean = np.mean(signal)
    std = np.std(signal)
    return (signal - mean) / std

# Function for baseline correction using mean subtraction
def baseline_correction_mean_subtraction(signal):
    mean_value = np.mean(signal)
    return signal - mean_value

# Function for smoothing using a Moving Average filter
def moving_average_filter(signal, window_size=5):
    return np.convolve(signal, np.ones(window_size) / window_size, mode='valid')

# Applying the preprocessing techniques to a selected trace
normalized_trace = normalize_signal(original_trace)
baseline_corrected_trace = baseline_correction_mean_subtraction(original_trace)
smoothed_trace_ma = moving_average_filter(baseline_corrected_trace,
window_size=10)

# Plotting all the signals in a 3x2 grid
plt.figure(figsize=(30, 20))

# Plotting the original ECG trace
plt.subplot(3, 2, 1)
plt.plot(original_trace, label='Original ECG', color='blue')
plt.title('Original ECG Signal')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()

# Plotting the filtered ECG trace
plt.subplot(3, 2, 2)
plt.plot(filtered_trace, label='Filtered ECG', color='green')
plt.title('Filtered ECG Signal')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()

# Plot Normalized Trace
plt.subplot(3, 2, 3)
plt.plot(normalized_trace, label='Normalized ECG', color='orange')
plt.title('Normalized ECG Signal')
plt.xlabel('Sample Points')

```

```

plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()

# Plot Baseline Corrected Trace
plt.subplot(3, 2, 4)
plt.plot(baseline_corrected_trace, label='Baseline Corrected ECG', color='purple')
plt.title('Baseline Corrected ECG Signal')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()

# Plot Smoothed Trace using Moving Average
plt.subplot(3, 2, 5)
plt.plot(smoothed_trace_ma, label='Smoothed ECG (Moving Average)',
color='black')
plt.title('Smoothed ECG Signal with Moving Average')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()

plt.tight_layout()
plt.show()

def calculate_heart_metrics(ecg_trace):
    # Peak detection
    peaks, _ = find_peaks(ecg_trace, distance=fs*0.6) # Assuming a minimum
distance between peaks (60 bpm)

    # Calculate heart rate
    if len(peaks) > 1:
        # Calculate the time intervals between peaks (in seconds)
        peak_intervals = np.diff(peaks) / fs

        # Heart rate (bpm)
        heart_rate = 60 / peak_intervals.mean()

        # Average beat length (duration between peaks in seconds)
        beat_length = peak_intervals.mean()
    else:
        heart_rate = None
        beat_length = None

    return heart_rate, beat_length

```

```

# Apply the function to each row in the filtered ECG data
heart_metrics = filtered_ecg_data.apply(calculate_heart_metrics)

# Splitting the tuple into two separate columns
heart_metrics_df = pd.DataFrame(heart_metrics.tolist(), columns=['Heart Rate
(bpm)', 'Beat Length (s)'])

heart_metrics_df

print(heart_metrics_df.mean())

# Selecting a specific ECG trace to plot with peak detection
trace_index = 0 # Index of the trace to be plotted
filtered_trace = filtered_ecg_data.iloc[trace_index]

# Peak detection and plotting for the selected trace
peaks, _ = find_peaks(filtered_trace, distance=fs*0.6)

# Calculating average heart rate and beat length for the selected trace
if len(peaks) > 1:
    peak_intervals = np.diff(peaks) / fs
    average_heart_rate = 60 / peak_intervals.mean()
    average_beat_length = peak_intervals.mean()
else:
    average_heart_rate = None
    average_beat_length = None

# Plotting the filtered ECG trace with detected peaks
plt.figure(figsize=(10, 4))
plt.plot(filtered_trace, label='Filtered ECG', color='green')
plt.plot(peaks, filtered_trace[peaks], 'x', color='red', label='Detected Peaks')
plt.title('Filtered ECG Signal with Peak Detection')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()
plt.show()

def find_qrs_complex(signal, r_peaks, search_window=50):
    qrs_complexes = []
    for r_peak in r_peaks:
        q_peak = np.argmin(signal[max(0, r_peak - search_window):r_peak]) + max(0,
r_peak - search_window)
        s_peak = np.argmin(signal[r_peak:min(len(signal), r_peak + search_window)])
        + r_peak

```

```

    qrs_complexes.append((q_peak, r_peak, s_peak))
return qrs_complexes

def find_p_wave(signal, r_peak, search_window=50):
    p_wave_region = signal[max(0, r_peak - search_window):r_peak]
    p_peak = np.argmin(p_wave_region) + max(0, r_peak - search_window)
    return p_peak

def find_t_wave(signal, r_peak, search_window=100):
    t_wave_region = signal[r_peak:r_peak + search_window]
    t_peak = np.argmax(t_wave_region) + r_peak
    return t_peak

# Detect P, QRS, and T waves
qrs_complexes = find_qrs_complex(filtered_trace, peaks)
p_waves = [find_p_wave(filtered_trace, peak) for peak in peaks]
t_waves = [find_t_wave(filtered_trace, peak) for peak in peaks]

# Plotting the ECG with P, QRS, and T points
plt.figure(figsize=(15, 6))
plt.plot(filtered_trace, label='Filtered ECG', color='green')
for q, r, s in qrs_complexes:
    plt.plot([q, r, s], filtered_trace[[q, r, s]], 'x', label='QRS Complex' if q ==
qrs_complexes[0][0] else "")
plt.plot(p_waves, filtered_trace[p_waves], 'o', color='blue', label='P Waves')
plt.plot(t_waves, filtered_trace[t_waves], 'o', color='yellow', label='T Waves')
plt.title('ECG Signal with P, QRS, and T Points')
plt.xlabel('Sample Points')
plt.ylabel('Amplitude')
plt.legend()
plt.show()

# Calculate PR intervals (approximate)
pr_intervals = [(r_peak - p_wave) / fs for r_peak, p_wave in zip(peaks, p_waves)]
average_pr_interval = np.mean(pr_intervals)
average_pr_interval
print("Average PR Interval: ", average_pr_interval)

# Calculate and print QRS complex parameters, ST segment movement, and EOS
position
eos_positions = t_waves
print(f"EOS (End of Systole) Positions: {eos_positions}")

```