МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение

высшего профессионального образования

«ПЕНЗЕНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Факультет (институт) ЛФ МИ (наименование)

Кафедра Медицинская кибернетика и информатика (наименование)

Направление подготовки (специальность) 30.05.03 Медицинская кибернетика (код и наименование)

ДИПЛОМНАЯ РАБОТА

на тему

Разработка и исследование алгоритма автоматического обнаружения эктопических QRS-комплексов электрокардиосигналов

Студент (подпись, дата) 29.05.18 Молокова Любовь Сергеевна (фио полностью)

Руководитель/научный руководитель (подпись, дата) 1.06.18 Крайнов А.Ю. (фамилия, инициалы)

Консультанты (если имеются):

по _____ (наименование раздела) _____ (подпись, дата) _____ (фамилия, инициалы)

по _____ (наименование раздела) _____ (подпись, дата) _____ (фамилия, инициалы)

по _____ (наименование раздела) _____ (подпись, дата) _____ (фамилия, инициалы)

Нормоконтролёр _____ (подпись, дата) Янкина Н.Н. (фамилия, инициалы)

Рецензент нач. тех. отдела ГБУЗ ПОКБ им. К.Н. Выделко (должность, место работы) 15.06.18 (подпись, дата) Кадин А.Б. (фамилия, инициалы)

Работа допущена к защите (протокол заседания кафедры от 25.05.18 № 1)

Заведующий кафедрой МКиИ _____ (подпись, дата) Герасименко Р.Ч. (фамилия, инициалы)

Работа защищена с отметкой отл. (протокол заседания ГЭК от 22.06.18 № 6)

Секретарь ГЭК _____ (подпись) Крайнов А.Ю. (фамилия, инициалы)

Пенза 2018

«Утверждаю»

Заведующий кафедрой

«26» февраля 2018 г.

ЗАДАНИЕ
на дипломное проектирование

1. **Студент гр.** 121К-1 **факультета** лечебного **специальности** 30.05.03

Молонова Алёна Сергеевна

(фамилия, имя, отчество)

2. **Руководитель проекта** Кривоногов Леонид Юрьевич

3. Время дипломного проектирования с 16.02 2018 г. по 05.07 2018 г.

4. Место преддипломной практики ПГУ кафедра „МК и И"

5. Тема проекта Разработка и исследование алгоритма обнаружения патологических QRS-комплексов электрокардиосигналов

Тема утверждена приказом ПГУ № 156 о/о от «01» марта 2018 г.

6. Техническое задание на проект (назначение устройства, условия применения, внешние воздействия, специальные требования и т. п.)

Область применения: алгоритм предназначен для реализации модулей обнаружения QRS-комплексов ЭКС в телеметрических системах ЭКГ-диагностики критических состояний в условиях свободной двигательной активности пациента.

Назначение: автоматическое обнаружение патологических QRS-комплексов

Среда моделирования - Matlab

Параметры входного сигнала:

- частота дискретизации, Гц - 360;
- частотный диапазон, Гц - 0-100;
- значение единицы младшего разряда, мкВ - 5;
- количество отведений - 2.

7. Объем и содержание основной части проекта

7.1. Пояснительная записка (перечень вопросов, подлежащих разработке, расчетов, обоснований, описаний)

1. Введение

1. Патология, патогенез и электрокардиографические

признаки экстремизма.
3. Обзор методов обнаружения BRS-комплексов и мошеннических экстремистов
4. Разработка алгоритма обнаружения патологических BRS-комплексов
5. Исследование алгоритма обнаружения патологических BRS-комплексов

7.2. Графическая часть (перечень и содержание чертежей, плакатов)

1. Обоснование актуальности работы
2. Классификация экстремизма
3. Структурная схема
4. Формальное описание алгоритма
5. Пример реализации процедуры MSMT
6. Алгоритм обнаружения патологических BRS-комплексов
7. Пример реализации алгоритма
8. План исследования
9. Результат исследования.
10. Выводы по работе

8. Консультанты и содержание дополнительных разделов (указывается конкретное содержание задания)

8.1. По конструкции устройства не планируется

Консультант _____

8.2. По технологии не планируется

Консультант _____

8.3. По экономике и организации производства не планируется

Консультант _____

8.4. По безопасности жизнедеятельности не планируется

Консультант _____

9. Календарный график по выполнению проекта

Наименование этапов работы	Объем работы	Срок выполнения	Подпись руководителя, консультанта
1. Введение	5%	16.02.18 - 28.02.18	
2. Анатомия, патология и электрокардиографические признаки эмбрионалии	15%	01.03.18 - 15.03.18	
3. Обзор методов обнаружения BRS пакетов и искусственных эмбрионалий	15%	16.03.18 - 31.03.18	
4. Разработка алгоритма обнаружения патологических BRS-пакетов	15%	01.04.18 - 15.04.18	
5. Исследование алгоритма	25%	16.04.18 - 17.05.18	
6. Оформление ПЗ	10%	18.05.18 - 08.06.18	
7. Подготовка презентации и доклада	5%	09.06.18 - 11.06.18	

Примечание. Задание по п. 8 должно быть согласовано с руководителем проекта. В случае, если по отдельным дополнительным разделам (см. п. 8) консультанты не назначаются, необходимые задания на проектирование выдает руководитель проекта и вносит в пп. 8.1–8.4.

Дата выдачи задания «16» февраля 2018 г.

Руководитель дипломного проекта _____ № ИУ 30.05.03. 12.18.121.05.ПЗ

Задание к исполнению принял «16» февраля 2018 г.

Дипломный проект к защите допустить

Декан факультета _____

Директор института _____ 20___ г.

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка к дипломной работе на тему: «Разработка и исследование алгоритма автоматического обнаружения эктопических QRS комплексов электрокардиосигналов», объемом 99 страниц содержит: 4 таблицы, 62 рисунка, 26 использованных источников, 1 приложение.

ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ, ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА, QRS-КОМПЛЕКС, ЭКСТРАСИСТОЛА, АЛГОРИТМ, ОБНАРУЖЕНИЕ, ИССЛЕДОВАНИЕ

Целью дипломной работы является разработка алгоритма автоматического обнаружения патологических QRS комплексов.

Объектом исследования является алгоритм.

Область применения: алгоритм предназначен для реализации модулей обнаружения QRS-комплексов ЭКС и желудочковых экстрасистол в телеметрических системах ЭКГ-диагностики критических состояний в условиях свободной двигательной активности пациентов.

Назначением алгоритма является автоматическое обнаружение QRS-комплексов.

Среда моделирования – Matlab.

Параметры входного сигнала:

— частотный диапазон, Гц – 0 -100;

— частота дискретизации, Гц – 360;

— значение единиц младшего разряда, мкВ – 5;

— количество отведений – 2.

					ПГУ 30.05.03-12ДР121.05.ПЗ		
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата			
Разраб.		Молокова А.С.		29.05.18	Разработка и исследование алгоритма автоматического обнаружения эктопическихQRS-комплексов электрокардиосигналов	Лит.	Лист 4 / Листов 99
Провер.		Кривоногов Л.Ю.					
Реценз.		Козин А.Ю.		15.06.18		ПГУ, кафедра МКиИ, гр.12лк1	
Н. Контр.		Янкина Н.Н.		11.06.18			
Утверд.		Янкина Н.Н.		01.06.18			

СОДЕРЖАНИЕ

с.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ 8

ВВЕДЕНИЕ..... 9

1 ЭТИОЛОГИЯ, ПАТОГЕНЕЗ И ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ПРИЗНАКИ ЭКСТРАСИСТОЛИЙ..... 12

1.1 Этиология заболевания экстрасистолии..... 13

1.2 Патогенез возникновения экстрасистол 14

1.3 ЭКГ признаки экстрасистолии 20

2 ОБЗОР МЕТОДОВ ОБНАРУЖЕНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ И ЖЕЛУДОЧКОВЫХ ЭКСТРАСИСТОЛ 30

2.1 Сравнительный анализ методов распознавания ЭКС 30

2.2 Методы, применяемые для обнаружения QRS комплексов..... 39

3 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБНАРУЖЕНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ..... 50

3.1 Обоснование выбора отведений для реализации алгоритма..... 50

3.2 Описание и разработка алгоритма автоматического обнаружения эктопических комплексов 52

3.3 Реализация алгоритма автоматического обнаружения эктопических QRS комплексов в среде Matlab..... 58

4 ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ QRS-КОМПЛЕКСОВ 64

4.1 Разработка методики исследования алгоритма 64

4.2 Обоснование выбора данных для исследования 66

4.3 Исследование влияния размера окна для нахождения максимума и минимума. 71

4.4 Исследование влияния размера окна для интегрирования 74
4.5 Выбор функции S и подбор весовых коэффициентов 76
4.6 Выбор порога 78
4.7 Исследование работоспособности алгоритма 80
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 96
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ 98
ПРИЛОЖЕНИЕ А. ПРОГРАММА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ QRS-КОМПЛЕКСОВ 101

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

АВ – атриовентрикулярный

ЖЭ – желудочковая экстрасистола

ИБС – ишемическая болезнь сердца

ИПФ – информативные признаки формы

КИ – кардиоимпульс

СА – синоатриальный узел

ССС – сердечно-сосудистая система

ЦФ – целевая функция

ЭКГ – электрокардиография

ЭКС – электрокардиосигнал

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Сердечно-сосудистые заболевания являются основными причинами смерти во всем мире – это хорошо известный факт. Примерно 57-58% случаев смерти связаны с сердечно-сосудистой патологией. В структуре самих заболеваний сердца первое место по смертности занимает ИБС, затем – инсульт, гипертоническая болезнь и т. д. Если рассматривать причины сердечно-сосудистой смерти, важную роль здесь, безусловно, играет аритмическая смертность. Она также носит название внезапной сердечной смерти. Эта проблема вызывает большую обеспокоенность во всем мире. К сожалению, в России нет статистики, сколько больных умирает внезапной сердечной смертью ежегодно. Примерно можно ориентироваться на следующие показатели: 300-350 тыс. человек, т. е. население небольшого города [6].

Исправить эту ситуацию можно только с помощью своевременной диагностики и дальнейшей профилактики внезапной сердечной смерти. Но заниматься непосредственной профилактикой у всего населения невозможно, тем более что, если рассматривать популяцию в целом, это не очень частое событие (около 0,1% населения). Однако есть категории больных, у которых риск внезапной сердечной смерти чрезвычайно высок. Это больные с перенесенным инфарктом миокарда и частыми эпизодами желудочковой экстрасистолии и сердечной недостаточностью, пациенты с гипертрофической и дилатационной кардиомиопатией, лица, перенесшие ранее эпизоды остановки кровообращения с успешной реанимацией [4]. Вероятность внезапной сердечной смерти у таких пациентов в 15-20 раз выше по сравнению с общим населением. Кроме того, существуют особые категории больных, страдающих т. н. «электрическими болезнями сердца», при которых отсутствуют какие-либо структурные заболевания сердца. В основном это генетические заболевания, характеризующиеся нарушениями в

работе определенных ионных каналов кардиомиоцитов, что приводит к серьезным нарушениям в электрической деятельности сердца и может закончиться внезапным возникновением фатальных аритмий: фибрилляции желудочков или желудочковой тахикардии. Именно в отношении этого контингента больных (не очень большого в абсолютном исчислении) с очень высоким риском внезапной сердечной смерти и должны предприниматься максимальные усилия по своевременному выявлению патологий [6].

Самой базовой методикой исследования сердца в том числе и на аритмическую активность является регистрация сердечного ритма при помощи электрокардиографии. Электрокардиография – метод электрофизиологического исследования деятельности сердца в норме и патологии, основанный на регистрации и анализе электрической активности миокарда, распространяющейся по сердцу в течение сердечного цикла [18]. Регистрируемый при помощи специального прибора – электрокардиографа, сигнал отражает динамику работы сердца за определенное время. Кривая, получаемая на ленте, наглядно показывает, как протекают в сердце процессы, связанные с проведением по специальным путям нервного импульса, и последующим возбуждением клеток миокарда.

Такой метод, как электрокардиография, абсолютно незаменим при изучении, исследовании, наблюдении, и лечении патологий, объединённых в большую группу под названием аритмии. Экстрасистолия является самой распространенной патологией в данной группе. Установлено, что у 60-70% всех больных с жалобами на «сердце» в какой-то период наблюдаются экстрасистолы. Так же они часто отмечаются и у здоровых людей. Экстрасистолия может быть как самостоятельным заболеванием, протекающим в большинстве случаев бессимптомно, так и являться начальной стадией более серьезных патологий, таких как мерцательная аритмия, фибрилляций и трепетание предсердий или, что страшнее, желудочков. Все эти состояния могут привести к внезапной сердечной смерти, особенно если у пациента уже есть тяжелые поражения сердца.

Постановка проблемы. В настоящее время, благодаря развитию и совершенствованию различных средств обработки сигналов значительно возрастают диагностические возможности электрокардиографии. При этом наблюдается две тенденции. Методы первой группы направлены на автоматизацию традиционных алгоритмов врачебного анализа. С их помощью значительно снижается нагрузка на медицинский персонал, а так же устраняется субъективность мнения врача, основанная на опыте предыдущих пациентов, при получении результата. Методы второй группы используют специальные вычислительные процедуры, позволяющие извлекать из сигнала информацию, которую никак нельзя получить при визуальном анализе записи врачом. При этом спектр применяемых информационных технологий довольно обширен – от методов статистической обработки до нейронных сетей.

Для автоматического выявления экстрасистол на электрокардиосигнале разработано множество методов, и все они совершенствуются с каждым годом. Однако, не смотря на постоянное развитие в данной области, большинство этих методов все равно не находят должного практического применения. Это связано с тем, что электрокардиосигнал по своей природе непредсказуем и имеет довольно много помех, что значительно затрудняет диагностику даже для опытных врачей. А применение различных фильтров, для устранения помех часто приводит к значительному искажению сигнала, на котором определить достоверно экстрасистолы – практически невозможно

В связи с этим разработка алгоритма, способного детектировать эктопическую активность миокарда, и при этом быть более нечувствительной к разного рода помехам, является актуальной на сегодняшний день.

1 ЭТИОЛОГИЯ, ПАТОГЕНЕЗ И ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКИЕ ПРИЗНАКИ ЭКСТРАСИСТОЛИЙ

Заболевания сердца ежегодно уносят жизни более 7 миллионов человек, они занимают первое место по летальности исхода. Среди всех патологий данной группы не последнюю роль играют аритмии.

Аритмия сердца – это патологическое состояние, при котором происходит нарушение частоты и ритмичности сердечных сокращений, последовательности прохождения импульса возбуждения и, как следствие, сокращения сердца. Иначе говоря, аритмия – это любое отклонение от синусового ритма. При таком состоянии существенно нарушается нормальная сократительная активность миокарда, что может приводить к возникновению других сердечных патологий [3].

При аритмиях происходит нарушение одной или одновременно нескольких функций сердца. Всего у сердца 4 функции: автоматизм, возбудимость, проводимость, сократимость. Причинами нарушения такой сердечной функции как возбудимость является экстрасистола.

Экстрасистола – преждевременное возбуждение какого-то отдела сердца, по отношению к нормальному сердечному ритму [18].

Заболевание, в основе которого лежит данное явление называется экстрасистолия. Экстрасистолия — несвоевременная деполяризация и сокращение сердца или отдельных его камер, наиболее часто регистрируемый вид аритмий [18].

Данная патология опасна тем, что может приводить к таким тяжелым и опасным состояниям, как мерцательная аритмия, фибрилляции и трепетания. Все эти три неотложных состояния являются причинами внезапной сердечной смерти. Особенно экстрасистолы опасны, когда пациент уже имеет какие-либо изменения в сердечной мышце: постинфарктное состояние, перенесенные операции на сердце, жировое перерождение сердца, как

следствие тяжелой формы ожирения. Так же крайне опасны экстрасистолы возникающие на фоне хронической ишемической болезни сердца.

Обнаружение экстрасистол возможно только при помощи записи электрокардиосигнала. Другие диагностические исследования, применяемые в кардиологии, являются неинформативными.

1.1 Этиология заболевания экстрасистолии

Экстрасистолия проявляется ощущением сильного сердечного удара, чувством замирания сердца перед очередным сокращением, тревоги, нехватки воздуха, и потемнением в глазах. При экстрасистолии наблюдается снижение сердечного выброса, что приводит к уменьшению коронарного и мозгового кровотока, как следствие развивается стенокардия и преходящие нарушения мозгового кровообращения. Данная патология повышает риск развития мерцательной аритмии, фибрилляции и внезапной сердечной смерти. Единичные экстрасистолы могут наблюдаются у здоровых людей в 43% случаев, чаще всего в моменты урежения синусового ритма, то есть ночью.

Существует несколько классификаций экстрасистол:

По локализации все они делятся на:

— синусовые;

— предсердные;

— атриовентрикулярные;

— желудочковые;

— смешанные [18].

По формам комплекса QRS:

— монотропные или мономорфные (одинаковые по форме комплексы QRS и равные интервалы сцепления);

— политопные или полиморфные (разные по форме комплексы QRS и неодинаковые интервалы сцепления) [18].

По времени возникновения в диастоле:

— ранние (феномен «R на T» – наслоение эктопического желудочкового комплекса на зубец Т предыдущего комплекса);

— поздние, возникающие после предыдущего синусового комплекса [18].

По частоте возникновения:

— редкие – 3-5 в минуту.

— средние по частоте 6-15 в минуту

— частые – больше 15 в минуту [16].

Имеются особые названия некоторых комплексов желудочковых экстрасистол: бигиминия – появление экстрасистолы после каждого синусового комплекса, своего рода чередование нормы и патологии; тригеминия – после каждых двух синусовых комплексов появляется один патологический; квадригеминия – после каждых трех синусовых комплексов появляется один патологический комплекс. Общий термин для чередования синусовых комплексов и экстрасистол – аллоритмия. Парным экстрасистолы считаются при наличии двух патологических комплексов подряд, залповыми считаются 3-5 следующих друг за другом экстрасистолических комплекса [18].

1.2 Патогенез возникновения экстрасистол

Для того чтобы рассматривать механизм возникновения эктопических очагов возбуждения, необходимо иметь представления о проводящей системе сердца. Наглядно она представлена на рисунке 1.1.

Проводящая система сердца начинается синусовым узлом, который расположен под эндокардом в толще стенке правого предсердия между правым ушком и устьем верхней полой вены [22]. Его длина 10-20 мм, ширина 3-5 мм в зависимости от размеров самого сердца. Именно в нем генерируются импульсы, которые вызывают возбуждение и сокращение всех

слоев миокарда. Нормальный автоматизм синусового узла составляет 50-80 импульсов в минуту, которые мгновенно распространяются по межузловым путям, проходящим в толще предсердий. Таких путей три: передний межузловой (пучок Бахмана), отвечает за возбуждение левого предсердия; средний межузловой (пучок Венкебаха) идет вниз по межпредсердной перегородке; задний межузловой (пучок Тореля) проходит над коронарным синусом. Все эти пути распространяют возбуждение по предсердиям и формируя анастомоз недалеко от верхней части атриовентрикулярного узла сходятся в нем. Невозможность распространения возбуждения разу же на желудочки объясняется тем, что миокард разделен фиброзной тканью, которая формирует клапанный аппарат и не пропускает электрические импульсы. Соответственно только АВ-узел позволяет проводить импульс дальше. Его длина около 5 мм, толщина – 2 мм. В нем происходит задержка волны возбуждения для фильтрации входящих импульсов, чем и объясняется небольшая разница во времени возбуждения предсердий и желудочков [22].

Далее нижняя часть узла, истончаясь, переходит в пучок Гиса (длина около 20 мм), который проходит в толще межжелудочковой перегородки немного не доходя до вершины сердца. В последующем пучок Гиса разделяется на две ножки – правую и левую. Правая ножка, проходя по правой стороне межжелудочковой перегородки и разветвляясь, пронзает своими волокнами миокард правого желудочка. Левая ножка, проходя по левой половине межжелудочковой перегородки, делится на переднюю и заднюю ветви, которые в свою очередь снабжают волокнами Пуркинье миокард левого желудочка [22].

Атриовентрикулярный узел и начальная часть пучка Гиса составляют автоматический центр второго порядка, который имеет возможность самостоятельно вырабатывать импульсы с частотой примерно 35-50 ударов в минуту. Конечная часть пучка Гиса, его правая и левые ножки и волокна Пуркинье также обладают автоматизмом, являясь автоматическим центром

третьего порядка, однако вырабатывают импульсы лишь с частотой 15-35 ударов в минуту [20].

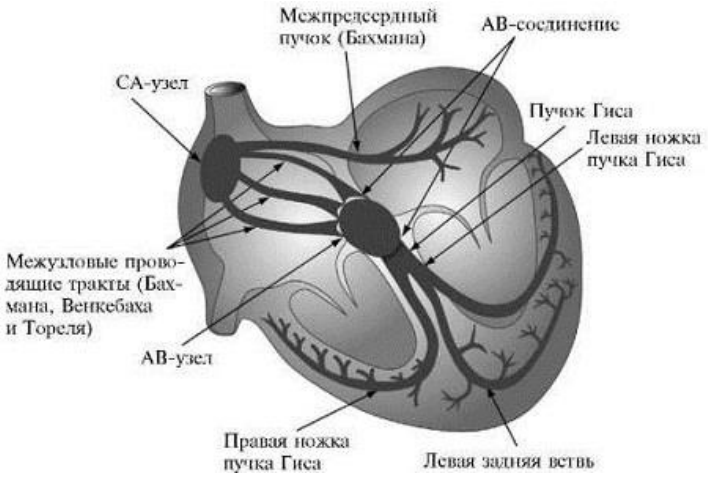

Рисунок 1.1 – строение проводящей системы сердца

Проводящая система отвечает за все функции сердца. Поэтому причины возникновения экстрасистолии следует искать в нарушениях ее работоспособности. В частности нарушается функция возбудимости, то есть возникают какие-либо препятствия на пути проведения электрического импульса. Среди многочисленных возможных электрофизиологических механизмов образования экстрасистол основное значение имеют два механизма: re-entry и постдеполяризации [20].

Повторный вход волны возбуждения (re-entry) является самым распространенным из всех механизмов возникновения аритмий. Re-entry – особый вид нарушения распространения волны возбуждения, при котором электрический импульс совершает движение по замкнутому пути (петле или кругу), а затем вновь возвращается к месту своего возникновения [20]. И так может повторяться несколько циклов.

Анатомическое строение проводящей системы и миокардиальных волокон сердца таково, что оно и в норме имеет множество элементов, которые при случае могут функционировать как петли замкнутого контура. Например, волокна Пуркинье, как дистальные участки проводящей системы

в желудочках, образуют множество ответвлений, разграниченных друг от друга и от самого миокарда соединительной тканью, но в то же время тесно сообщающихся между собой. Однако в нормальных условиях возбуждение распространяется очень быстро, почти одновременно охватывая все волокна Пуркинье и достигая миокарда желудочков, поэтому механизм re-entry не успевает реализоваться [20]. В патологических условиях участок пораженного миокарда (например в результате ишемии) может включать в себя описанные выше периферические зоны проводящей системы, в которых находятся замкнутые петли из волокон Пуркенье. Скорость проведения импульса в этих участках может быть значительно снижена, к примеру, в результате уменьшения потенциала покоя и скорости деполяризации [20].

Из-за того, что в пораженной области угнетение проводимости может быть неравномерным, в одном из сегментов замкнутой петли снижение проводимости оказывается настолько выраженным, что приводит к возникновению однонаправленного блока: импульс не проводится в антероградном направлении, на рисунке 1.2 – сверху вниз, но проводится в ретроградном направлении, на рисунке 1.2 – снизу вверх. Таким образом, формируются все три условия, необходимые для возникновения механизма re-entry [20].

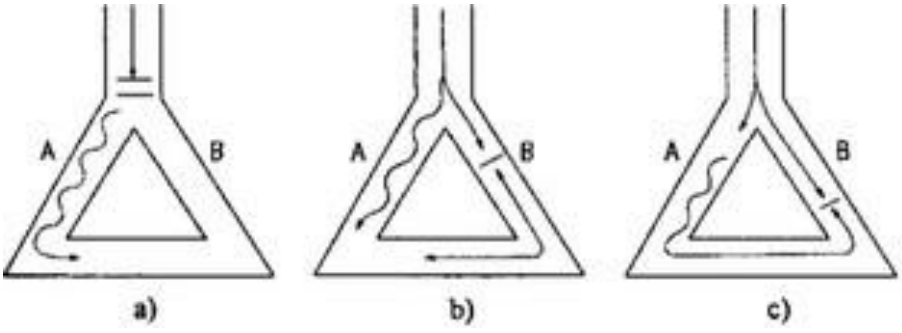

Рисунок 1.2 – Процесс формирования волн re-entry

При этих условиях, в дистальной замкнутой петле, образованной между пучками волокон Пуркинье и миокардом, импульс не может пройти

через участок однонаправленной блокады, на рисунке 1.2 б это ветвь В, и медленно проводится в антероградном направлении (сверху вниз) только по ветви А, по которой он и достигает миокарда желудочков. Поскольку ветвь В первоначально не возбуждалась и не находится в рефрактерном состоянии, импульс проводится по ней в ретроградном направлении (снизу вверх) и вновь достигает основного пучка волокон Пуркинье. Если к этому времени основной пучок волокон Пуркинье и его неблокированная ветвь А вышли из состояния рефрактерности, возможно повторное возбуждение петли А и миокарда желудочков, в результате чего возникает преждевременное сокращение — экстрасистола [20].

Прежде чем перейти ко второй причине, по которой могут возникнуть экстрасистолы, необходимо рассмотреть структуру потенциала действия кардиомиоцитов, которая отличается от потенциала действия других тканей. Он состоит из 4-х фаз, представленных на рисунке 1.3.

Фаза 0. Начинается с воздействия какого-либо раздражителя, который повышает потенциал покоя. Затем происходит открытие отдельных натриевых каналов в связи с чем достигается пороговый потенциал (около -70 мВ). Далее происходит открытие всех быстрых Na^+-каналов, соответственно поучаем лавинообразный ток натрия в клетку и деполяризацию клетки вплоть до пика 1.

Фаза 1. Быстрая ранняя реполяризация клетки за счет выхода ионов K^+ через временно активированные калиевые каналы и входа ионов Cl^-.

Фаза 2 (плато). Продолжающийся ток ионов K+ из клетки через калиевые каналы вместе с током ионов Ca^{2+} в клетку через медленные потенциалзависимые кальциевые каналы L-типа (начинают открываться в фазу 0).

Фаза 3. Быстрая конечная реполяризация за счет выхода наружу ионов K^+ при относительно низкой проницаемости мембраны для других ионов.

Фаза 4. Потенциал покоя кардиомиоцита остается постоянным и примерно равен -90 мВ. Натриевые и кальциевые каналы закрыты. Работают Na^+/K^+-АТФаза и Na^+/Ca^{2+}-АТФаза [20].

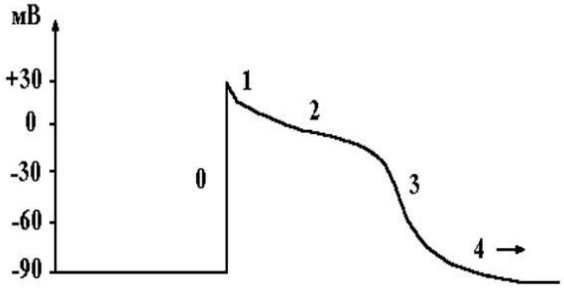

Рисунок 1.3 – Потенциал действия кардиомиоцитов

Второй механизм – деполяризация может также начаться во время реполяризации – ранняя постдеполяризация или до момента ее завершения – поздняя постдеполяризация. Если такая постдеполяризация окажется достаточно сильной, она может привести к возникновению потенциала действия с низкой амплитудой. Называть это фазой 4 деполяризации было бы неправильно, так как в данном случае деполяризация начинается с низкого уровня мембранного потенциала, например -30 мВ. [20]. Наглядно этот вид причины возникновения экстрасистолий представлен на рисунке 1.4.

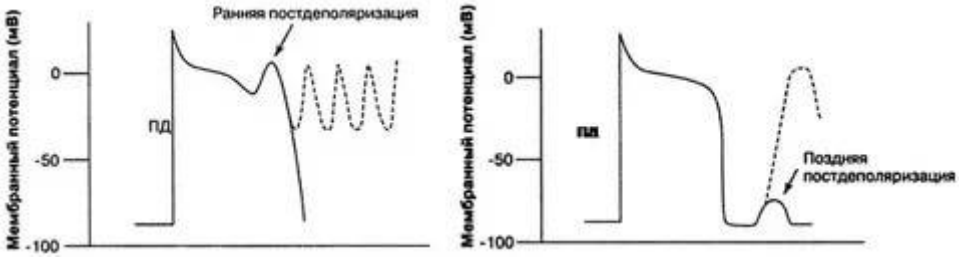

Рисунок 1.4 – Постдеполяризация

В норме суммарный ионный ток, проходящий через клеточную мембрану во время реполяризации, направлен из клетки наружу. Если ингибировать выходящий ток ионов или увеличить входящий, то суммарный

ток может стать входящим, что практически означает начало деполяризации мембраны. Это способно вызвать повторное возбуждение волокон. Подобное уменьшение выходящего ионного тока может произойти при снижении проницаемости мембраны для калия. Причинами увеличения фонового входящего тока могут быть гипоксия, повреждения, действия некоторых препаратов [16].

Если мембранный потенциал группы волокон искусственно повысить (например, посредством деполяризующего тока) до уровня между -40 и -10 мВ, то могут возникнуть спонтанные потенциалы действия.

Оба эти механизма приводят к возникновению несвоевременного импульса. Источник такого импульса – называют очагом эктопической активности. Чаще такие источники возникают в миокарде желудочков из-за обилия нервных волокон по сравнению с миокардом предсердий. Желудочковые эктопии являются причиной возникновения тяжелой формы аритмии – желудочковой экстрасистолии (ЖЭ).

1.3 ЭКГ признаки экстрасистолии

Прежде чем рассмотреть характерные признаки экстрасистолии на ЭКГ, необходимо ознакомиться с нормой, которая представлена на рисунках 1.5 и 1.6. Любая ЭКГ состоит из нескольких зубцов, сегментов и интервалов, отражающих сложный процесс распространения волны возбуждения по сердцу. Форма электрокардиограммы существенно зависит от отведения, в котором она записана, поскольку величина и направление зубцов определяется проекцией суммарного вектора импульсов в сердце на ось данного отведения. Если проекция вектора направлена в сторону активного электрода данного отведения, на ЭКГ регистрируются положительные зубцы.

Зубец Р отражает процесс деполяризации правого и левого предсердий. Первые 0,02 секунды отражают возбуждение только правого предсердия, последние 0,02 с — только левого. Продолжительность зубца Р — 0,1 с,

амплитуда (высота) — до 2,5 мм. У здорового человека в отведениях I, II, aVF, V2-V6 зубец P всегда положительный, а в отведениях III, aVL, V1 он может быть положительным, двухфазным или (редко) отрицательным. В отведении aVR зубец P всегда отрицательный [23].

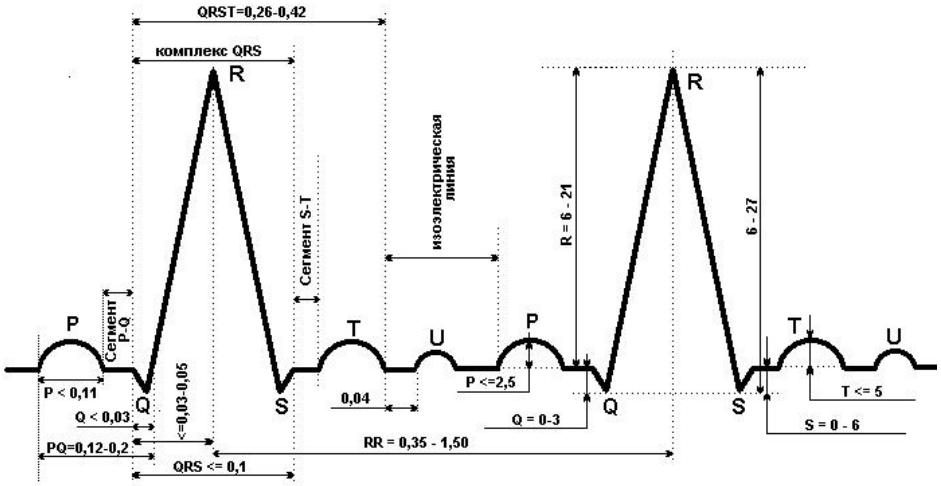

Рисунок 1.5 – Компоненты ЭКГ и их нормальные величины

Интервал P-Q измеряется от начала зубца P до начала желудочкового комплекса (зубца Q или R, если зубец Q отсутствует). Он отражает время атриовентрикулярного проведения, то есть время распространения импульса по предсердиям, АВ-узлу, пучку Гиса и его разветвлениям. Длительность интервала P–Q колеблется от 0,12 до 0,2 с и у здорового человека зависит от частоты сердечных сокращений [23].

Желудочковый комплекс QRST отражает сложный процесс распространения (комплекс QRS) и угасания (сегмент ST и зубец T) возбуждения по миокарду желудочков. Генез отдельных зубцов комплекса QRS в различных отведениях можно объяснить существованием трех векторов желудочковой деполяризации и различной их проекцией на оси электрокардиографических отведений [23].

В большинстве электрокардиографических отведений зубец Q обусловлен начальным вектором деполяризации межжелудочковой

перегородки. Возбуждение охватывает сначала левую половину межжелудочковой перегородки. Это связано с тем, что левая ножка пучка Гиса несколько короче правой. Во фронтальной плоскости вектор ориентирован слева направо и несколько вверх (вектор деполяризации желудочков 0,02 с). Амплитуда нормального зубца Q во всех отведениях, кроме aVR не превышает 1/4 высоты зубца R [23].

Для сравнительной характеристики времени распространения возбуждения от эндокарда к эпикарду правого и левого желудочков принято определять интервал внутреннего отклонения в правых V1, V2 и левых V5, V6 грудных отведениях. Он измеряется от начала желудочкового комплекса, зубец Q или R, до вершины последнего зубца R. В норме интервал внутреннего отклонения не превышает в V1 0,03 с, а в V6 — 0,05 с [23].

Зубец R во всех отведениях, кроме V1, V2, aVR отражает процесс дальнейшего возбуждения миокарда правого и левого желудочков (вектор деполяризации желудочков — 0,04 с). Поскольку левый желудочек является более мощным отделом сердца, вектор R ориентирован влево и вниз, то есть в сторону левого желудочка. Во фронтальной плоскости вектор R проецируется на положительную часть оси отведений I, II, III, aVL, aVF, а на отрицательную — в отведении aVR, где он обозначается как зубец S, Q или QS. Зубец R должен нарастать по амплитуде с V1 по V4, в каждом последующем зубец R должен быть выше, чем в предыдущем отведении. Зубец R в V5, V6 должен уменьшаться. Высота зубца R в отведениях от конечностей не превышает обычно 20 мм, а в грудных отведениях — 25 мм [23].

Зубец S отражает процесс распространения волны возбуждения в базальных отделах межжелудочковой перегородки правого и левого желудочков (вектор деполяризации желудочков — 0,06 с). Его ориентация во фронтальной и горизонтальной плоскости подтверждена значительными колебаниями даже у здоровых людей, в связи с чем, амплитуда зубца S колеблется в различных отведениях в больших пределах, не превышая 20 мм.

При нормальном положении сердца вектор S чаще ориентирован вверх, вправо и назад. Потому во фронтальной плоскости S отрицательный в отведениях I, II, III, aVL, aVF, поскольку проецируется на отрицательную часть оси отведений, и наиболее выражен в отведениях II и aVF. В горизонтальной плоскости вектор проецируется на отрицательные части осей отведений V1-V6. При этом в отведении V1, V2 зубец S имеет максимальную амплитуду. В отведении V3 обычно регистрируется равенство зубцов R и S («переходная зона»). В отведениях V5 и V6 глубина зубца S минимальная [23].

Сегмент ST — это отрезок от конца комплекса QRS до начала зубца T. Он соответствует периоду полного охвата возбуждением обоих желудочков, когда разность потенциалов между различными участками сердечной мышцы отсутствует или мала. Поэтому сегмент ST расположен на изолинии. В грудных отведениях (V1–V3) у здорового человека может наблюдаться подъем не более 2 мм, в отведениях V4-V6 — смещение вниз не более 0,5 мм [23].

Зубец T отражает процесс быстрой конечной реполяризации миокарда желудочков. В норме суммарный результирующий вектор желудочковой реполяризации (вектор T) обычно имеет почти такое же направление, как и вектор R. Таким образом, в норме зубец T всегда положительный в отведениях I, II, aVF, V2-V6. В отведениях III, aVL, V1 зубец T может быть положительным, двухфазным или отрицательным. В отведении aVR зубец T в норме всегда отрицательный. Амплитуда зубца T в отведениях от конечностей у здорового человека не превышает 5-6 мм, в грудных отведениях — 15-17 мм (от 1/8 до 2/3 зубца R). Продолжительность зубца T колеблется от 0,15 до 0, 25 с [23].

Экстрасистолии желудочковые и предсердные всегда имеют ряд специфических признаков на ЭКГ, из-за чего их практически нельзя спутать с другими патологиями.

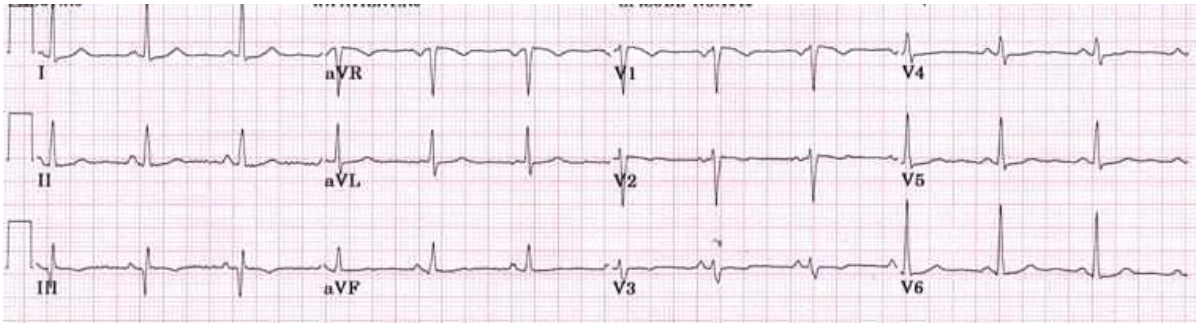

Рисунок 1.6 – Норма ЭКГ на стандартных отведениях

Какой бы ни придерживаться концепции о происхождении экстрасистол, какой бы локализации не были эктопические очаги, необходимо знать несколько признаков, характерных для любого вида экстрасистол. Эти признаки заключаются в особой связи и определенных временных соотношениях между нормальными комплексами и следующими за ними экстрасистолами. На ЭКГ эта зависимость проявляется в величине предэкстрасистолического (предэктопического) интервала. Его же называют интервалом сцепления, т. е. формирующим сцепление с предшествующим экстрасистоле основным нормальным комплексом, продуктом которого она является [16].

Интервал сцепления — важнейшая характеристика экстрасистолы; его постоянство в нескольких экстрасистолах, зарегистрированных на одной и той же ЭКГ, указывает на их общий источник [16]. Это правило относится не только к синусовому ритму, но и к другим эктопическим ритмам, таким как фибрилляция и трепетание. Как выглядит интервал сцепления на ЭКГ можно увидеть на рисунке 1.7.

При синусовых и предсердных экстрасистолах интервал сцепления измеряют от начала зубца Р синусового происхождения до начала экстрасистолического зубца Р [16]. Для экстрасистол, возникающих из АВ-узла или клеток желудочков интервал сцепления равен отрезку времени от начала QRS основного комплекса до начала QRS экстрасистолы. При этом

зубец Р сохраняет свой ритм, так как он возникает независимо от эктопического импульса.

Вторым признаком, характерным для любой экстрасистолии, является постэкстрасистолическая (постэктопическая) пауза. Экстрасистолы нарушают синусовый ритм не только своей внеочередностью, но и благодаря формированию после них значительных по продолжительности пауз, длина которых зависит от того, вызывает ли экстрасистола разрядку основного водителя ритма — СА узла. Экстрасистолический импульс из любого участка желудочка, не возвращается к СА узлу и, следовательно, не препятствует выходу очередной синусовой волны возбуждения. Такие экстрасистолы сопровождаются компенсаторной, или полной компенсаторной, паузой. Это означает, что сумма величин предэктопического и постэктопического интервалов равна двум основным сердечным циклам. Если же экстрасистола вызывает разрядку СА узла, как правило такие очаги локализуются в самом узле или очень близко к нему, то пауза после нее обычно бывает некомпенсаторной, или неполной компенсаторной, т. е. не настолько продолжительной, чтобы полностью компенсировать укорочение цикла, вызванное экстрасистолой [16]. В данной ситуации сумма величин пред- и постэктопического интервалов меньше двух основных нормальных сердечных циклов. Если преждевременная разрядка автоматических клеток СА узла экстрасистолой приводит к их временному угнетению, то в результате постэктопическая пауза может оказаться более продолжительной, чем компенсаторная.

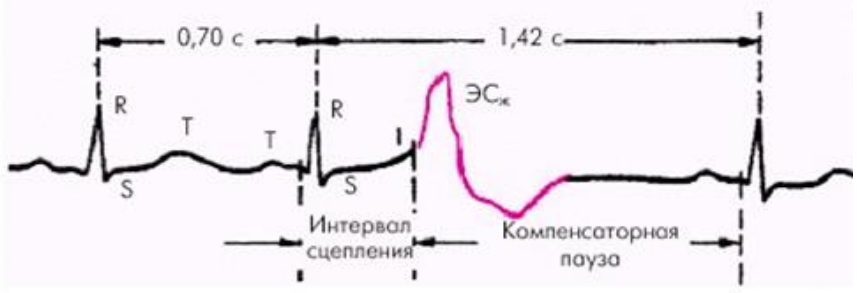

Рисунок 1.7 – Характеристики экстрасистол

Желудочковые экстрасистолы помимо наличия пред- и постэктопических интервалов характеризуются значительной деформацией QRS комплекса. Как правило, чаще всего возрастает амплитуда зубца R, и длительность всего QRS относительно нормального комплекса. Но существует множество других отклонений, некоторые примеры которых представлены на рисунке 1.9. В медицине к экстрасистолическим комплексам принято применять такие понятия как: «уродливый», «деформированный», «большой», «уширенный». К тому же вариабельность морфологии относительно разных отведений сохраняется всегда. Пример ЭКГ из атласа электрокардиограмм [7] приведен на рисунке 1.8.

Функциональным ЖЭ свойственны некоторые электрокардиографические особенности:

— амплитуда QRS больше 20 мм;

— электрическая ось QRS имеет нормальное направление;

— ширина QRS не превышает 0,12 с, без зазубрин;

— сегмент ST и зубец T направлены в противоположную сторону от QRS (дискордантность);

— зубцы T асимметричны, а сегменты ST обычно не имеют начальной горизонтальной фазы, сразу направляясь книзу или кверху [16].

Органические ЖЭ часто бывают иными:

— амплитуда QRS больше 10 мм;

— электрическая ось QRS нередко отклоняется вверх или вниз;

— ширина QRS превышает 0,12;

— комплексы QRS с зазубренностями;

— зубцы T подчеркнуто симметричны и могут иметь то же направление, что и комплексы QRS;

— сегменты ST сначала располагаются горизонтально, а затем направляются книзу или кверху [16].

Экстрасистолы, которые имеют одинаковую форму, называют монотонными (однофокусными) или мономорфными. В этих экстрасистолах не всегда бывает полное совпадение интервалов сцепления; чаще различия между ними составляют 0,02-0,04 с, максимум разность этих интервалов сцепления равняется 0,08 с. [16].

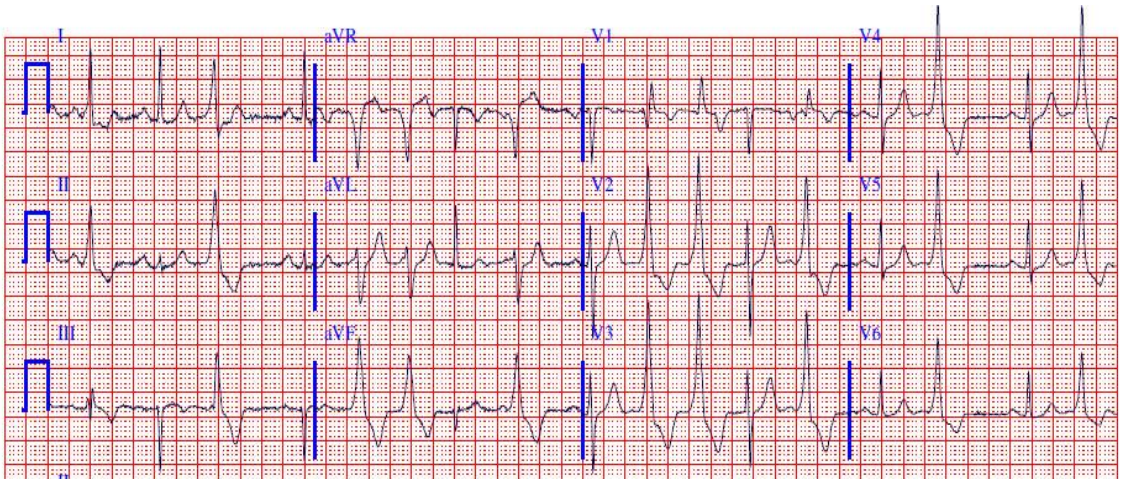

Рисунок 1.8 – Пример ленты ЭКГ с желудочковой экстрасистолой

В тех случаях, когда предэкстрасистолические интервалы одинаковы или почти одинаковы, а форма экстрасистол различна, правильнее считать, что они исходят из одного источника, а полиморфность их связана с изменением условий проведения импульса. Совпадения в продолжительности интервалов сцепления экстрасистол могут быть случайными, например, при экстрасистолах из левого и правого желудочков (политопные экстрасистолы) [16].

Бифокусные экстрасистолы (право- и левопредсердные, право- и левожелудочковые, базальные и верхушечные, из переднего и заднего разветвления левой ножки и т. д.) проявляются в виде пар, напоминающих эхо-комплексы. Крайне редко встречаются разрозненно. Между тем в парных монотонных экстрасистолах тоже иногда можно видеть изменения формы второй экстрасистолы, что отражает дополнительную неправильность ее проведения [16].

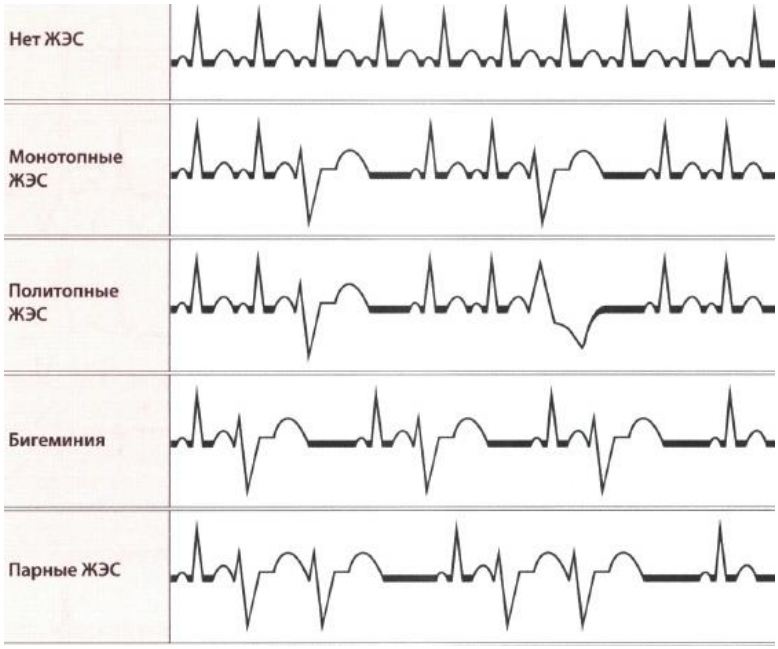

Рисунок 1.9 – Некоторые варианты экстрасистол

Таким образом, заболевание экстрасистолия – довольно часто встречающаяся патология. Она может обнаруживаться у совершенно здоровых людей и при этом не нести патологического характера. Однако чаще всего она встречается у людей, уже имеющих проблемы с сердцем, и в таком случае она является очень серьезной проблемой.

Экстрасистолия, как одна из видов сердечных аритмий, возникает по тем же причинам, что и любые другие заболевания связанные с нарушением ритма. Механизмы постдеполяризации и re-entry очень сложны и опасны по своей природе. Данные нарушения могут возникать у людей со здоровой сердечно-сосудистой системой, особенно в переходном возрасте. У людей, которые уже имеют заболевания сердца, особенно это касается перенесших инфаркт либо какие-то операции на сердце, когда волокна замещаются соединительной тканью, почти всегда возникают экстрасистолы, в основе которых лежит механизм re-entry. В таком случае желательно выявлять экстрасистолию как можно раньше, и принимать соответствующие меры,

вплоть до зондовых вмешательств – прижигание очагов эктопической активности.

Выявление экстрасистол затрудняется из-за того, что они возникают спонтанно и неожиданно. Часто пациенты жалуются на перебои ритма, но достоверно обнаружить их даже при помощи холтеровского мониторирования бывает сложно, поскольку сигнал сильно искажен различного рода помехами у пациентов, находящихся в состоянии свободной активности, а морфология и локализация эктопий очень разнообразна.

Однако даже данная процедура не очень удобная для пациента тем, что приходится носить на себе аппарат регистрации и несколько проводов, подсоединенных к электродам на грудной клетке. В вязи с этим сейчас очень актуально направление, связанное с разработкой методов, позволяющих фиксировать ЭКГ при минимальном количестве аппаратуры. Разработки в данном направлении ведутся уже продолжительное время. Однако не все они применимы для дистанционной диагностики, которая становится очень распространенной в последнее время благодаря различным современным гаджетам.

2 ОБЗОР МЕТОДОВ ОБНАРУЖЕНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ И ЖЕЛУДОЧКОВЫХ ЭКСТРАСИСТОЛ

2.1 Сравнительный анализ методов распознавания ЭКС

На сегодняшний день существует множество различных подходов к регистрации и анализу ЭКС. Анализ научно-технической литературы, позволил систематизировать методы обнаружения и детектирования ЭКС и выделить наиболее перспективные на сегодняшний день. Методы анализа ЭКС можно разделить на основные группы, представленные на рисунке 2.1 [10].

Рисунок 2.1 – Схема систематизации методов распознавания ЭКС

На первом уровне выделяются две основные группы методов распознавания: те, которые используют исходное описание ЭКС, и те, которое представляют собой вектор дискретных мгновенных отсчетов

сигнала; методы, основанные на получении (измерении, вычислении) специальных ИПФ [21].

На втором уровне подразделение методов идет на структурные и дискриминаторные [11]. Структурные методы обнаружения кардиоимпульсов (КИ) основаны на хорошо разработанном аппарате математической лингвистики. В свою очередь он базируется на синтезе формальных грамматик и последующем синтаксическом анализе (грамматическом разборе) полученных описаний. Основой структурного анализа является разбиение ЭКС на мельчайшие элементы, по сути своей являющиеся простейшими градациями грамматик. В процессе сегментации входной сигнал представляется в виде последовательности простейших элементов (горизонтальных и наклонных отрезков прямой, фрагментов полиномов 2-го и 3-го порядков и т.д.) [10]. Далее разбитый на более мелкие структуры сигнал подвергается грамматическому разбору с использованием алгоритмов, основой которых являются эмпирические представления о структуре сигналов.

Структурные наоборот методы характеризуются наглядностью, что, несомненно, удобно для программирования, универсальностью, а также возможностью снизить избыточности информации, при помощи которой описывается сигнал.

У таких методов есть существенные недостатки. Первым является громоздкость метода, возникающая из-за увеличения количества вариантов перебора, возникающих вследствие уменьшения размера грамматик. Вторым – невозможность учета всех вариантов морфологии ЭКС и изменений результатов анализа из-за различных помех на входном сигнале. Так же из-за дробления на более мелкие части информация о сигнале становится не полной [11].

В структурном анализе ЭКС существуют два подхода: структурно-лингвистический и структурно-статистический. Структурно-лингвистический анализ формы ЭКС основывается на правилах разбора

последовательностей имен сегментов. Алгоритмы такого подхода сравнительно просты, эффективность распознавания определяется полнотой грамматических правил и пороговых значений, подбираемых опытно-логическим путем, для чего требуется обширный и представительный обучающий материал [5]. Алгоритмы структурно-статистического анализа ЭКС работают на априорных и апостериорных вероятностях сочетаний значений различных сегментов. Между признаками объектов и классами, к которым они могут быть отнесены, существуют вероятностные связи, поэтому алгоритмы распознавания строятся на основе статистических решений. Здесь так же могут присутствовать правила проверок сочетаний одиночных сегментов или их групп. Для построения грамматик также требуется репрезентативный архив, но процесс обучения может быть автоматизирован [10].

Третий уровень включает в себя методы дискриминаторные и стохастические. Все дискриминаторные методы распознавания основываются на количественном описании объектов и применении решающих функций (дискриминанта). На распознаваемом элементе производится измерение характерных его свойств, называемых информативными признаками. В данной группе можно выделить детерминированные и стохастические методы.

Детерминированные методы не учитывают априорные вероятностные зависимости между признаками комплексов, которые были найдены на ЭКС, и классами, к которым их относят [21]. Эти методы используют конкретные числовые значения признаков элементов ЭКС, которые рассматриваются в качестве координат кардиокомплексов в пространстве признаков. В качестве таких признаков может применяться либо исходное описание ЭКС. В данном случае каждый кардиоимпульс описывается вектором признаков, а анализ его формы осуществляется посредством разделения всего пространства признаков на непересекающиеся области. Для этого измеренные значения подставляются в решающие правила с эмпирически подобранными порогами

сравнения и затем на основании наличия или отсутствия совпадения относят либо к одному и тому же классу, либо к различным классам.

Детерминированные методы включают две большие группы: простые и сложные. Простые – базируются на сравнении с амплитудными порогами входного или преобразованного ЭКС (например, продифференцированного, выпрямленного или нелинейно усиленного). Пороги могут быть адаптивными к конкретным сигналам или помехам. Критериями обнаружения являются амплитуда, длительность, скорость изменения фронтов КИ [19]. Такие методы достаточно просты, но обладают невысокой устойчивостью к помехам, особенно к миографическим и стимулирующим импульсам, в связи с этим при превышении амплитуды сигнала помехой, при любых усовершенствованиях эффективного обнаружения КИ добиться невозможно [10]. Сложные детерминированные методы основываются на сложении за определенные интервалы времени дискретных отсчетов сигнала. К ним относятся: методы на основе разложения по различным опорным базисам (разложения в ряды, корреляционный анализ, секвентный анализ,W-анализ) и методы ЦФ [21].

Разложения по опорным базисам в целом наиболее перспективная группа методов, является традиционным приемом для определения интегральных признаков (коэффициентов разложения) в задачах медицинской и технической диагностики. В качестве опорных базисов используются ортогональные системы функций Фурье, Эрмита, Лежандра, Лагерра, Чебышева и др. Один и тот же сигнал может быть разложен по различным системам базисных функций [5]. Волновое преобразование является достаточно перспективным, обладает большой помехоустойчивостью, и требует больших вычислительных мощностей. Представляет интерес подход к анализу ЭКС путем их разложений по параметрам исследуемого сигнала. Этот подход позволяет сократить объемы вычислений, упростить трактовку результатов спектрального анализа, но не обладает высокой помехоустойчивостью [2].

Недостатком всех методов распознавания на основе вычисления коэффициентов разложения по различным базисам является прямая зависимость этих коэффициентов от амплитудных значений исследуемого сигнала, то есть отсутствие робастности, так как любые изменения амплитуды исследуемого сигнала прямым весом входят в результирующие коэффициенты разложений [11].

При корреляционном анализе между исследуемым ЭКС и одним или несколькими опорными КИ вычисляют взаимную корреляционную функцию. В качестве опорных применяют усредненные модели различных видов ранее обнаруженных импульсов или заранее определенные «типовые» комплексы. Обнаружение осуществляется за счет превышения полученной функцией взаимной корреляции заданного порога, что говорит о высокой степени линейной зависимости анализируемого фрагмента ЭКС и соответствующего образца [21]. Такой подход имеет хорошее качество обнаружения даже при наличии значительных помех [10]. Кроме того, одновременно с обнаружением КИ при этом решается и задача распознавания. Данный метод позволяет адаптироваться к форме сигнала каждого конкретного пациента.

Недостатком реализации корреляционных методов является необходимость наличия оборудования с высокой производительностью. Так же актуальной проблемой является определение опорных точек на ЭКС. В связи с этим часто используются упрощенные методы получения оценок взаимной корреляционной функции, хотя результаты анализа в таких случаях оказываются несколько ниже [2].

Подход, основанный на использовании целевой функции (ЦФ), для распознавания ЭКС может быть рассмотрен как упрощенный корреляционный метод, который позволяет совместить процессы обнаружения и распознавания комплексов, при этом сама процедура распадается на два связанных друг с другом этапа. Во-первых, сигнал пропускают через целевую функцию с частотной характеристикой, соответствующей его спектру. Во-вторых, предварительно обнаруживается

сигнал и определяется его опорная точка, которая необходима для совмещения по времени текущего комплекса с усреднёнными образцами найденных ранее комплексов. Вычисляются коэффициенты взаимной корреляции между обнаруженным комплексом и всеми имеющимися образцами. На основании полученных результатов исследуемый комплекс сигнала относится к одному из заранее описанных классов, считается первым представителем нового класса формы или отбраковывается как артефакт [10].

Плюс данной методики заключается в качестве обнаружения QRS комплекса при ограниченной производительности широко распространенных микропроцессоров. Вычислительная простота описанного метода объясняется наличием легко реализуемых целевых функций, а вычисление выполняется для каждого образца в одной точке. Вычисляется не функция, а коэффициент взаимной корреляции [11]. Однако эффективность применения таких методов для рандомно изменяющихся по морфологии является сомнительной.

Стахостические методы распознавания используются при наличии вероятностных связей между признаками элементов ЭКС и классами, к которым они могут быть отнесены. Построение алгоритмов распознавания в этом случае основывается на результатах теории статистических решений [21]. Эти методы обнаружения базируются на проверке статистических гипотез в виде формулы:

$$S = \sum_{i=1}^{n} \Psi(x_i) > C, \qquad (2.1)$$

где: Ψ – некий функционал от входных данных x_i; C – порог обнаружения.

При проверке статистических гипотез, относящихся к задачам обнаружения, различают два класса задач: параметрические и непараметрические. Различие между ними определяется функциями распределения результатов наблюдения. Гипотезы называют

параметрическими, если они представляют собой конечное число констант, определяющих распределение. Параметрические гипотезы используются, когда законы распределения известны [5]. Непараметрические – гипотезы, которые невозможно охарактеризовать конечным числом параметров.

Алгоритмы, которые используют для проверок гипотез соответствующего класса, также делятся на параметрические и непараметрические. Первые опираются на предположение о том, что статистика результатов принадлежит к какому-то из известных распределений: нормальному, рэлеевскому, показательному. Непараметрические алгоритмы используют ту или иную форму их упорядоченности, закономерности результатов наблюдений, при этом задаются самые общие отличия между ситуациями наличия и отсутствия сигнала [24].

Именно так характеризуется процесс исследования ЭКС, поэтому эффективным решением задачи обнаружения кардиокомплексов в реальных условиях являются методы непараметрической статистики. В таких алгоритмах, называемых робастными, главный упор делается на обеспечение их инвариантности к изменению распределения входных данных. Наиболее целесообразно использовать в качестве опорной выборки участок электрокардиосигнала, на котором заведомо не содержится никаких зубцов (несколько миллисекунд сразу после Т зубца). При обнаружении комплекса в данной ситуации необходимо также учитывать априорную информацию о свойствах полезного сигнала. Для таких ситуаций не подходят методы, основанные на поиске сходства с определенным ранее комплексом, так как понятие обобщенной модели неприемлемо. Поэтому наиболее эффективными в этих условиях являются ранговые алгоритмы с адаптацией к текущей помехе [10].

Более простые и быстрые методы распознавания используют информативные признаки формы (ИПФ). На рисунке 2.2 приведена дихотомическая систематизация методов выбора информационных

признаков кардиокомплексов, являющихся определяющими при различных методах распознавания [24].

Выбор информативных признаков при распознавании является сложной проблемой. Выбор признаков осуществляется либо в пространстве измерений, путем сокращения избыточности, либо в преобразованном пространстве, где из n-мерного вектора признаков в другом пространстве получают вектор признаков меньшей размерности. Такое преобразование пространства может быть линейным или нелинейным. Информативные признаки формы определяются либо во временной, либо в частотной областях. А их количество может быть как фиксированным, так и переменным (например, при последовательном анализе) [10].

Достаточно часто в качестве информативных признаков используют результаты измерения различных параметров сигналов. Применяются интегральные параметры, характеризующие сигнал в целом или локальные параметры, характеризующие сигнал в определенные моменты времени [5].

Информативные признаки, полученные на основе измерения амплитудно-временных параметров, представляют массив, в который заключены результаты измерения амплитуд и длительностей исходного или преобразованного ЭКС. Методы распознавания на основе измерения амплитудно-временных параметров электрокардиосигналов достаточно просты в реализации, но обладают невысокой устойчивостью к помехам и к изменчивости кардиокомплексов, так как не берут в расчет их структуру. Чтобы повысить достоверность распознавания, необходимо ввести адаптивные пороговые комплексы, что приводит к усложнению расчетов, а значит к затруднениями в реализации. Из этого можно сделать вывод, что какими бы не были усовершенствования, в рамках данного метода они не дадут улучшения результата в распознавании кардиокомплексов.

Использование интегральных параметров позволяет избавиться от части помех за счет интегрирования (накопления, сложения). В простейшем случае для обнаружения положительных КИ на фоне аддитивной

гауссовской помехи с нулевым средним используется односторонний линейный алгоритм [10].

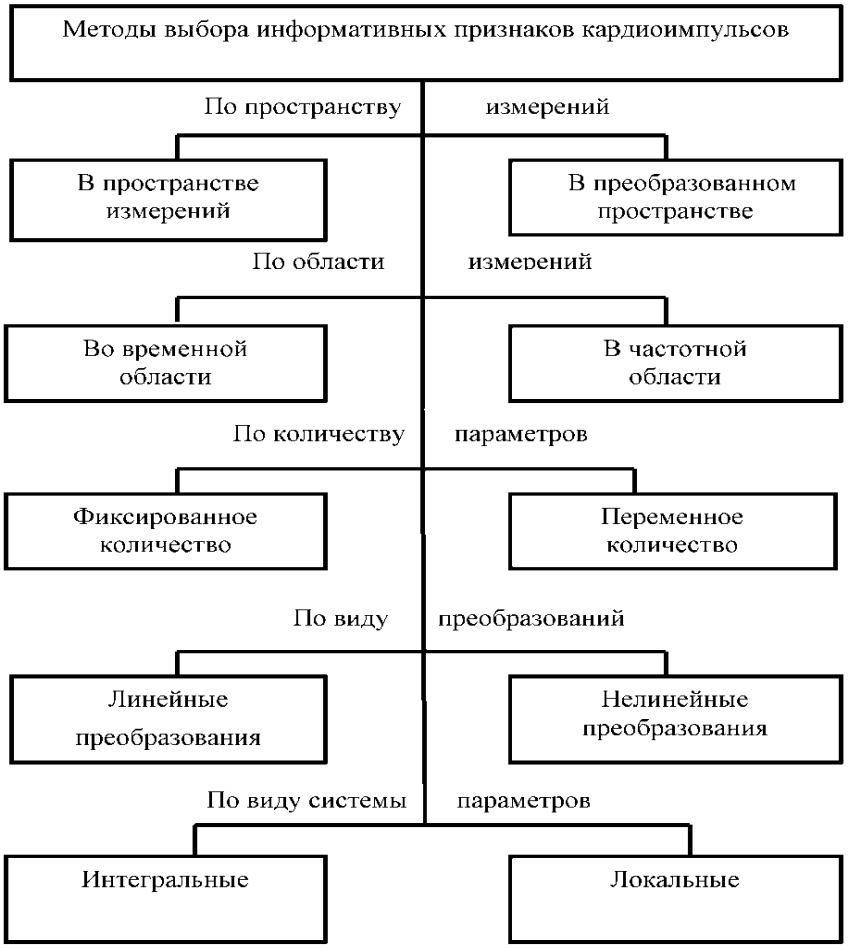

Рисунок 2.2 – Схема систематизации методов выбора информативных признаков кардиокомплексе

Заслуживает интерес применение усреднения повторяющихся сигналов (когерентное накопление) при обработке ЭКС [21]. Такая процедура достаточно сложна из-за изменчивости сигнала и находит лишь ограниченное применение при специальных исследованиях.

Недостатками вышеперечисленных методов является высокая сложность, что требует значительных объемов вычислительных операций и, как следствие, больших затрат времени на распознавание кардиокомплексов.

Однако, при создании современных портативных кардиосистем, работающих в режиме реального времени, необходимы простые, быстрые и надежные алгоритмы распознавания, основанные на упрощенном непротиворечивом описании.

2.2 Методы, применяемые для обнаружения QRS комплексов

Форма волны цикла ЭКГ может изменяться под воздействием многочисленных нарушений, включая ишемию миокарда, инфаркт, блокаду проводящих путей, и эктопическую активность [21]. Невозможно предложить единственный метод анализа, который мог бы учесть все случаи и причины аномальных изменений формы электрокардиосигнала. Ниже будут рассмотрены некоторые методы, применяемые для обнаружения QRS – комплексов нормальных и патологических.

В настоящее время существует множество методов, направленных на извлечение той или иной информации получаемой при помощи ЭКГ. Благодаря такому вниманию к проблеме диагностики патологий сердца все эти методы постоянно усовершенствуются и дорабатываются. Особенно продвижение в данном направлении стало актуально с приходом в нашу жизнь мобильных устройств и прочих гаджетов, помогающих контролировать сердечный ритм, и его нарушения в течение длительного времени.

Алгоритм обнаружения QRS-комплекса, основанный на производной был предложен, исследован и оценен Томпкинсом. Алгоритм работает следующим образом. Аппроксимируется сглаженная трехточечная первая производная $y_0(n)$ от данного сигнала $x(n)$ по формуле 2.2. Вторая производная аппроксимируется по формуле 2.3. Оба предыдущих результата взвешиваются и комбинируются, что дает результат, полученный по формуле 2.4.

$$y_0(n) = |x(n) - x(n-2)|, \quad (2.2)$$

$$1(n) = |x(n) - 2x(n-2) + x(n-4)|, \quad (2.3)$$

$$y_2(n) = 1{,}3y_0(n) + 1{,}1y_1(n), \quad (2.4)$$

Результирующий сигнал $y_2(n)$ сканируется с использованием порога равного 1,0 во всех случаях. Когда этот порог пересекается с сигналом, последующие восемь отсчетов так же проверяются с использованием того же самого порога. Если, по меньшей мере, шесть из восьми точек проходят текст с использование порога, данный сегмент, состоящий из восьми отсчетов, считается частью QRS-комплекса. В результате этой процедуры получается импульс, имеющий ширину, пропорциональную ширине QRS-комплекса; однако этот метод весьма чувствителен к шуму [2].

Исходный сигнал, представленный на рисунке 2.3, был пропущен через фильтр нижних частот Баттерворта восьмого порядка с частотой 90 Гц, прорежен в пять раз и профильтрован с использованием режекторного фильтра с частотой 60 Гц. Эффективная частота дискретизации составляет 200 Гц. Сигнал был нормализован делением на его максимальную величину.

Особое внимание на себя обращает высокая величина результирующего сигнала после применения производных в зоне расположения QRS-комплекса. Выходной сигнал значительно ниже или пренебрежительно мал в местах расположения зубцов P и T, невзирая на то, что в исходном сигнале имелись необычайно высокие T. Так же отмечаются на протяжении всего QRS многочисленные пики, которые связаны с наличием трех основных склонов Q-R, R-S, S-ST. Последняя кривая показывает результат сглаживания $y_3(n)$, полученный после прохождения $y_2(n)$ через фильтр 8-точечного скользящего среднего.

Для обнаружения истинной локализации QRS комплекса необходимо вычесть из найденных точек локализации QRS комплекса суммарную задержку, вносимую фильтрами. Поиск пика не может быть выполнен

непосредственно по исходному сигналу ЭКГ, так как QRS-комплекс может не быть самым высоким по амплитуде во всем сигнале. К тому же на исходном сигнале поиск значительно затрудняют артефакты и шумы.

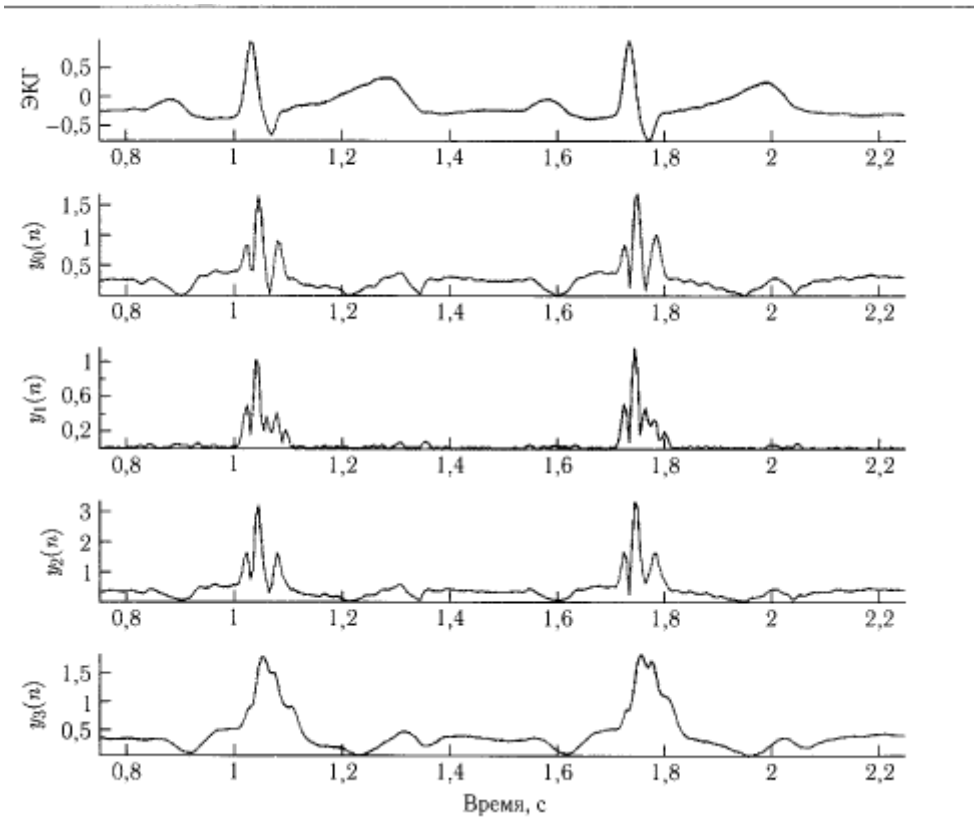

Рисунок 2.3 – Результат реализации алгоритма обнаружения QRS комплекса посредством оператора производной. Сверху вниз: первый сигнал – ЭКГ, используемая для дальнейшей обработки; $y_0(n)$ – выходной сигнал основанный на первой производной оператора, заданного уравнением 1; $y_1(n)$ – выходной сигнал, основанный на второй производной оператора, заданного уравнением 2; $y_2(n)$ – комбинированный результирующий сигнал, полученный в результате реализации уравнения 3; $y_3(n)$ – результирующий сигнал, полученный в результате пропускания $y_2(n)$ через 8-точечный фильтр скользящего среднего

Все помехи имеют свои спектры, которые могут значительно отличаться от нормальных QRS комплексов (двигательная активность), так и

быть почти идентичными им (аддитивные помехи). При этом происходит нахождение заведомо известных параметров, которые могли бы соответствовать QRS комплексу, и только в том случае, если они не были обнаружены, принимается решение о том, что присутствует помеха. Поэтому алгоритм распознавания нормы от патологии должен включать в себя функцию «идеального наблюдателя», когда решение «это искомый QRS»/ «это не QRS, а похожая на него импульсная помеха» принимается автоматом [12].

Однако фильтрация зачастую не дает желаемого результата просто потому, что импульсная помеха может иметь амплитуду намного больше самого сигнала и просачивание её через периферию полосы пропускания согласованного фильтра может давать отклик, сравнимый по уровню с откликом от обнаруживаемого сигнала. Наиболее эффективным в этом случае будет фильтр с максимальным коэффициентом прямоугольности [12], особенно большое внимание следует уделить подавлению низкочастотных компонентов.

Из-за того, что исходный сигнал известен только приблизительно, в качестве прототипа сначала должен использоваться усредненный образ фильтрованного QRS комплекса популяции. Затем, по мере накопления наблюдений в анализируемой электрокардиограмме, усредненный образец должен постепенно прототипом, характерным для данного пациента. Конечно, чтобы обеспечить возможность последующего выбора, свертка должна производиться как с прототипом нормального сердечного сокращения, так и аномального, т.е. «широкого» комплекса [12]. Свертка сигнала с его прототипом происходит с учетом того, что исходный сигнал будет изменен предшествующей фильтрацией. Таким образом, прототип является уже фильтрованным сигналом.

После свертки получается новый сигнал, который оценивается по степени достоверности обнаруженного феномена. И здесь кроется вторая причина возможного неправильного обнаружения QRS. Это связано с

различной амплитудой комплексов на ЭКГ, и если подряд идут два комплекса QRS с разной амплитудой, и при этом ни один из них не является помехой, то оба должны классифицироваться как нормальное сердечное сокращение. Для того, чтобы не допустить подобную ошибку используют пирсоновский коррелятор, сравнивающий полученный после оптимальной фильтрации отклик с прототипом этого отклика. То есть на выходе из всей системы вычисляется величина степени подобия принятого феномена прототипам, которые записаны в памяти. Причем эта величина нормирована в величинах -1,0…1,0. Прототипов в данной постановке задачи два – для нормального и «широкого» комплекса, то реализация оптимального приёмника Котельникова обеспечивается простым выбором отклика, имеющего большую степень подобия (при условии, что он превышает установленный для выбора сигнал/артефакт порог пирсоновской корреляции) [12].

В итоге получается близкий к реальной помеховой обстановке алгоритм приема. В общих чертах его работу можно описать так: скользящее окно в реальном времени сдвигается по фильтрованному сигналу ЭКГ. Непрерывно выполняется свертка входного сигнала с двумя QRS-прототипами и вычисляется пирсоновская корреляция с послесвёрточными прототипами [12]. С константным запаздыванием для каждого дискретного отсчета сигнала электрокардиограммы получаем апостериорную вероятность обнаружения искомых QRS комплексов (и нормального и патологического). И, если разрешенный порог корреляции превышен, то в соответствии с критерием Котельникова обеспечивается решение: обнаружен или нет QRS, а если обнаружен, то какой именно. При этом для каждого детектированного комплекса имеется также апостериорная вероятность ошибки решения, что становится входным сигналом для адаптивной системы, подстраивающей работу алгоритма для сигнала ЭКГ данного пациента [12].

Таким образом, данный свёрточно-корреляционный алгоритм обеспечивает близкое к энергетическому оптимуму детектирование QRS

комплексов, которое даже теоретически не может быть достигнуто никакими другими способами. Применением пирсоновского коррелятора и исключением блока автоматической регулировки усиления обеспечивается минимизация рисков ошибок первого и второго рода [12]. Реализация принципа Котельникова позволяет перейти к распознаванию комплекса на самом раннем этапе, почти одновременно с обнаружением. Использование системы адаптации прототипов дает возможность через короткое время настроить алгоритм приема для наиболее эффективного детектирования сигнала с учетом индивидуальных особенностей электрокардиограммы пациента. Вычислительная сложность и требования к мощности процессора остаются при этом в допустимых для современной аппаратуры пределах [12].

Еще один метод, обладающий высокой степенью распознавания, основан на технике аналитических спектров. Он является достаточно сложным для реализации в портативных устройствах, однако как обладает высокой достоверностью. Детектирование нарушений работы сердца данным способом основано на выделении сердечного ритма и обнаружении его резких изменений. Для выделения применяется основанная на многомасштабном корреляционном техника аналитических спектров [1]. Обе эти составляющих опираются на то, что в ЭКГ сигнале повторяются многократно QRS комплексы. Исходя из того, что соседние QRS комплексы имеют почти повторяющуюся форму, автокорреляционная функция сигнала будет максимальна при сдвиге этого же сигнала относительно самого себя на время между комплексами, то есть на локальный период их повторений. Локальный период может значительно изменяется во времени. Его определяют по формуле 2.5:

$$r_x(t,\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} \varphi(t-t',\tau)x(t'+\frac{\tau}{2})x(t'-\frac{\tau}{2})dt', \qquad (2.5)$$

где: t – текущий момент времени; τ – переменный масштаб корреляции.

Для повышения робастности метода в условиях сильных помех было бы рационально использовать сглаженную версию оценки автокорреляционной функции:

$$R_x(t,\tau) = \int_{-\infty}^{+\infty} r_x(t,\tau')w_\sigma(\tau-\tau')d\tau', \qquad (2.6)$$

где: $w_\sigma(\tau')$ – некоторая оконная функция, ширины σ.

Однако при помощи данного уравнения повышается устойчивость в оценках периода, но теряется точность. Компромисса можно достичь с помощью подбора оптимальной ширины окна σ. Таким образом, σ является параметром метода, значения которого должны подбираться исходя из особенностей конкретного анализируемого сигнала и проводимых измерений (частоты оцифровки, наличие предобработки и т.д.).

При помощи преобразования Фурье можно написать уравнение спектров в следующем, более компактном и удобном для анализа виде:

$$R_x^+(t,\tau) = \frac{1}{\tau}\int_{-\infty}^{+\infty} W_\sigma(f)S_{Ft}(f)S_{Pt}(f)\exp(2\pi i f\tau)\,df, \qquad (2.7)$$

где: SFt(f) и SPt(f) – введенные аналитические спектры локального будущего $x_{Ft}(t)$ и прошлого $x_{Pt}(t)$ сигнала; W_σ(f) – весовая функция, она и есть преобразование Фурье от окна $w_\sigma(\tau')$.

Функции $S_{Ft}(f)$ и $S_{Pt}(f)$ названы аналитическими спектрами по той причине, что определяющие их интегралы допускают аналитическое продолжение с действительной оси частот f в нижнюю полуплоскость комплексной плоскости. Если форму сглаживающего окна выбрать в виде

плотности гауссова распределения, то и преобразование Фурье от него будет гауссовой формы, так что оценка автокорреляционной функции, которую использовали для выделения локального периода ЭКГ – 2.13 формула, принимает следующий окончательный вид:

$$R_x^+(t,\tau) = \frac{1}{\tau}\int_{-\infty}^{+\infty} \exp\left(-\frac{1}{2}(2\pi f\sigma)^2\right) S_{Ft}(f) S_{Pt}(f) \exp(2\pi i f\tau)\, df. \qquad (2.8)$$

Структурная схема описанных вычислений приведена на рисунке 2.4.

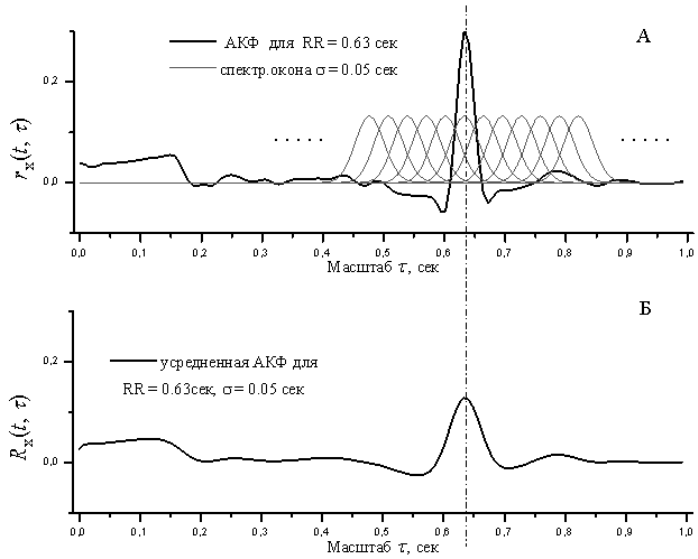

Рисунок 2.4 – Робастная оценка автокорреляционной функции: А – оценка автокорреляционной функции сигнала ЭКГ и семейство сглаживающих окон; Б – сглаженная окнами семейства оценка автокорреляционной функции

Для получения достоверной динамики локального периода сердечных сокращений необходимо определять положение бокового пика T_t по оценке автокорреляционной функции, формируемой, например, с некоторым временным шагом, меньшим среднего периода сердечных сокращений примерно в 1 секунду.

Последовательные локальные периоды T_t осуществляются регулярно. Каждый последующий период определяется как максимум автокорреляционной функции в пределах предыдущего найденного интервала. Границы его задаются вилкой в ± 20% от величины предыдущего периода. Начинается процедура детектирования ритма прямым поиском бокового максимума автокорреляционной функции в пределах доверительного интервала $[\tau_{max}/10; \tau_{max}]$, τ_{max} – максимальный анализируемый масштаб. Если на каком-то шаге значение T_t приближается к границам доверительного интервала, рекуррентное оценивание останавливается и процедура инициализируется заново [1].

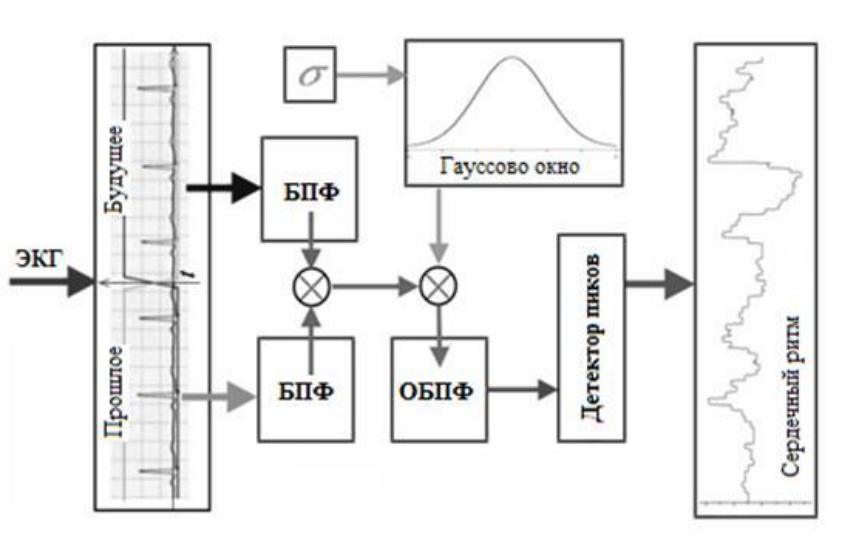

Рисунок 2.5 – Структурная схема реализации алгоритма вычисления оценки автокорреляционной функции и последующего детектирования периодов сердечных сокращений.

Метод обнаружения в детектированном ритме эпизодов, соответствующих экстрасистолам, основывается на следующих известных фактах. Форма большинства экстрасистол подобна форме QRS комплексов. Поэтому на автокорреляционных функциях они также проявляются как боковые максимумы, но только расположенные несколько ближе к началу координат, чем максимумы соседних нормальных QRS. В результате, в

динамике локального периода T_t экстрасистолам, как правило, соответствуют фрагменты сначала резкого уменьшения периода, а затем резкого, превосходящего величину текущих нормальных сокращений, увеличения. Это обусловлено наличием компенсаторной паузы, которая появляется после экстрасистолы. На графике динамики локального периода экстрасистолам соответствует характерный П-образный фрагмент – импульс резкого сокращения/увеличения периода. Таким образом, обнаружение экстрасистол сводится к обнаружению П-образных эпизодов на фоне относительно плавного изменения самого периода [1].

Для автоматического обнаружения экстрасистол текущие значения индикатрисы скачков подвергались пороговому сравнению. При этом процедура регистрация момента времени появления экстрасистолы была организована вполне аналогично процедуре порогового детектирования R-пиков QRS комплексов [1].

Существующих на сегодняшний день методов, для обнаружения патологических QRS комплексов, достаточно много. Все они, так или иначе, являются модификацией каких-то предыдущих методов. Усовершенствование уже известных способов при помощи средств современной техники увеличивает вероятность правильного устранения разного рода помех, детектирования патологических комплексов, расширяет возможности формирования классов сравнения. Однако до сих пор остается проблема, связанная с непредсказуемостью поведения ЭКС даже у одного пациента, в те или иные промежутки времени. В связи с этим невозможно разработать какой-либо алгоритм, универсальный для всех, так или иначе будут наличествовать какие-то параметры, которые придется подстраивать под каждого конкретного пациента.

Также немаловажной причиной неправильной диагностики экстрасистол является искаженный ЭКС. Большинство существующих на данный момент методов, что так же было отмечено выше, отличаются

высокими требованиями к возможностям техники, которая используется для обнаружения патологических комплексов, и к качеству получаемого сигнала.

В настоящее время одной немаловажной проблемой является технический аспект – большинство современной аппаратуры не в состоянии зарегистрировать сигнал без помех или качественно очистить его, даже если пациент неподвижен, что говорить о том варианте, когда пациент находится в состоянии свободной физической активности. В связи с этим затруднительно получить качественный сигнал и определить на нем какие-либо патологические комплексы. Именно поэтому необходимо совершенствование способов и алгоритмов обнаружения желудочковых аритмий на основе автоматической обработки и анализа электрокардиосигналов [14].

3 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ОБНАРУЖЕНИЯ QRS-КОМПЛЕКСОВ

Исходя из всего сказанного выше, можно сделать вывод о том, что все методы, которые существуют на сегодняшний день, имеют достаточно ограниченные возможности в отношении выявления различных по морфологии экстрасистол. Ни один из этих методов не будет детектировать экстрасистолы, которые не уширены, а такое в практике встречается, пусть и редко. Так же не все они могут обнаруживать такие варианты экстрасистолий как бигеминиии и тригеминии. Поэтому необходимо разработать такой метод, который учел бы эти недостатки и был их лишен.

3.1 Обоснование выбора отведений для реализации алгоритма

Признаком экстрасистол на ЭКС является эктопический QRS комплекс. Он деформирован за счет уширения зубца R и увеличения его амплитуды – это наиболее часто встречающийся вариант экстрасистолы. Реже могут наблюдаться другие формы: широкий и опущенный вниз зубец S, элевация сегмента ST и, соответственно, высокий T зубец, и наоборот невыраженный на фоне нормальных комплексов зубец R. Так же крайне редко, но все же встречаются случаи, когда весь комплекс QRS не изменен, и экстрасистолу можно диагностировать только по компенсаторной паузе. Из-за такого морфологического разнообразия эктопических комплексов их достоверное обнаружение и отграничение от нормальных QRS является достаточно сложной задачей.

В основе разработки алгоритма лежит предположение о том, что надо подобрать сигналы с таких двух отведений, чтобы при сложении нормальные зубцы максимально компенсировали друг друга [14]. В свою очередь очаги сигнала, соответствующие эктопической активности, в силу своей деформированной формы, не будут компенсироваться так же эффективно, что позволит безошибочно определить их в общем сигнале. В идеале

отведениями, которые соответствуют данному предположению, являются V1 и V6. Такой выбор обусловлен особенностями расположения электродов по отношению к проводящей системе сердца, при нормальном расположении его оси. Обращать особое внимание необходимо на зубцы R и S, так как они обладают большей амплитудой в данных отведениях, чем P, T или Q, который практически никогда не видим. Если смотреть на отведение V6, то видно высокий R, потому что вектор импульса, проходящего по левой ножке пучка Гисса, направлен фактически на электрод. Так же в этом случае виден неглубокий, а иногда и неразличимый, S, так как вектор распространения импульса по волокнам Пуркенье направлен в противоположную от электрода сторону. На отведении V1 ситуация наблюдается абсолютно противоположная: импульс будет сначала проходить по правой ножке пучка Гисса будто бы от электрода, в связи с этим на ленте мы увидим низкий, по сравнению с другими грудными отведениями, зубец R, а затем проходя по волокнам Пуркенье вектор импульса будет направлен в сторону электрода, поэтому зубец S – глубокий.

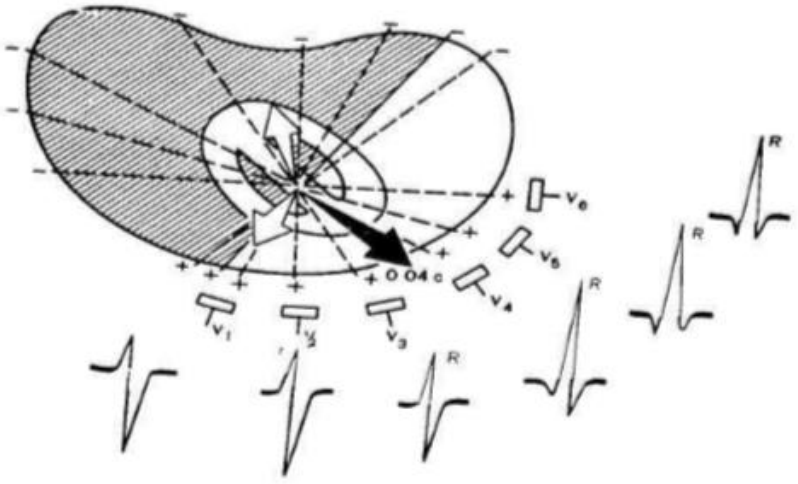

Рисунок 3.1 – Формирование зубца R под влиянием среднего моментного вектора желудочковой деполяризации

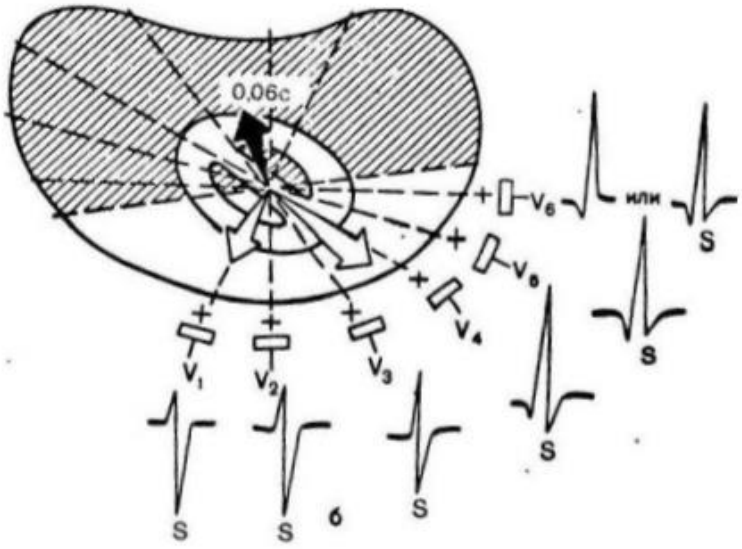

Рисунок 3.2 – Формирование зубца S под влиянием среднего моментного вектора желудочковой деполяризации

Таким образом, выбор этих двух отведений в полной мере отражает процессы поляризации и деполяризации, происходящие в обоих желудочках сердца в систолу; также они фиксируют противоположные направления вектора распространения электрического импульса по проводящим путям; и только эти два отведения располагаются практически друг напротив друга. Использование других отведений стандартных или дополнительных может не привести к нужным результатам, поскольку нет максимальной разницы между зубцами, так как все они будут лежать примерно в одной плоскости.

3.2 Описание и разработка алгоритма автоматического обнаружения эктопических комплексов

Разрабатываемый алгоритм автоматического обнаружения эктопических комплексов базируется на объединении двух ранее существующих методов. Первый – метод детектирования желудочковых экстрасистол, основанный на электрофизиологических механизмах формирования ЭКС. Он был разработан в 1990 году [13]. Суть метода

заключается в подборе двух таких отведений ЭКГ, электрокардиосигналы которых в результате совместной обработки S обеспечивают взаимную компенсацию типичных QRS комплексов. При возникновении эктопических комплексов соотношение ЭКС двух отведений изменяется, при этом на сигнале, полученном в ходе обработки, появляется всплеск, который обнаруживается пороговым устройством [14].

Одним из вариантов реализации данного метода является разделение ЭКС каждого отведения на положительные и отрицательные части. Далее для более качественной компенсации сигналов, чтобы S было близко к нулю, осуществляют подбор четырех коэффициентов.

Тщательные исследования программной реализации способа показали ряд его недостатков:

— подбор 4-х коэффициентов занимает достаточно много времени и не всегда приводит к удовлетворительному результату;

— в отсутствии эктопических комплексов не всегда удается подобрать подходящую пару ЭКГ-отведений.

Второй метод – метод непосредственного обнаружения QRS комплексов [13]. Суть его заключается в том, чтобы по каждому кардиокомплексу формировать положительный моноимпульс. Это действие облегчило подбор ЭКГ отведений, для исследований, а так же повысило достоверность обнаружения патологических комплексов. Обнаружения QRS основано на процедуре MSMI (Maximum Subtract Minimum, Integration), которая выполняется в скользящем окне, за счет чего и формируется моноимпульс. Процедура MSMI заключается в выполнении четырех последовательных операций:

— нахождение максимального значения отсчета в скользящем окне размером $n=2s+1$;

— нахождение минимального значения отсчета в скользящем окне размером $n=2s+1$;

— вычитание минимального значения из максимального в скользящем окне размером n=2*s*+1;

— интегрирование (сглаживание) в скользящем окне размером m.

Формально процедура *MSM* записывается следующим образом:

$$y_{max}(t) = \max(x(t-s), x(t-s+1), \dots, x(t-1), x(t), x(t+1), \dots, x(t+s-1), x(t+s)); \quad (3.1)$$

$$y_{min}(t) = \min(x(t-s), x(t-s+1), \dots, x(t-1), x(t), x(t+1), \dots, x(t+s-1), x(t+s)); \quad (3.2)$$

$$MSM(t) = y_{max}(t) - y_{min}(t). \quad (3.3)$$

$$MSMI = \frac{\sum_{t-1}^{m} MSM(t)}{m}. \quad (3.4)$$

Решающее правило для обнаружения любых QRS комплексов:

$$QRS_{\text{любые}} = \begin{cases} MSMI \geq A \\ MSMI < A' \end{cases} \quad (3.5)$$

где: A – пороговое значение типичного QRS-комплекса.

Решающее правило, которое описывает алгоритм MSMI:

$$Ectop(t) = \begin{cases} 1, & S \geq J \\ 0, & S < J' \end{cases} \quad (3.6)$$

где: J – патологический комплекс.

Рисунок 3.3 – Примеры формирования моноимпульсов процедурой MSMI. Верхний сигнал – ЭКС с высокоамплитудным Т зубцом; второй сигнал – ЭКС с дрейфом изолинии; третий – ЭКС с артефактами движения; последний сигнал – ЭКС с отрицательными QRS комплексами

Процедура MSMI обладает рядом полезных свойств, позволяющих использовать ее для автоматического обнаружения QRS комплексов ЭКС:

— на выходе процедуры, независимо от формы QRS комплексов, формируются только положительные моноимпульсы, соответствующие QRS комплексам;

— процедура обладает фильтрующими свойствами, зависящими от размеров окна, поэтому предварительная обработка ЭКС не обязательна.

На рисунке 3.3 показаны примеры формирования моноимпульсного сигнала процедурой MSMI (тонкая линия – входной ЭКС, толстая – моноимпульсный сигнал). Во всех четырех случаях моноимпульсный сигнал позволяет однозначно обнаружить QRS комплексы.

Для примеров, показанных на рисунке 3.3, n=11 – шаг скользящего окна для определения максимума и минимума, m=21 – шаг скользящего окна

для расчета среднего значения, частота дискретизации – 500 отсчетов в секунду [14].

Объединение и модификация этих двух описанных выше методов обеспечили создание алгоритма обнаружения эктопических QRS комплексов электрокардиосигнаов, который определяется следующим выражением:

$$S(t) = MSMI_1(t) - K \cdot MSMI_2(t), \quad (3.7)$$

где: К – коэффициент, устанавливаемый в начале исследования таким образом, чтобы максимально скомпенсировать типичные QRS комплексы. Индивидуален для каждого случая.

Структура, иллюстрирующая предложенный способ, показана на рисунке 3.4, Пример формирования импульсов, соответствующих эктопическим комплексам, показан на рисунке 3.5.

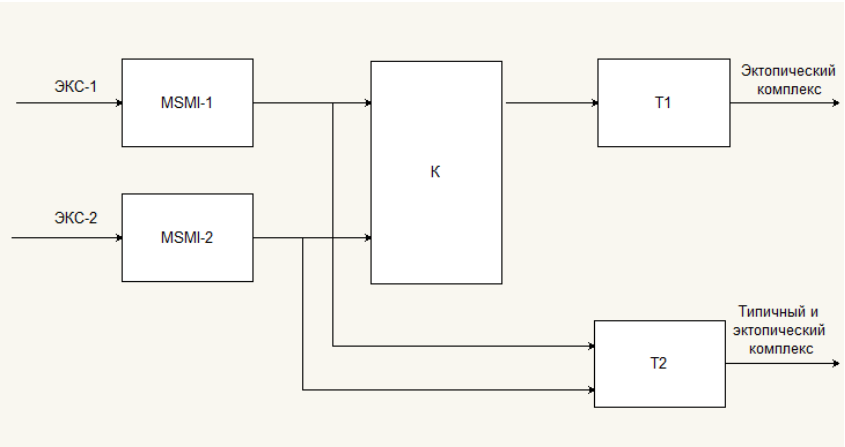

Рисунок 3.4 – Структура, иллюстрирующая предложенный способ дифференцированного обнаружения QRS комплексов ЭКС. Здесь: К – коэффициент, подбираемый индивидуально в зависимости от условий снятия ЭКГ, Т1 и Т2 – пороговые устройства, регистрирующие нормальные либо эктопические комплексы.

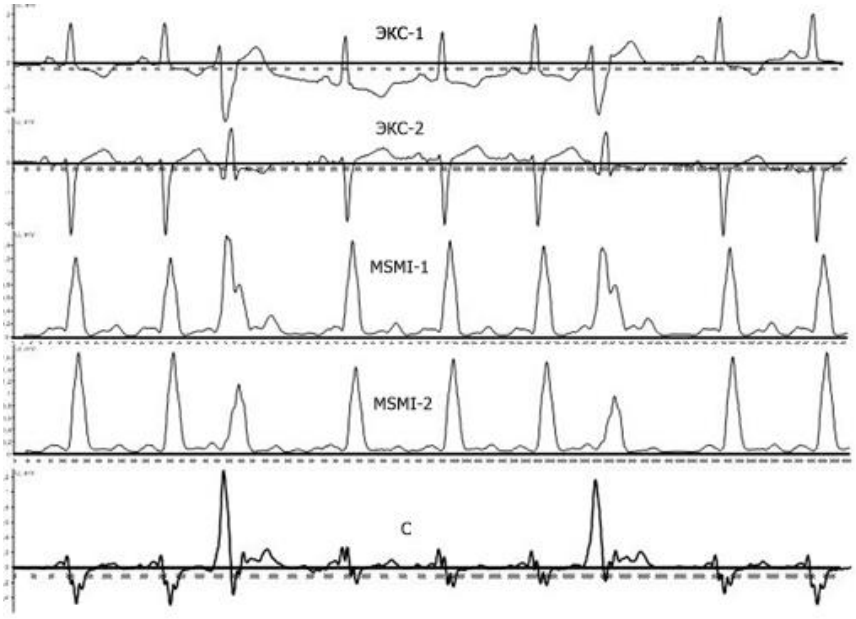

Рисунок 3.5 – Формирование импульса, соответствующего эктопическому комплексу

В результате был разработан алгоритм автоматического обнаружения QRS комплексов. Используемый алгоритм определения экстрасистол представлен на рисунке 3.6. На данном рисунке v – ввод всех данных, подбирающихся индивидуально для каждого случая (выбор шага скользящего окна, введение коэффициента K, установление порога); S – скомпенсированный моноимпульс. Загрузка ЭКС подразумевает собой ввод сигнала, содержащего два оптимальных для дальнейшего суммирования отведений.

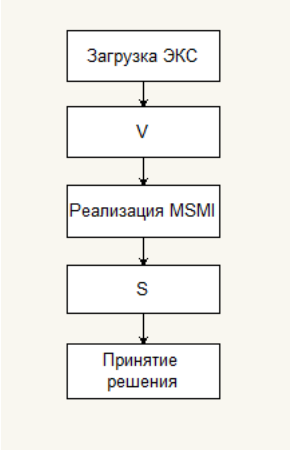

Рисунок 3.6 – Алгоритм обнаружения патологических QRS комплексов

Способ дифференцированного обнаружения QRS комплексов целесообразно использовать в системах холтеровского мониторирования и мобильных телеметрических системах ЭКГ диагностики. Это поможет повысить частоту выявления экстрасистол, и соответственно позволит своевременно принимать меры профилактики и предупреждения данной аритмической патологии.

3.3 Реализация алгоритма автоматического обнаружения эктопических QRS комплексов в среде Matlab

Для реализации алгоритма используется система математического программирования Matlab, разработанная американской компанией MathWorks. В настоящее время пакет Matlab представляет собой развитую интегральную программную среду, включающую собственный язык программирования [8]. Это позволяет быстро выполнять различные операции над векторами и матрицами, такие как умножение и обращение матриц, вычисление определителей, нахождение собственных чисел и векторов. Кроме того, в Matlab встроены операции вычисления обычных функций (алгебраических, тригонометрических, логических), решения алгебраических и дифференциальных уравнений, операции построения графиков и ряд других [8].

Matlab является языком программирования высокого уровня [8]. Стандартными являются функции нахождения корней полиномов, решения линейных и нелинейных алгебраических уравнений, моделирования линейных динамических систем. Эти функции образуют ядро Matlab. Помимо ядра, в пакете Matlab реализовано несколько десятков тулбоксов (библиотек специализированных подпрограмм), предназначенных для решения разнообразных практических задач [8].

Поскольку одной из целей является простата алгоритма, то при его реализации нецелесообразно прибегать к специальным пакетам, которые

встроены в программу Matlab. Условно написанную программу можно разделить на 4 этапа:

— загрузка данных;

— формирование и реализация скользящих окон;

— расчет по формуле 3.7;

— построение графиков.

Скрипт программы с комментариями приведен в приложении А.

Наибольшую сложность при реализации алгоритма представляют скользящие окна. Их в структуре алгоритма подразумевается 2. Первое для расчета максимума и минимума в каждом отведении. Второе – рассчитывает средние значения для каждого из двух сигналов. Принцип реализации в обоих случаях одинаков, разница заключается в ширине самого скользящего окна, и как следствие в количестве циклов.

Для реализации выбран цикл с определенным числом операций, так как шаг каждого окна известен заранее. Оператор цикла for .... end выполняет инструкцию или группу инструкций предопределенное число раз. По умолчанию шаг приращения равен 1. Можно задавать любое приращение, в том числе отрицательное. Для положительных индексов выполнение завершается, когда значение индекса превышает конечное значение; для отрицательных приращений выполнение завершается, когда индекс становится меньше чем конечное значение [25].

Первый цикл, реализующий скользящее окно для выбора максимальных и минимальных значений, содержит 9 шагов с шагом в единицу, то есть: for i2=1:1:9. Смещение такого окна осуществляется на единицу. Внутри цикла есть оператор условия if .... end, который вычисляет некоторое логическое выражение и выполняет соответствующую группу инструкций в зависимости от значения этого выражения. Если логическое выражение истинно, то программа выполнит все инструкции между if и end, а затем продолжит выполнение программы в строке после end. Если условие

ложно, то Matlab пропускает все утверждения между if и end и продолжит выполнение в строке после end [25]. Для данного цикла устанавливается два условия. Первое выглядит таким образом: if i3<numel(val(:,1)), то есть осуществляется нахождение наименьшего значения в окне, которое обозначается в дальнейшем переменной i3. Второе условие осуществляет поиск наибольшего значения в окне из девяти значений: if i4>numel(val(:,1)). Обе переменные i3 и i4 формируют столбец максимальных и минимальных значений для II стандартного отведения, о чем говорит выбор первого столбца из матрицы val. Далее происходит вычисление разницы между максимальным и минимальным значениями в окне. По итогам расчетов формируется массив i8. Аналогичным образом происходит нахождение максимума и минимума для первого грудного отведения. Для расчетов берутся значения второго столбца матрицы val. По результатам формируются массивы i5 и i6 соответственно. Разница между значениями данных двух массивов отражена переменной i7. Массивы i7 и i8 помещаются в заранее заготовленные пустые кластеры ed1 и ed2 соответственно. Завершается данный цикл оператором end.

Второй цикл формирует скользящее окно для нахождения среднего значения в массивах ed1 и ed2. Данное окно имеет ширину в 19 значений, шаг смещения остается неизменным. Синтаксис цикла выглядит следующим образом: for o=1:1:19. Все значения, которые охватывает окно в каждый момент смещения, переправляются в массив ed31. Внутри ed31 производится нахождение среднего значения, путем суммы всех значения и деления на 19:

o3=sum(ed31(:,1));

o4=o3/19.

Затем каждое значение o4 помещается в пустой кластер ed5 для второго стандартного отведения и в кластер de4 – для первого грудного отведения.

Для того чтобы в дальнейшем упростить процедуру проведения исследований данного алгоритма, необходимо создать управляющую форму,

которая позволит работать с программой даже человеку далекому от понимания сути метода. Для этого воспользуемся специальной средой Matlab – GUIDE, которая позволяет создать простой и удобный интерфейс.

GUI – разновидность пользовательского интерфейса, в котором элементы интерфейса (меню, кнопки, значки, списки и т. п.), представленные пользователю на дисплее, исполнены в виде графических изображений [17].

В отличие от интерфейса командной строки, в GUI пользователь имеет произвольный доступ (с помощью устройств ввода — клавиатуры, мыши, джойстика и т. п.) ко всем видимым экранным объектам (элементам интерфейса) и осуществляет непосредственное манипулирование ими. На рисунке 3.7 представлено окно программы, реализующей алгоритм MSMI.

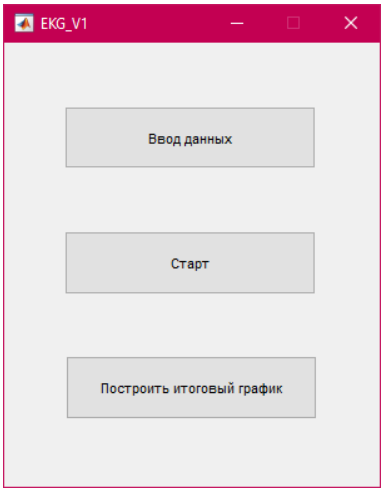

Рисунок 3.7 – Окно программы, обнаружения экстрасистол методом MSMI

Ниже на рисунке 3.8 и 3.9 приведены примеры работы алгоритма MSMI. Для визуализации работы алгоритма взят участок сигнала № 202 во временном промежутке от 00:20 до 00:30 секунд. На рисунке 3.8 два отведения исходного сигнала, загруженные при помощи программы в среду Matlab. На рисунке 3.9 полученный, в ходе преобразований, моноимпульс на верхнем графике, и обнаруженная экстрасистола на нижнем. Порог для

данного участка сигнала взят стандартный – 60 е.м.р., а весовой коэффициент K равен 1,2.

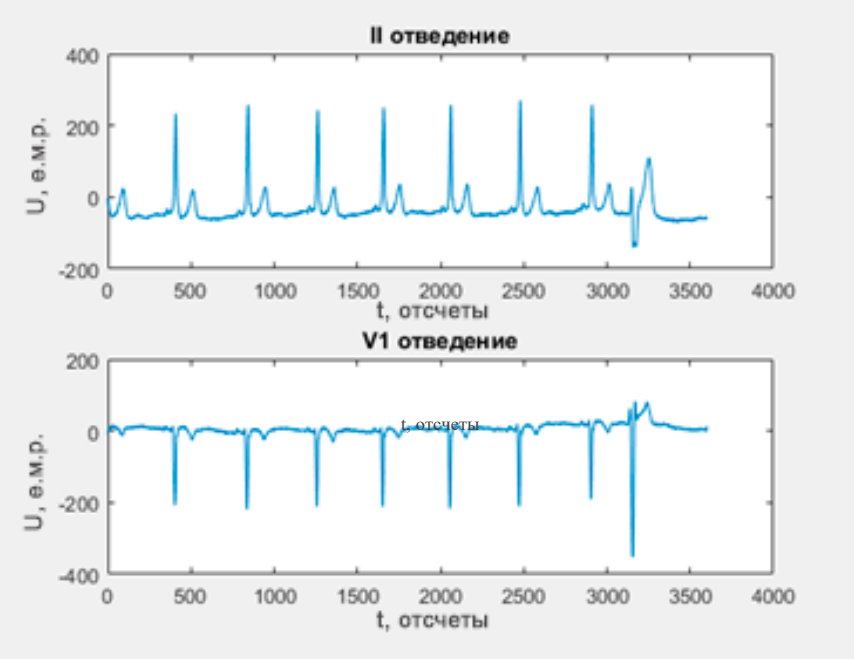

Рисунок 3.8 – Исследуемый участок сигнала №202

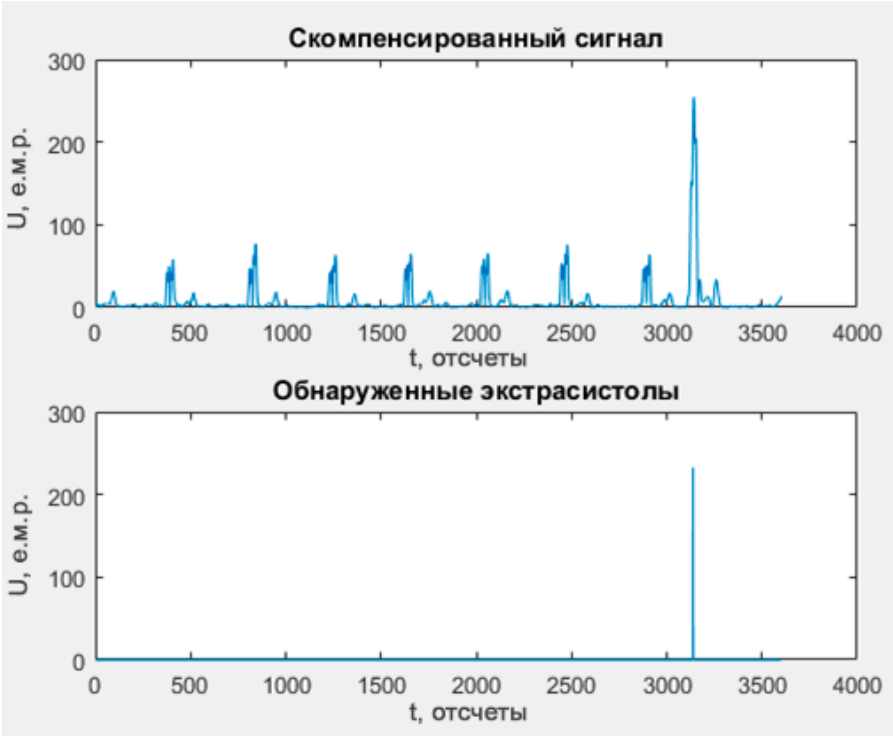

Рисунок 3.9 – Результат работы алгоритма MSMI

Таким образом, был описан и разработан алгоритм автоматического обнаружения QRS комплексов. Был обоснован выбор максимально удобных для исследования отведений. Были описаны формулы, лежащие в основе работы алгоритма, выведены решающие правила. Так же обоснован выбор программной среды, для реализации алгоритма и был приведен пример работы в данной среде.

4 ИССЛЕДОВАНИЕ АЛГОРИТМА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ QRS-КОМПЛЕКСОВ

4.1 Разработка методики исследования алгоритма

Исследование работоспособности алгоритма подразумевает под собой составление исследовательской методики оценки эффективности обнаружения патологических QRS комплексов. Данная методика содержит в себе несколько этапов.

Этап 1.

На этом этапе производится обзор баз данных на просторах интернета, которые содержат реальные ЭКС с необходимой для данного исследования патологией – экстрасистолией. Затем, когда определена база, с которой будет производится работа, необходимо отобрать несколько сигналов каждого типа патологии: одиночные экстрасистолы, несколько мономорфных экстрасистол, полиморфные экстрасистолы, бигимении, тригимении.

Так же перед алгоритмом обнаружения патологических QRS комплексов стояла задача помехоустойчивости. Поэтому необходимо так же отобрать сигналы с дрейфом изолинии и наличием шумов.

Этап 2.

Второй этап исследования решает вопрос о выборе ширины скользящего окна, в котором определяются максимальные и минимальные значения сигнала на определенном участке. Этот прием относится к ранговой фильтрации – наиболее распространенному методу устранения помех на сигнале.

Этап 3.

На третьем этапе исследования алгоритма также решается проблема выбора ширины скользящего окна, в котором производится интегрирование. Это окно осуществляет фильтрацию, что помогает избавиться от низкочастотных помех, присутствующих на сигнале.

Этап 4.

Для дальнейшей реализации алгоритма обнаружения патологических QRS комплексов согласно формуле 3.7 необходимо ввести коэффициент. Здесь можно выделить два пункта. В первую очередь необходимо осуществить индивидуальный подбор коэффициента для каждого сигнала, чтобы обеспечить максимальную компенсацию двух отведений. Во вторую очередь проводится исследование, направленное на подбор общего стандартного для всех случаев коэффициента, на основе анализа полученных ранее данных.

Этап 5.

На данном этапе производится подбор оптимального порога, для обнаружения патологических эктопических комплексов. Этот этап тесно связан с подбором коэффициента и также делится на две составляющих: подбор индивидуального порога для каждого скомпенсированного сигнала и возможность нахождения общего стандартного для всех сигналов порога.

Этап 6.

Когда осуществился подбор индивидуальных или же стандартных параметров, обеспечивающих корректную работу алгоритма, необходимо исследовать его на помехоустойчивость. Как уже было сказано, перед данным алгоритмом стоит задача нечувствительности к помехам. Для проведения данного этапа исследования необходимо на этапе 1 выбрать сигналы, содержащие помехи, дрейф изолинии. Возможно наложение помех на сигналы, изначально их не содержащие.

Согласно данному плану будем производить исследование алгоритма. Будут рассмотрены результаты, полученные на всех используемых для исследования сигналах. В конце будет сделан вывод о работоспособности алгоритма, о количестве правильно и неправильно обнаруженных экстрасистол.

4.2 Обоснование выбора данных для исследования

Исследование алгоритма необходимо проводить на реальных участках ЭКГ. С этой целью были произведены онлайн поиск и изучение аннотированных международных баз данных ЭКС [9]. В ходе поиска был сделан вывод о том, что наиболее полной является база данных сайта Physionet. Конкретно для исследования данного алгоритма будут использованы сигналы, находящиеся в разделе MIT-BIH Arrhythmia Database [26]. Сигналы из этой базы являются данными Массачусетского технологического института (MIT/BIH) и в настоящее время являются общепризнанным стандартом для тестирования приборов, систем и программных средств, предназначенных для кардиологических исследований [9].

Если рассматривать данный интернет-ресурс подробнее, то можно выделить три взаимосвязанных компонента. Первый – PhysioNet – онлайн форум для распространения и обмена записями и открытым исходным программным обеспечением для анализа биомедицинских сигналов. Второй – PhysioBank – архив хорошо аннотированных цифровых записей физиологических сигналов. Третьим компонентом является PhysioToolkit – библиотека открытого исходного программного обеспечения для обработки физиологических сигналов и анализа, а также для обнаружения физиологически значимых событий [9].

Все записи сигналов в PhisioBank сгруппированы в каталоги по видам патологий, либо по проводимым научным исследованиям. К каждому сигналу есть пояснения ос состоянии сигнала (наличие шума, помех), технические характеристики, краткая информация о пациенте. Все данные находятся в свободном доступе. Удобный поиск и визуализация сигнала осуществляются прямо в окне веб-браузера пользователя, представленного на рисунке 4.1 [9].

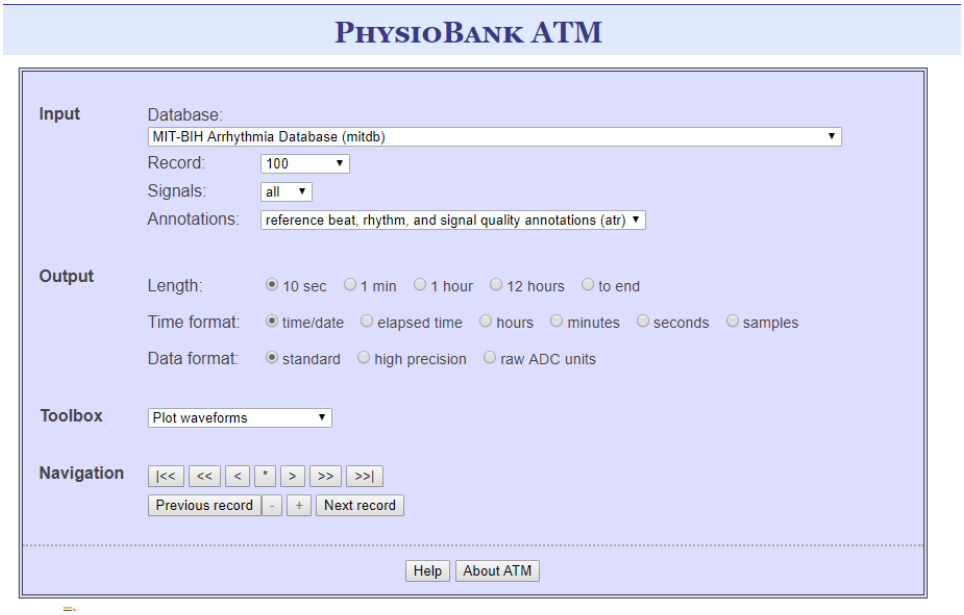

Рисунок 4.1 – Окно поиска PhysioBank

Пример записи ЭКС из описываемой базы представлен на рисунке 4.2.

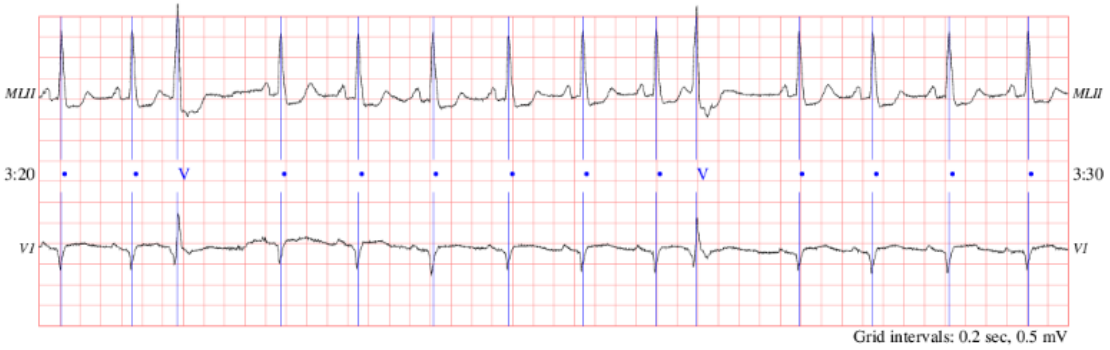

Рисунок 4.2 – Пример участка сигнала №105 базы MIT-BIN

Еще одним преимуществом этой базы электрофизиологических сигналов является возможность скачивания файлов с расширением mat, предназначенным для работы непосредственно в программе Matlab.

Для дальнейшего исследования из базы произвели отбор ряда сигналов. Основными параметрами для выбора было: гарантированное наличие

экстрасистол в сигнале, одинаковые технические характеристики сигналов, одинаковые отведения.

Для исследования были выбраны сигналы с одинаковыми техническими характеристиками, которые можно посмотреть в таблице 1.

Таблица 1 – Характеристики используемых в исследованиях сигналов.

Параметр	Значение
Длительность исследуемого сигнала	650000 интервалов образца (24 ч)
Длительность исследуемого участка с экстрасистолой	3600 интервалов образца (10 с)
Количество отведений	2 (II стандартное, V1)
Частота дискретизации	360 Гц
Разрешение АЦП	11 бит
Е.м.р.	200 мВ
Формат хранения	212
АЦП ноль	1024
Базисная линия	1024

Чтобы исследование было более информативным, из базы данных выбирали такие сигналы, которые содержали бы разное количество экстрасистол и имели бы разную форму. В ходе изучения базы данных, были отобраны сигналы, представленные в таблице 2. Всего для исследования было выбрано 14 сигналов, и с каждого из них был выделен участок в 10 секунд, для простоты и наглядности работы алгоритма. Два участка сигналов содержат всего одну экстрасистолу, 5 участков сигналов – мономорфные экстрасистолы, 5 участков сигналов – полиморфные экстрасистоы, и 2 участка сигналов имеют помимо обычных экстрасистолических комплексов бигимении. Все они зарегистрированы с одинаковых отведений: II стандартного и первого грудного (V1). Все они соответствуют требованиям, указанным в таблице 1. У всех сигналов разный уровень зашумленности, у некоторых имеется дрейф изолинии, что также отмечено в таблице 2.

Таблица 2 – Краткая характеристика участков исследуемых сигналов

Номер сигнала	Характеристика сигнала
105	На 10 секундах записи во временном интервале с 3:20 по 3:30 с были зарегистрированы 14 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы – 3 и 10 комплексы – являются однородными по своей морфологии. Преобладающей особенностью этой ленты является высококачественный шум и артефакт.
119	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 10 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы – 2 и 8 комплексы – однородны.
200	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 15 комплексов. Ритм синусовый. На сигнале видно чередование экстрасистолы и нормального комплекса, начиная с патологичного. Экстрасистолы одинаковой формы, но разные по амплитуде. Бывают случайные всплески высокочастотного шума в верхнем канале, а также сильный шум и артефакт в нижнем канале.
202	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:20 по 00:30 с были зарегистрированы 8 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолические комплексы являются однородными и поздними. Эта запись была взята из той же ленты как запись 201. ИЗ ленты 201: экстрасистолы являются однородными и поздними циклами.
203	На 10 секундах записи во временном интервале с 1:10 по 1:20 с были зарегистрированы 16 комплексов. Ритм не синусовый. Экстрасистола – 2, 6, 7, 13 комплексах. Экстрасистолы являются полиморфными. Существуют морфологические изменения QRS в верхнем канале из-за сдвига по оси. В обоих каналах есть значительный шум, включая мышечный артефакт и базовые сдвиги. Это очень сложная запись, даже для врачей.
208	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 15 комплексов. Ритм не синусовый. Наблюдаются сдвоенные однородные по своей морфологии экстрасистолы – бигеминия. В некоторых случаях происходит слияние нормального комплекса и экстрасистолического, из-за чего получаются комплексы по типу бигеминии.

Продолжение таблицы 2

210	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 15 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистола в 4 комплексе.
214	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 12 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы являются многообразными – 8 и 12 комплексы. Существует два эпизода артефактивной амплитуды уменьшение и одно появление проскальзывания ленты.
215	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:20 по 00:30 с были зарегистрированы 18 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы являются многообразными. Бигеминия – 10 и 11, 17 и 18 комплексы. Есть два очень коротких случая проскальзывания ленты.
217	На 10 секундах записи во временном интервале с 4:20 по 4:30 с были зарегистрированы 13 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы мультиформны 2 и 11 комплексы.
219	На 10 секундах записи во временном интервале с 1:00 по 1:10 с были зарегистрированы 13 комплексов. Ритм не синусовый. После некоторых переходов от фибрилляции предсердий к нормальному синусу ритм паузы длится до 3 секунд. Экстрасистолы являются полиморфными. На исследуемом участке патологичным является 11 комплекс.
221	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 12 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы многообразны но одна форма превалирует над остальными. Патологические комплексы – 3, 6, 10.
223	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:20 по 00:30 с были зарегистрированы 13 комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы являются мультиформными, на данном участке сигнала патологический комплекс – 5. Два самых длинных эпизода желудочковой тахикардии являются медленными (от 100 до 105 уд / мин) и двунаправленными

Продолжение таблицы 2

228	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:20 по 00:30 с были зарегистрированы 11 комплексов. Ритм не синусовый. Существует AV-блок первой степени. Экстрасистолы являются многообразными. Есть три кратковременных проскальзывания ленты с максимальной продолжительностью 2,2 секунд. На исследуемом участке патологичными являются 1, 3, 5, 7, 9, 11 комплексы.
233	На 10 секундах записи во временном интервале с 00:00 по 00:10 с были зарегистрированы 16 полных комплексов. Ритм синусовый. Экстрасистолы мультиформны. Патологическими являются комплексы 2, 5, 8, 12.

Таким образом, для исследования алгоритма MSMI были взяты сигналы с сайта Physionet, из базы MIT-BIH Arrhythmia Database, с пометкой PVC. На сигнале маркером экстрасистол является буква V.

4.3 Исследование влияния размера окна для нахождения максимума и минимума.

Любой ЭКС содержит в себе помехи. Причиной возникновения могут быть: электрическая активность тканей, через которые проводится импульс, артефакты, возникающие на кривой при случайном толчке аппарата или кушетки, дрейф изолинии, плохой контакт электродов с кожей, наводные токи, так называемый «фон», от осветительной сети. Для того чтобы избавиться от помех, используют различные фильтры и их модификации. В ходе реализации данного алгоритма прибегнем к процедуре ранжирования – сформируем скользящие окна, в которых будут отбираться максимальные и минимальные значения из исходного ЭКС. Далее на основании этих значений будет формироваться массив чисел для следующего шага алгоритма.

В ходе выполнения процедуры ранжирования необходимо правильно выбрать границы окон фильтра. В начале работы интуитивно выбрали

ширину окна в 9 значений. Такой параметр установлен для всех сигналов. В качестве примера того, как повлияет изменение ширины окна на конечный результат, рассмотрим участок сигнала №105, представленный на рисунке 4.3. При ширине окна в 9 значений получили результат, представленный на рисунке 4.4. Наблюдаем достаточно большое сглаживание зубцов. На месте экстрасистол формируются моноимпульсы. Разница между патологическими и нормальными зубцами уже достаточно выражена.

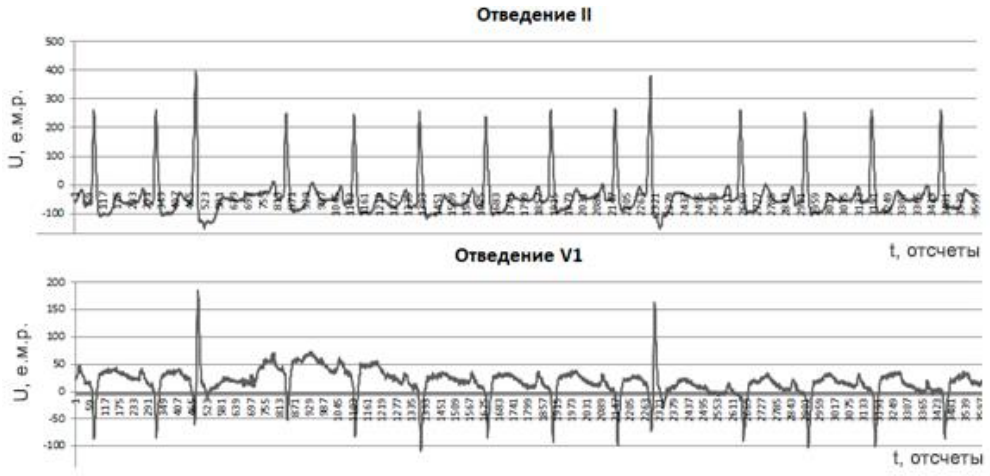

Рисунок 4.3 – Исследуемый участок сигнала №105

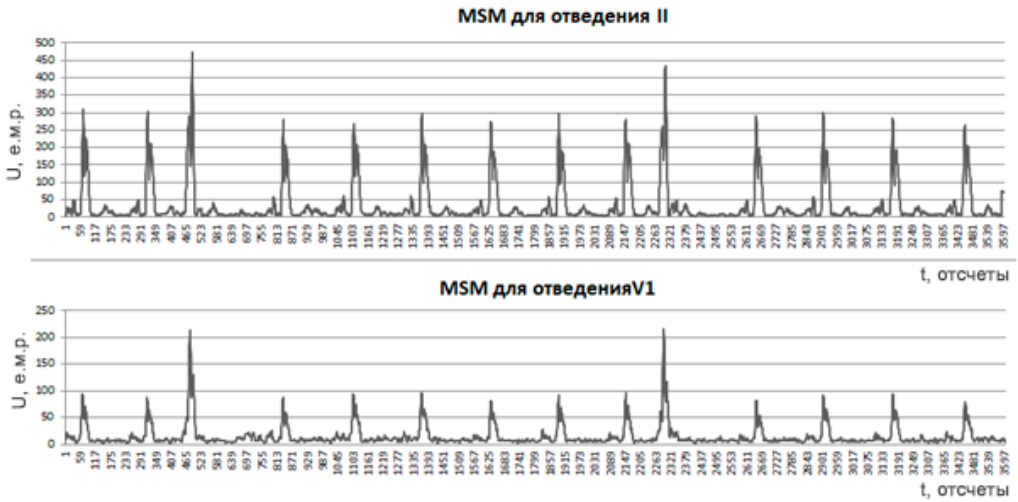

Рисунок 4.4 – Шаг скользящего огна равен 9

Теперь изменим шаг окна в меньшую и большую стороны. Результаты приведены на рисунках 4.5 и 4.6 соответственно. Исходя из результатов,

полученных на данных рисунках можно сделать вывод, что чем шире шаг скользящего окна, тем более выражена разница между всеми зубцами, присутствующими на ЭКС. Соответственно, чем меньше шаг скользящего окна, тем более выражены непосредственно сами QRS комплексы.

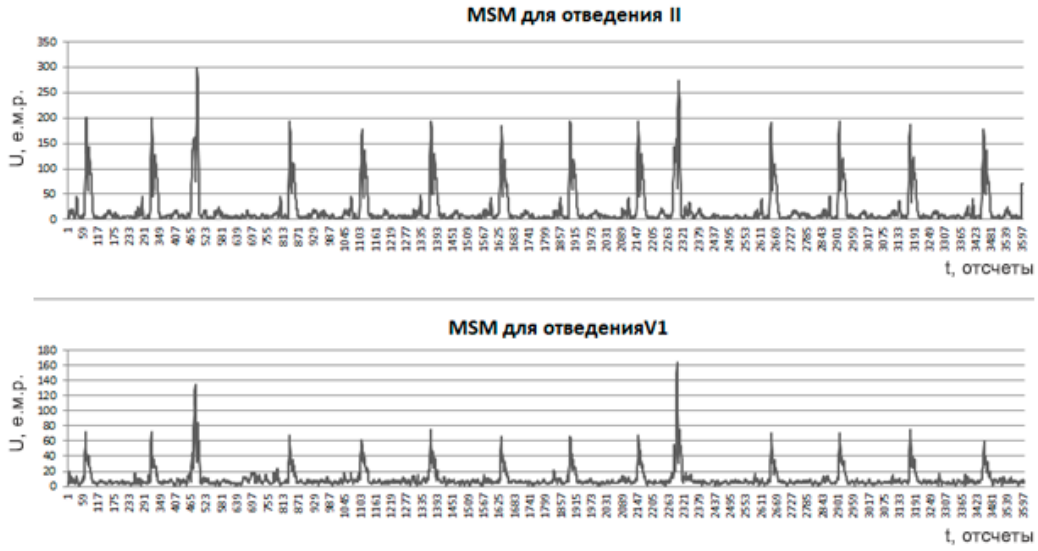

Рисунок 4.5 – Шаг скользящего окна равен 5

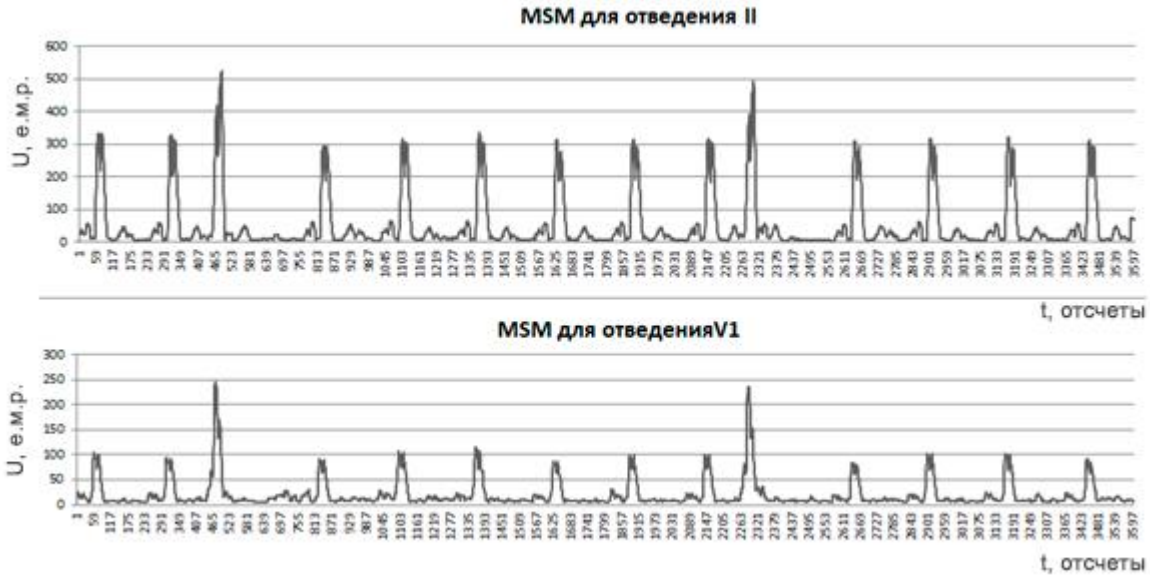

Рисунок 4.6 – Шаг скользящего окна равен 15

Таким образом, можно сделать вывод о том, что преследуя цель максимально отделить любые QRS комплексы от остального сигнала, необходимо выбирать наименьший из возможных шаг скользящего окна. В

данном случае разница между фильтром с шагом в 5 и с шагом в 9 значений не слишком сильная, поэтому оставим интуитивно выбранное значение равное 9.

4.4 Исследование влияния размера окна для интегрирования

На данном этапе работы так же исследуем внедренный в алгоритм фильтр скользящего среднего. Интегрирование используется на массиве чисел, полученных в результате разницы между максимальными и минимальными значениями ЭКС, отфильтрованными на предыдущем этапе. Его цель – очистить сигнал от низкочастотных помех. Ширину окна выбираем интуитивно – 19 значений. На примере того же участка сигнала №105 рассмотрим как повлияет уменьшение или увеличение данного значения. Сигнал при ширине окна равной 19 приведен на рисунке 4.7. При уменьшении и увеличении шага результат отраден на рисунках 4.10, 4.11 соответственно.

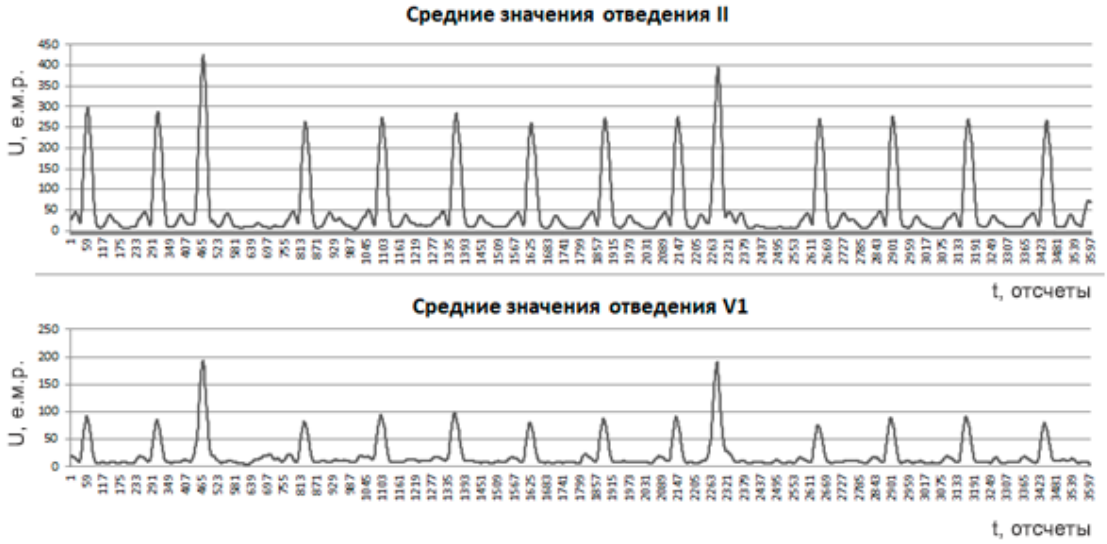

Рисунок 4.7 – Ширина шага окна интегрирования равна 19

Рисунок 4.8 – Ширина шага окна интегрирования равна 10

Рисунок 4.9 – Ширина шага окна интегрирования равна 29

Таким образом, исходя из поученных данных можно сделать вывод о том, что чем больше шаг окна интегрирования, тем более сглаженным становится сигнал. Однако, это может привлечь к потере важной информации, что крайне нежелательно, поэтому оставим ширину окна интегрирования такой, какую предположили в начале – 19 значений.

4.5 Выбор функции S и подбор весовых коэффициентов

Для реализации формулы 3.7 необходим коэффициент K. При выборе данного коэффициента главной задачей стоит максимальная компенсация сигналов с двух отведений. Нормальные QRS комплексы в идеальном варианте должны скомпенсироваться таким образом, чтобы на сигнале S быть максимально приближенными к нулю. Патологические комплексы при этом так эффективно не скомпенсируются за счет увеличенной ширины и амплитуды. К тому же можно наблюдать смещение таких QRS комплексов относительно друг друга на отведениях, за счет деформации разных отделов. К примеру, на исследуемых сигналах II отведения в большинстве случаев значительно увеличен зубец R, тогда как на V1 этого же сигнала не будет значительных изменений зубца S, следовательно, компенсации в данном случае не произойдет. Возможен и обратный случай, когда во II отведении изменения не значительны, но в V1 очень глубокий S зубец, при таком варианте компенсация тоже не происходит.

Для того чтобы правильно подобрать коэффициент, необходимо сначала провести процедуры в скользящем окне, а потом построить по итогам интегрирования два графика. Это позволяет оценить амплитуду сигналов обоих отведений и примерно определить величину коэффициента. На графике второго отведения амплитуда нормальных комплексов около 200, на графике первого грудного отведения – примерно 65. Исходя из этого, можно отметить, что разница в амплитуде между нормальными комплексами примерно больше трех. Далее методом перебора находим оптимальное значение, где нормальные комплексы опустятся максимально близко к нулю.

Далее проводим такой же индивидуальный подбор коэффициентов для каждого сигнала, приведенного в таблице 2. Отметим, что разброс достаточно велик. Самый минимальный коэффициент равен 0,4, самый большой равен 4,2. Для участка сигнала 105 оптимальным коэффициентом является 3,5. Результат работы алгоритма представлен на рисунке 4.11.

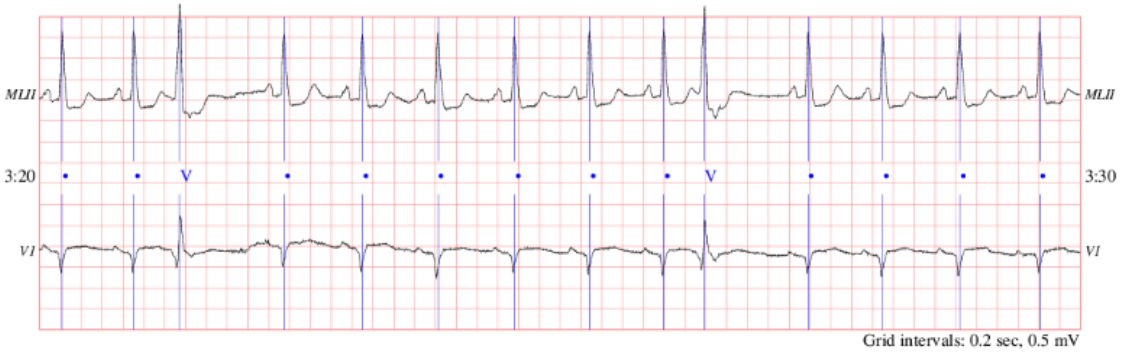

Рисунок 4.10 – Исследуемый сигнал №105

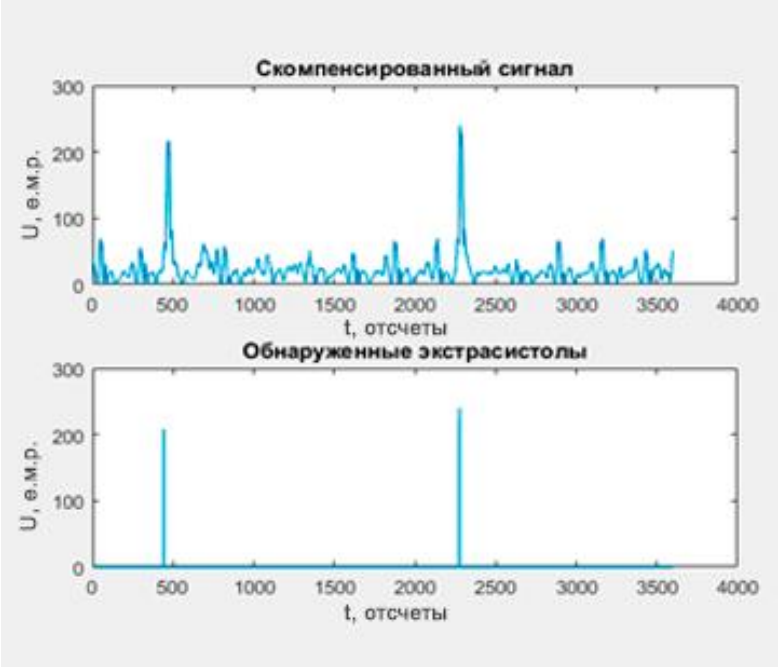

Рисунок 4.11 – Обнаружение экстрасистол при коэффициенте 3,7

Вторым этапом в исследовании выбора коэффициента является возможность нахождения такого стандартного коэффициента, при котором алгоритм успешно производил автоматическое обнаружение экстрасистол на любых сигналах, с любыми помехами. Определим такой коэффициент путем нахождения среднего среди всех, полученных ранее коэффициентов. Его значение равно 2,4. Теперь необходимо протестировать все сигналы с данным коэффициентом.

Выше был приведен пример с сигналом 105. Рассмотрим на его же примере, какова вероятность правильного обнаружения экстрасистол с усредненным коэффициентом. Результат приведен на рисунке 4.12.

Рисунок 4.12 – Результат работы алгоритма на участке сигнала № 105 с применение усредненного коэффициента

В результате исследования алгоритма со средним коэффициентом было выявлено 4 экстрасистолы, из которых только одна была достоверна. Три других – ложный результат.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что коэффициент необходимо подбирать индивидуально для каждого случая.

4.6 Выбор порога

Установление определенного порога тесно связано с выбором коэффициента. Это обусловлено тем, что чем эффективнее будет произведена компенсация сигналов, тем больше будет разница между нормальными и патологическими комплексами, а, следовательно, появится возможность достовернее выбрать порог.

Исходя из того, что коэффициент необходимо подбирать индивидуально, можно прийти к выводу о том, что и порог будет подбираться индивидуально. Для того чтобы выяснить, насколько достоверен этот вывод будет проведен ряд исследований.

В первую очередь проанализируем все сигналы, которые были получены в ходе реализации алгоритма MSMI с подобранными индивидуальными оптимальными коэффициентами, и установим один общий порог, равный 60 е.м.р.. При таком выборе все нормальные комплексы будут ниже порога, а патологические значительно его превышать. Данный результат сильно не изменится, если подбирать порог индивидуально для оптимально скомпенсированных сигналов.

Таким образом, можно сделать вывод о том, что если коэффициент подобран индивидуально и обеспечивает максимальную сокмпенсированность моноимпульса, то индивидуальный подбор порога не играет особого значения.

Во второй части исследования используем усредненный коэффициент равный 2,4 и обратимся к тому же участку сигнала № 105, представленному ранее на рисунке 4.10. При установлении единого порога, равного 60 е.м.р., были обнаружены 4 экстрасистолы, из которых 3 не являлись таковыми. Одна экстрасистола не была обнаружена.

Теперь подберем индивидуальный порог для данного случая. Он будет равен 79 е.м.р. В ходе исследования алгоритма с усредненным коэффициентом и индивидуальным порогом был получен результат, представленный на рисунке 4.13.

В результате данного исследования была обнаружена одна из двух известных экстрасистол. Ложные участки эктопической активности обнаружены не были.

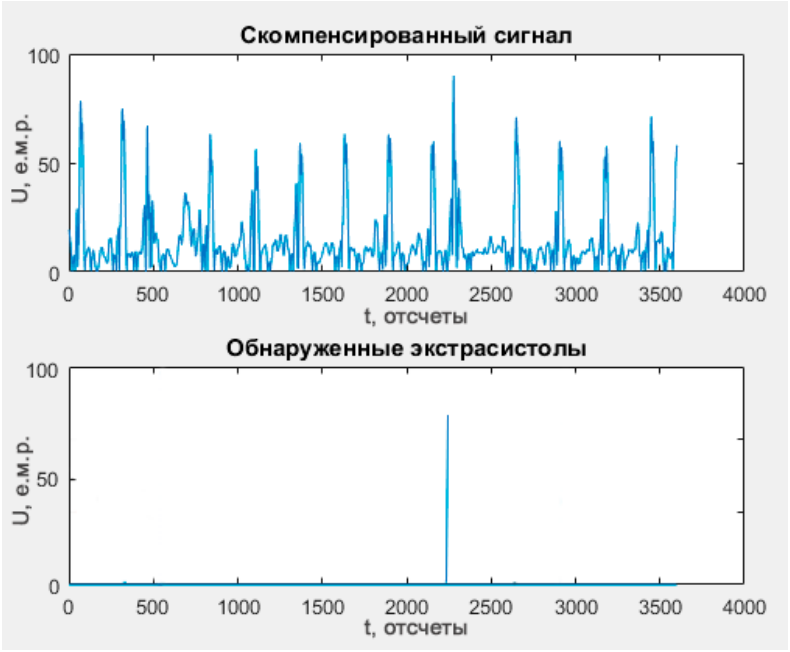

Рисунок 4.13 – Результат подбора индивидуального порога для участка сигнала №105

Таким образом, можно сделать вывод о том, что предположение, сделанное в начале данного этапа исследования, оказалось неверным. Подбор порога играет важную, но не главную роль. Для оптимально скомпенсированных сигналов нет особой разницы: подобран порог индивидуально или взято какое-то усредненное значение. Если же сигналы были скомпенсированы за счет коэффициента неудачно, то и выбранный индивидуально порог не гарантирует достоверного результата.

4.7 Исследование работоспособности алгоритма

Когда ключевые моменты, которые могут влиять на результативность алгоритма, были рассмотрены и определены, исследуем алгоритм на других сигналах, приведенных в таблице 2. Для большинства сигналов заранее установили порог равный 60 е.м.р.

Рассмотрим, как реализуется алгоритм автоматического детектирования экстрасистол на сигналах, содержащих всего один патологический QRS комплекс.

Первым рассмотрим участок сигнала № 202. Этот сигнал является относительно простым, так как содержит всего одну экстрасистолу и не имеет значительных помех. Коэффициент был подобран равным 1,2. Результат реализации алгоритма представлен на рисунке 4.15.

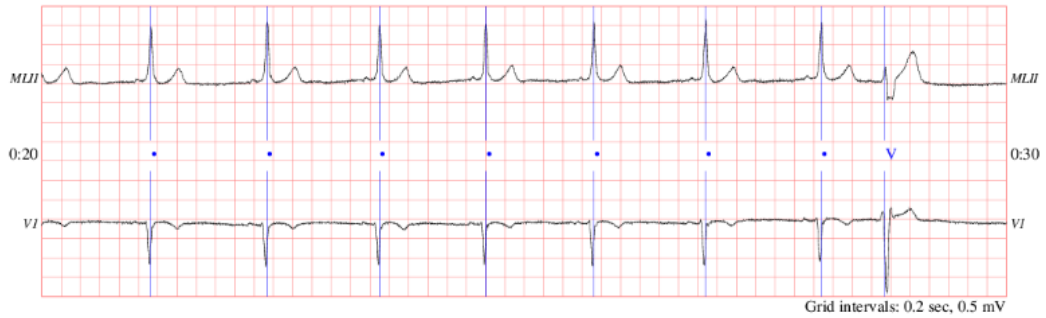

Рисунок 4.14 – Участок исследуемого сигнала №202

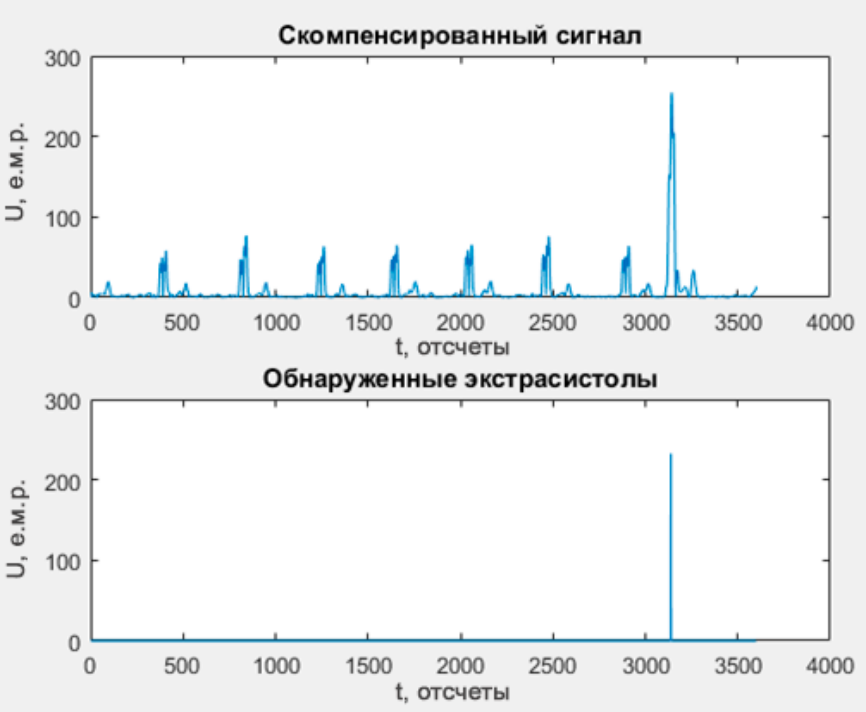

Рисунок 4.15 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 202

Участок сигнала №210, приведенный на рисунке 4.16, также содержит всего одну экстрасистолу. Индивидуальный коэффициент, который был подобран в ходе исследований, равен 3,3.

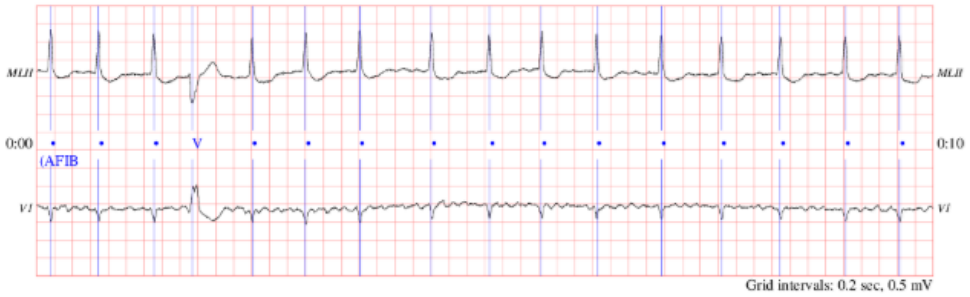

Рисунок 4.16 – Участок исследуемого сигнала № 210

Рисунок 4.17 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 210

Следующим шагом исследуем алгоритм на обнаружение мономорфных экстрасистол. Содержат таковую информацию участки сигналов № 119, № 200, № 221, № 228.

Сигнал № 119 содержит 2 экстрасистолы одинаковой формы. Коэффициент, подобранный в ходе исследований, равен 2. Также был установлен индивидуальный порог, равный 100 е.м.р.

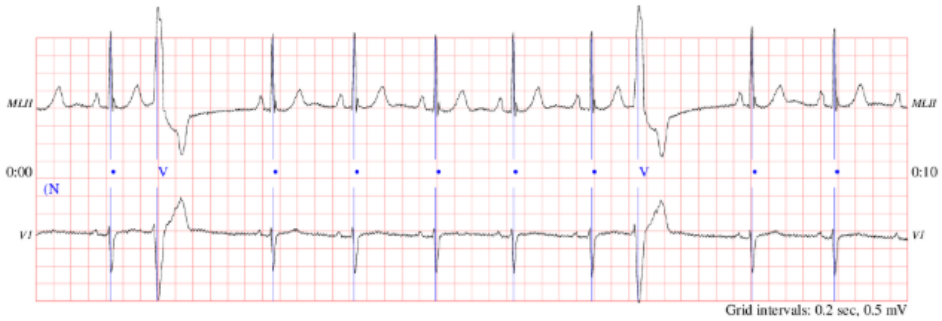

Рисунок 4.18 – Участок исследуемого сигнала № 119

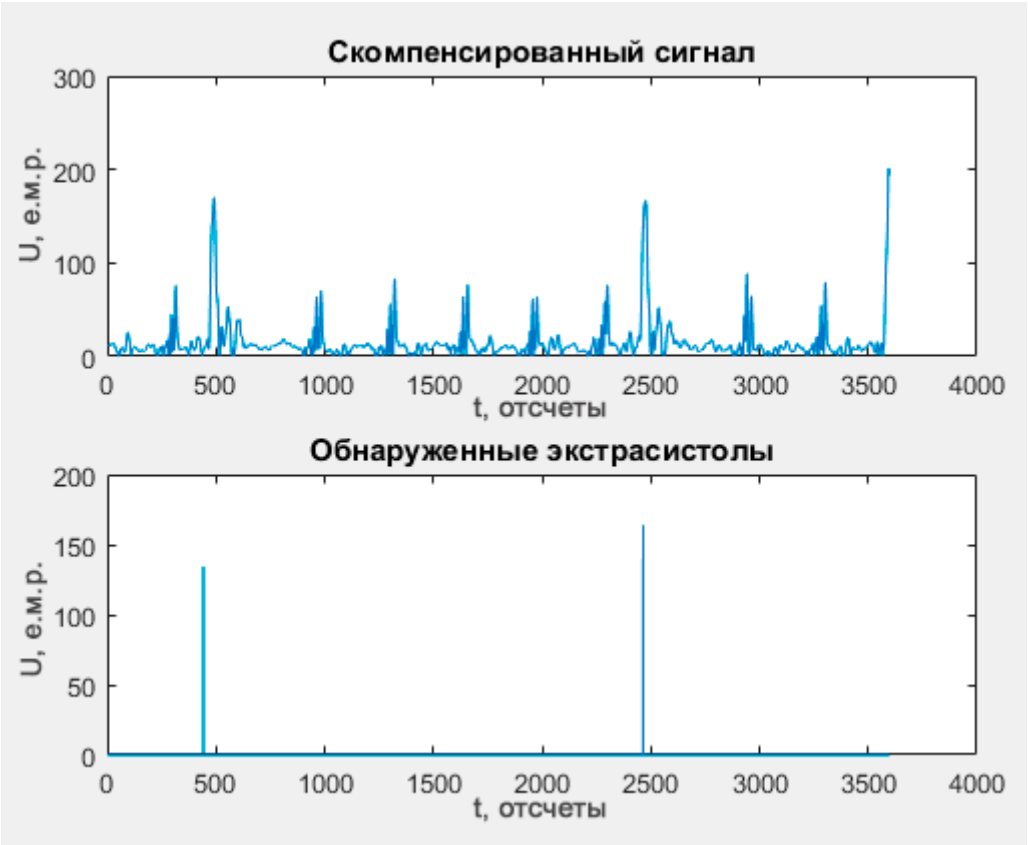

Рисунок 4.19 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 119

Участок сигнала № 200 содержит 8 патологических QRS комплексов. На нем наблюдается чередование нормального и патологического комплекса. Индивидуальный коэффициент равен 2,8.

Рисунок 4.20 – Участок исследуемого сигнала № 200

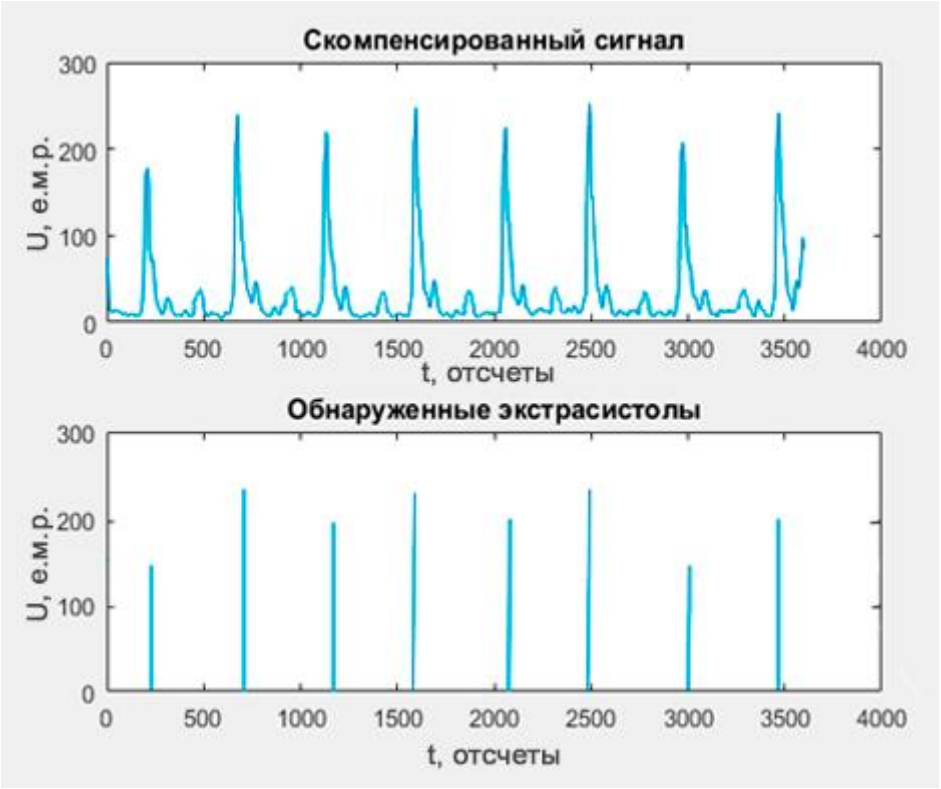

Рисунок 4.21 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 200

Исследуемый участок сигнала № 221 содержит в себе 3 одинаковые по форме экстрасистолы. Подобранный в ходе исследований коэффициент равен 4,2.

Рисунок 4.22 – Участок исследуемого сигнала № 221

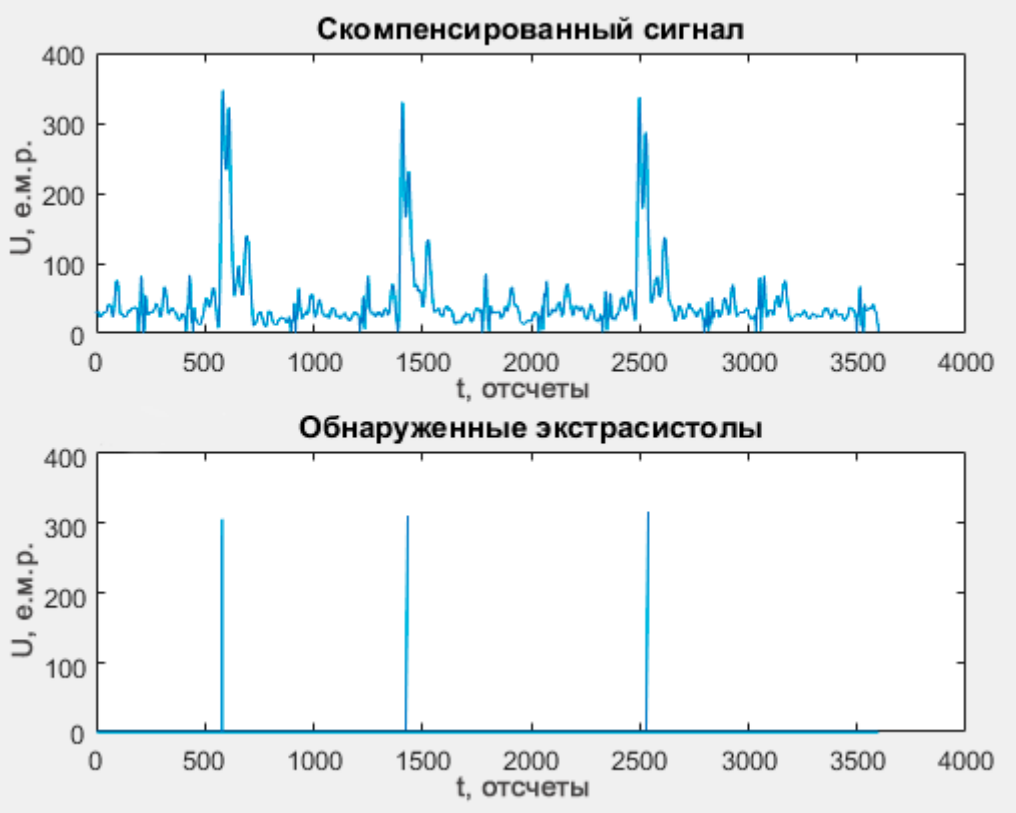

Рисунок 4.23 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 221

Исследуемый участок сигнала №228 содержит 6 экстрасистол, которые чередуются с нормальными комплексами, начиная от патологического. Подобранный коэффициент равен 0,4, а порог – 20 е.м.р.

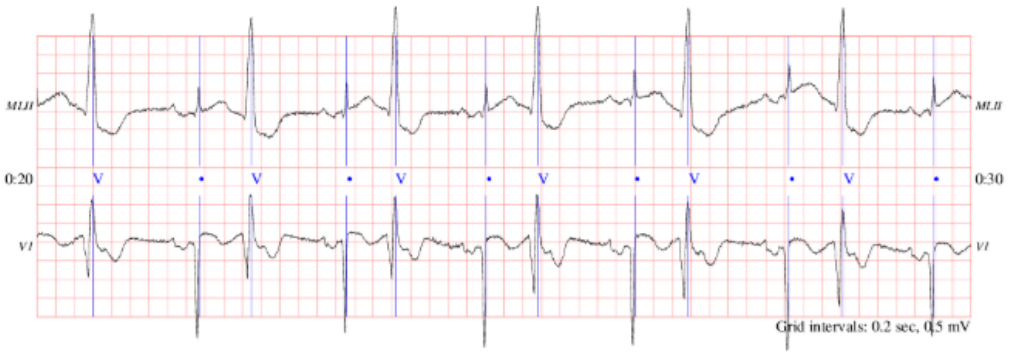

Рисунок 4.24 – Участок исследуемого сигнала № 228

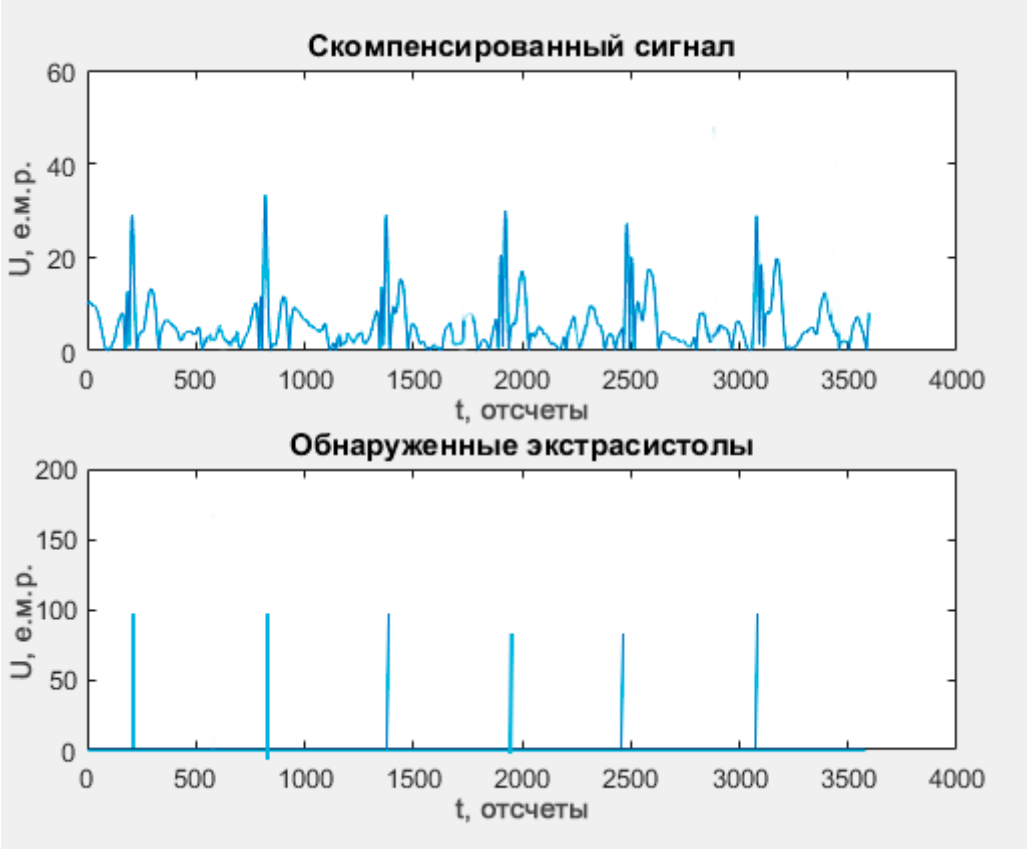

Рисунок 4.25 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 228

Теперь исследуем алгоритм на полиморфных экстрасистолах. В качестве образца возьмем участки сигналов № 233, № 223, № 217, № 214, № 203.

Первым исследуем участок сигнала № 223. Из таблицы 2 известно, что на нем зафиксировано 5 эктопических комплексов, все они полиморфны. Подобранный коэффициент равен 0,8, порог стандартный.

Рисунок 4.26 – Участок исследуемого сигнала №223

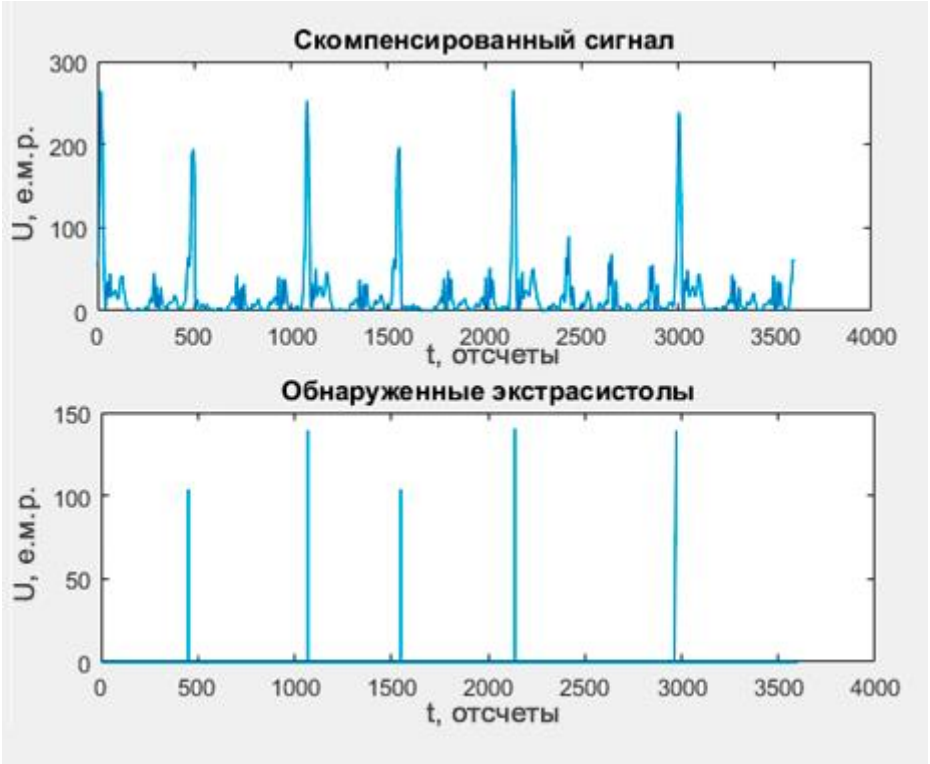

Рисунок 4.27 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 223

Выбранный участок сигнала № 214 содержит 2 экстрасистолических комплекса разных по своей морфологии. Коэффициент был подобран равным 2. Так же установили индивидуальный порог равный 150 е.м.р..

Рисунок 4.28 – Участок исследуемого сигнала №214

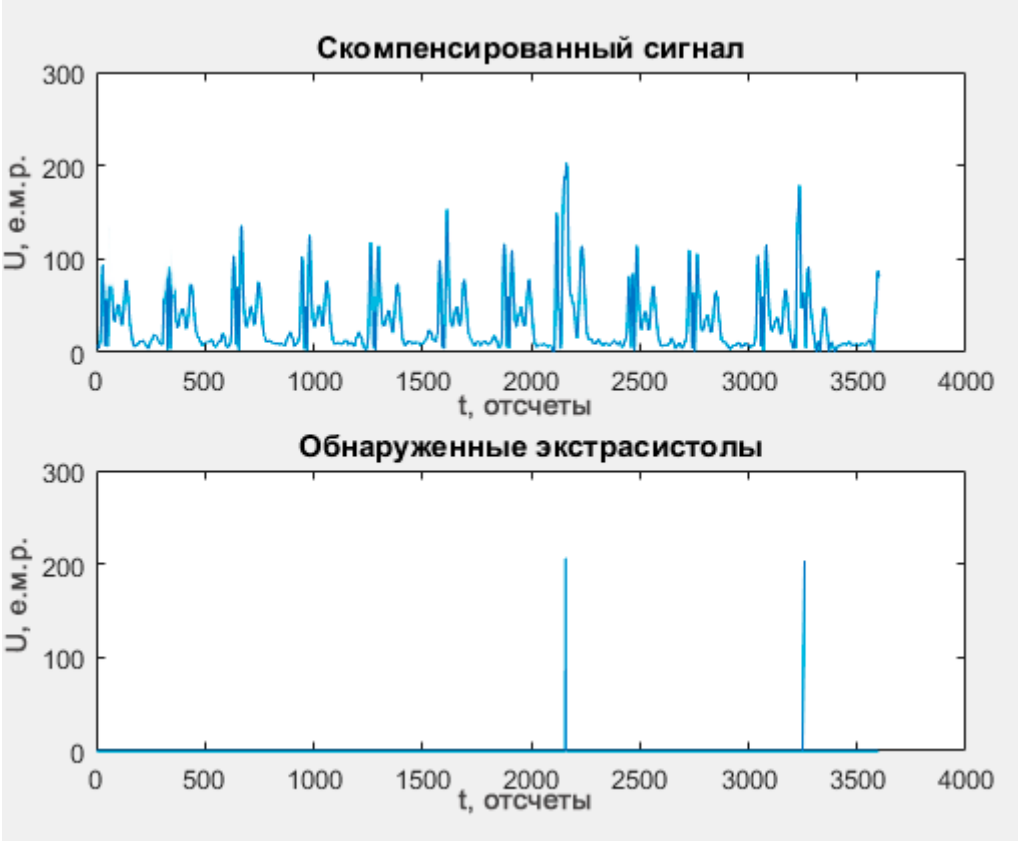

Рисунок 4.29 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 214

Участок исследуемого сигнала № 233 содержит 5 экстрасистол. Из которых экстрасистолы первая и третья одинаковые по форме. Также по форме одинаковые вторая, четвертая и пятая. Подобранный коэффициент равен 0,8.

Рисунок 4.30 – Участок исследуемого сигнала №233

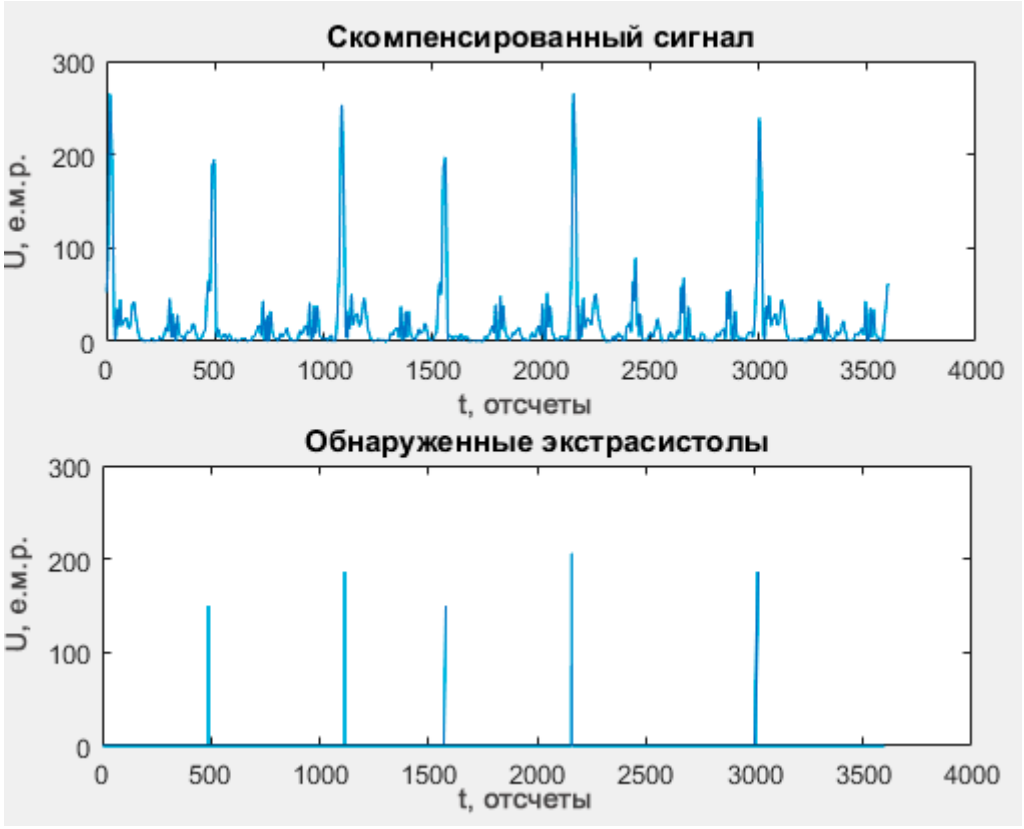

Рисунок 4.31 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 233

Участок исследуемого сигнала № 217 содержит 2 разные по форме экстрасистолы. Патологичными являются второй и девятый комплексы. Подобранный коэффициент равен 1,4.

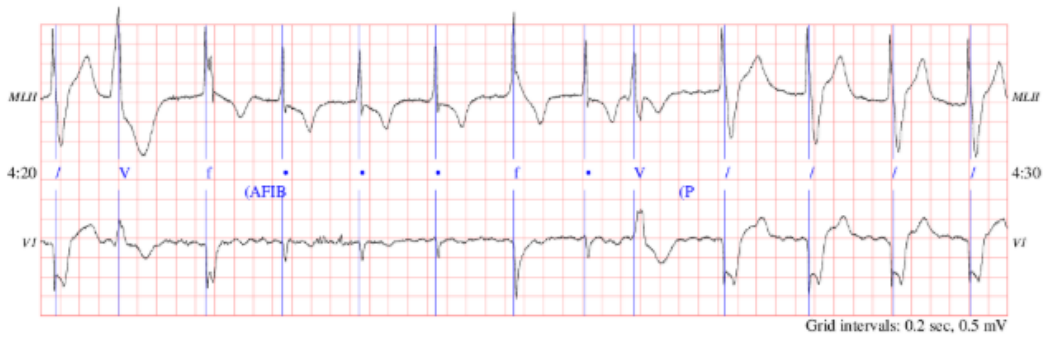

Рисунок 4.32 – Участок исследуемого сигнала №217

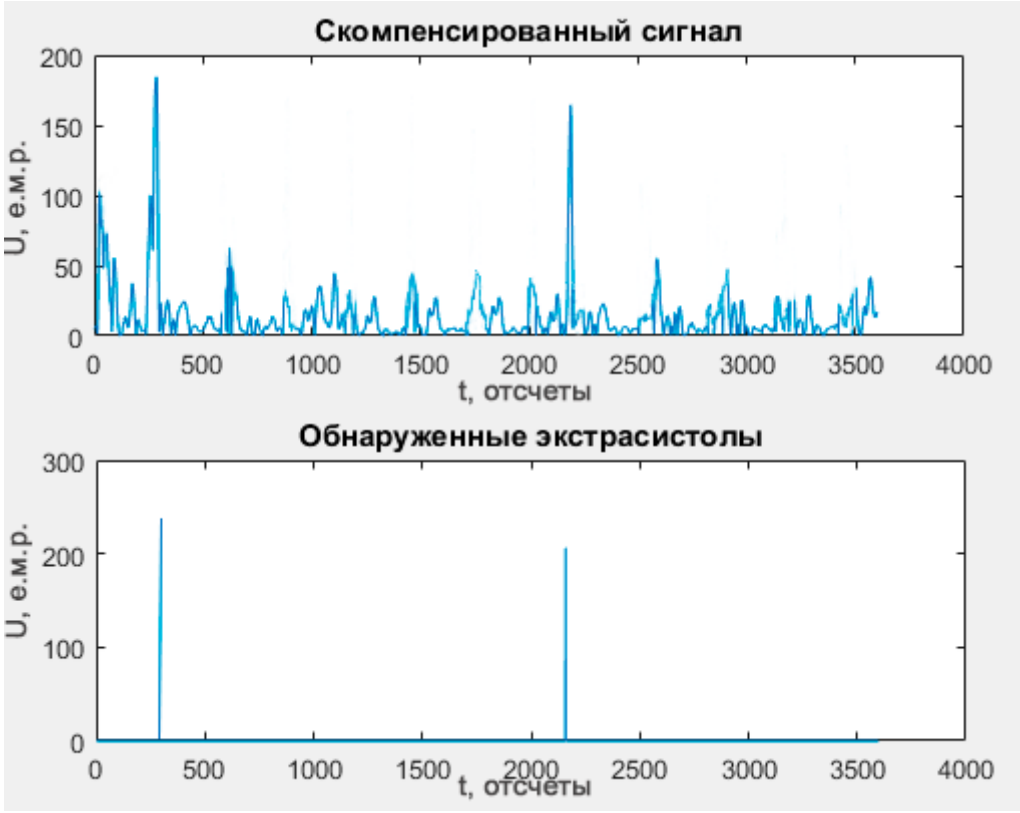

Рисунок 4.33 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 217

Для дальнейшего исследования используется сигнал 208, на котором присутствуют как одиночные экстрасистолы в количестве двух штук по одной в начале и в конце сигнала, так и бигеминии. В количестве четырех комплексов. Всего алгоритм должен распознать 9 эктопических комплексов. Подобранный коэффициент – 3,7.

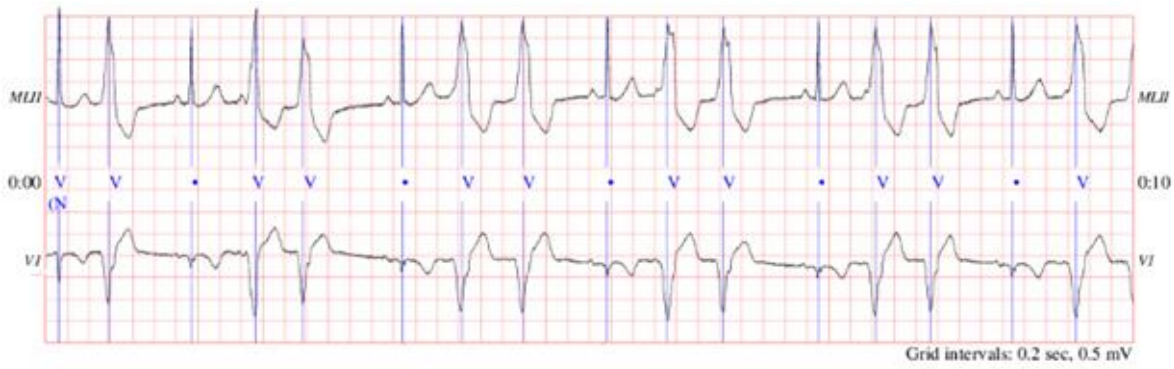

Рисунок 4.34 – Участок исследуемого сигнала №208

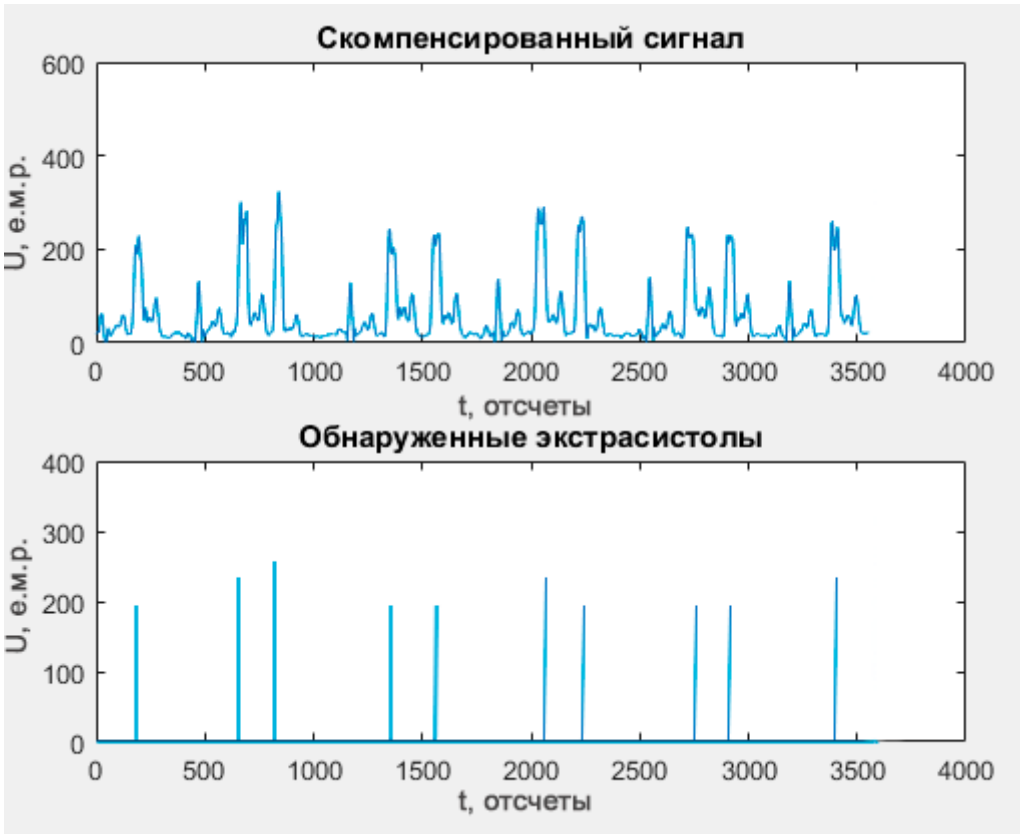

Рисунок 4.35 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 208

На участке сигнала № 215 так же присутствуют 2 комплекса бигимений. Подобранный во время исследований коэффициент равен 2,3.

Рисунок 4.36 – Участок исследуемого сигнала №215

Рисунок 4.37 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 215

В завершении исследования будем рассматривать, как поведет себя алгоритм на сложном сигнале 203. Как известно из таблицы сигнал неравномерен – ритм не синусовый, присутствует дрейф изолинии. Присутствуют 2 полиморфные экстрасистолы. В ходе исследований был

подобран коэффициент 2,7. Результаты работы алгоритма MSMI приведены на рисунке 4.40.

Рисунок 4.38 – Участок исследуемого сигнала №203

Рисунок 4.39 – Результат работы алгоритма MSMI на примере участка сигнала № 203

Всего в исследовании участвовало 14 сигналов. Среди них 2 сигнала содержат одиночную экстрасистолу на исследуемом участке, 10 сигналов – содержат от двух до четырех патологических комплексов, и два сигнала

содержат бигимении. Если говорить о морфологии экстрасистол, то 5 из исследуемых сигналов содержат эктопические мономорфные комплексы, и 5, соответственно, полиморфные.

Предложенный способ реализован в виде программы в системе Matlab. Тестирование программной реализации способа на сигналах из MIT-BIH Arrhythmia Database показало, что вероятность правильного обнаружения QRS комплексов ЭКС (чувствительность) даже без предварительной фильтрации составляет 0,97-0,98. Чувствительность обнаружения эктопических комплексов немного ниже 0,95-0,96 [14].

По результатам исследований сформирована таблица 3.

Таблица 3 – Обобщенные результаты исследования алгоритма автоматического обнаружения QRS комплексов

	Группы сигналов по наличию экстрасистол			
	1 экстрасистола	2-5 мономорфных экстрасистол	2-5 полиморфных экстрасистол	Комплексы бигимений
Кол-во экстрасистол по данным сайта	2	19	18	12
Кол-во найденных экстрасистол	2	19	18	13
Кол-во не найденных экстрасистол	-	-	-	-
Кол-во найденных лишних экстрасистол	-	-	-	1

По данным исследования можно сделать вывод о том, что среди всех экстрасистол, которых в сумме 51 штука, были обнаружены все известные патологические комплексы. Один комплекс найден лишний.

Предложенный способ дифференцированного обнаружения QRS комплексов ЭКС имеет следующие преимущества:

— обладает высокой устойчивостью к помехам различного вида (мышечному шуму, сетевой наводке, дрейфу и смещению изолинии, артефактам движения), инвариантностью к форме и полярности кардиоимпульсов;

— имеет один весовой коэффициент, устанавливаемый в начале исследования;

— обеспечивает одновременное обнаружение кардиокомплексов (любой формы) в двух отведениях;

— определение максимума и минимума в скользящем окне достаточно просто реализуется с помощью быстрых алгоритмов ранжирования.

Таким образом, была разработана методика из шести этапов, по которой провели исследование алгоритма автоматического обнаружения патологических QRS комплексов. Исследовали работоспособность алгоритма на участках ЭКС, содержащих разные по форме и количеству экстрасистолы.

В ходе исследования пришли к такому выводу, что все параметры, кроме коэффициента можно с большой вероятностью установить стандартные (ширину скользящих окон для ранжирования и интегрирования, порог обнаружения экстрасистол). Подбор коэффициента на данном этапе осуществляется вручную в зависимости от получаемого сигнала. Установление какого-либо стандартного коэффициента приводит к большому количеству обнаружения ложных экстрасистол.

Из всего вышесказанного можно сделать вывод о том, что алгоритм автоматического обнаружения патологических QRS- комплексов работает с высокой вероятностью обнаружения, до 97-98%.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Заболевания ССС в последние годы стоят на первом месте по летальности исхода. Большинство опасных для жизни состояний вызвано такой группой патологий как аритмии, среди которых ведущую роль занимает желудочковая экстрасистолия. Данное заболевание является основным фактором, приводящим к внезапной сердечной смерти. Достоверно диагностировать желудочковые экстрасистолы возможно только при продолжительно фиксации ЭКС. Среди таких методов сейчас применяют холтеровское мониторирование. Однако в современное время значительно возросла роль диагностики с применением дистанционных устройств. Это позволяет не только быстро и эффективно обрабатывать ЭКС, но и сигнализировать врачу или в больницу об ухудшении состояния пациента.

Существующие на сегодня методики автоматической диагностики ЭКГ недостаточно точны за счет низкой помехоустойчивости, либо сложны в техническом плане для использования дистанционно. Таким образом, обоснована необходимость разработки нового простого и эффективного алгоритма автоматического обработки ЭКС с целью выявления патологических QRS комплексов и желудочковых экстрасистол.

MSMI алгоритм – алгоритм для автоматического обнаружения патологических QRS-комплексов электрокардиосигналов, был описан и разработан при помощи программной среды Matlab. Были выведены решающие правила, на которых основывается работа алгоритма. Были выбраны такие отведения, которые при реализации данного алгоритма дают максимальную взаимную компенсацию.

Была разработана и реализована методика для исследования алгоритма MSMI. Исследование алгоритма было проведено на участках сигналов, взятых на сайте Physionet, из базы MIT-BIH Arrhythmia Database [26]. По данным исследования сделан вывод о том, что данный алгоритм обладает

нечувствительностью к помехам любого генеза, имеет один параметр – весовой коэффициент, который необходимо выставлять в начале исследования вручную, процедуры ранжирования и интегрирования просто и быстро реализуются во многих современных устройствах. Достоверность обнаружения патологических QRS комплексов составляет 97-98%.

Перспективой дальнейшей разработки является дальнейшее исследование алгоритма на помехоустойчивость и на подбор стандартного весового коэффициента. Внедрение данного алгоритма в уже существующие устройства и гаджеты с целью дистанционной диагностики наличия экстрасистол. Это позволит повысить доступность и качество медицинской помощи для широких слоёв населения за пределами медицинского учреждения, без участия медицинского персонала, снизить стоимость медицинского обслуживания, улучшить результаты лечения и показатели здоровья, повысить качество жизни, снизить риск развития внезапной сердечной смерти.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1 Анциперов В.Е., Забросаев И.В., Растягаев Д.В. Детектирование нарушений сердечного ритма с использованием техники аналитических спектров // Журнал радиоэлектроники. 2015. URL: http://jre.cplire.ru/win/dec15/4/text.html (дата обращения: 20.04.2018).

2 Барановский А.Л., Кардиомонитры. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. М.: Радио и связь, 1993. 246 с.

3 Бокерия Л.А., Востриков В.А. Руководство по нарушениям ритма сердца. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2008, 416с.

4 Бокерия Л.А., Ревишвили А.Ш., Неминущий Н.М. Внезапная сердечная смерть. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2013. 272 с.

5 Горелик А.Л., Скрипкин В.А. Методы распознавания М.: Высшая школа, 1989. 208 с.

6 Аритмология: проблемы, достижения, перспективы [Электронный ресурс] // remedium.ru, 2018. URL: http://www.remedium.ru/pda/doctor/detail.php?ID=63807 (дата обращения: 04.05.2018).

7 Домницкая Т.М., Аксенова Г.А., Грачева О.А. Атлас электрокардиограмм с унифицированными заключениями. М.: Медпрактика-М, 2008. 107 с.

8 Дьяконов В.И. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. СПб.: Питер, 2002. 608 с.

9 Истомин Б.А. Система и алгоритм обнаружения информативных импульсов электрокардиосигнала в условиях интенсивных помех. Дисс. на соиск. уч. степ. к.т.н. Пенза, 2011

10 Истомина Т.В., Сидорова М.А., Кривоногов Л.Ю. Методы и средства кардиологических исследований – Пенза: Изд. Пенз. гос. ун-та, 2002

11 Калиниченко А.Н. Компьютерные методы автоматического анализа ЭКГ в системах кардиологического наблюдения. Дисс. на соиск. уч. степ. д.т.н. СПб, 2008

12 Крамаренко А.В., Крамаренко Ю.А. Сверточно-корреляционный алгоритм выделения QRS комплекса: публикация [Электронный ресурс] // tredex-company.com, 2018. URL: http://tredex-company.com/ru/svertochno-korrelyatsionnyj-algoritm-vydeleniya-qrs-kompleksa (дата обращения: 05.05.2018).

13 Кривоногов Л.Ю. Система электрокардиографической диагностики критических состояний в условиях свободной активности пациентов. дисс. ... д.т.н.: Пенза, 2017

14 Кривоногов Л.Ю., Молокова А.С., Способ дифференцированного обнаружения QRS комплексов электрокардиосигналов [Электронный ресурс] // Сборник материалов 21 международная конференция НТК, 2018. С. 35-38

15 Кубланов В.С., Борисов В.И., Долганов А.Ю. Анализ биомедицинских сигналов в среде Matlab. Екатеринбург: Издательство Уральского университета, 2016. 120 с.

16 Кушаковский М.С. Аритмии сердца. СПб.: Гиппократ, 1992. 672 с.

17 Материалы по продуктам MATLAB & Toolboxes [Электронный ресурс] // matlab.exponenta.ru, 2018. URL: http://matlab.exponenta.ru/gui/book2/1.php (дата обращения: 08.06.2017).

18 Мухина Н.А., Моисеева В.С., Мартынова В.И. Внутренние болезни. М.: Медицина, 2008. 958 с.

19 Неймарк Ю.И. Распознавание образов и медицинская диагностика. М.: Наука, 1972. 315 с.

20 Покровский В.М., Коротько Г.Ф. Физиология человека. М.: Медицина, 2001. 448 с.

21 Рангайян Р.М., Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: Физмалит, 2007. 437 с.

22 Сапин М.Р. Анатомия человека. М: Медицина, 2001. 738 с.

23 Струтынский А.В. Электрокардиограмма. М.: Медицина, 2000. 53 с.

24 Тычков А.Ю., Чураков П.П., Кривоногов Л.Ю. Автоматизированная система обработки и анализа электрокардиосигналов сигналов – Пенза: Издательство ПГУ, 2011

25 MATLAB.Exponenta, Операторы системы MATLAB 5. [Электронный ресурс] // matlab.exponenta.ru, 2018. URL: http://matlab.exponenta.ru/ml/book1/matlab/chapter3/3_4.php (дата обращения: 04.06.2018).

26 PhysioNet – База данных электрокардиографических сигналов [Электронный ресурс] // physionet.org, 2018. URL: https://www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM (дата обращения: 10.05.2018).

ПРИЛОЖЕНИЕ А. ПРОГРАММА ОБНАРУЖЕНИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ QRS-КОМПЛЕКСОВ

Таблица 4 – Текст программы реализующий алгоритм автоматического обнаружения патологических QRS комплексов

Функции и операторы	Комментарий
подпрограмма открытия файла	

[FileName, PathName] = uigetfile('*.xlsx');
if FileName~=0
FullName=[PathName FileName];
handles.excel=xlsread(FullName);
guidata(src, handles);
end
	Данные функции осуществляют открытие любого файла с расширением xlsx. Затем осуществляется проверка выбранного файла, извлечение из него информации и сохранение ее в глобальное пространство handless. Это необходимо для того, чтобы в дальнейшем была возможность производить расчеты по данным таблицы из любого пункта программы.

подпрограмма построения сигналов	

global zip dzen ed1
M= inputdlg({'Введите коэффициент'});
dzen= str2num(M{1});
A=handles.excel;
guidata(src, handles);
sto1=A(:,1);
sto2=A(:,2);
figure
subplot(2,1,1), plot(A(:,1)), title('II отведение')
subplot(2,1,2), plot(A(:,2)), title('V1 отведение')
	Функция global отвечает за сохранение в глобальном пространстве переменных. К которым в дальнейшем возможно обращение. В данном случае сохранили те переменные по которым будем строить итоговые графики. Так же из глобального пространства handles обращаемся к таблице, которая была загружена в предыдущем пункте, и считываем стобцы 1 и 2, соотвествующие II стандартному и V1 отведениям. Так же по ним производим построение графиков в одном окне (при помощи функции subplot).

Продолжение таблицы 4

подпрограмма формирования скользящих окон	

for bim=1:1:2
de1=[];
de2=[];
ed1=[];
ed2=[];
de4=[];
ed5=[];
ed31=[];
val=[];
if bim==1
val=sto1;
end
if bim==2
val=sto2;
end
	Формируем цикл с восемью кластерами пустых значений, для того чтобы в дальнейшем поместить в них промежуточные расчеты, максимальные и минимальные значения, которые будут вычисляться в скользящем окне для каждого отведения.
	Формируем массив val. В котором будут находиться значения сигналов со второго стандартного и первого грудного отведений.

for i=2:1:numel(val(:,1))
i1=val(I,1);
[de1(1,1)]=i1;
for i2=1:1:9
i3=i+i2;
if i3<numel(val(:,1))
i4=val(i3,1);
[de1(i2,1)]=i4;
de1=de1';
de1(de1==0)=[];
de1=de1';
i5=max(de1(:,1));
i6=min(de1(:,1));
i7=i5-i6;
[ed1(i,1)]=i7;
end
end
	Данный цикл формирует скользящее окно с шагом в 9 значений, в котором происходит расчет максимума и минимума для одного шага окна.
	Цикл начинается со второго значения матрицы val, так как первое – название отведения. Шаг цикла – единица. Для расчетов последовательно используются 1 и 2 столбцы данного массива.
	Переменная i1 – отвечает за цикл с шагом в 1 от значения i до единицы. Переменная i2 формирует цикл от 1 до 9 с шагом в единицу.
	Смещение скользящего окна на одно значение в матрице val, осуществляется переменной i3.

Продолжение таблицы 4

end ed1=ed1'; ed1(ed1==0)=[]; ed1=ed1';	Аналогичным образом проделываем формирование цикла для второго столбца данных массива val. Здесь за смещение скользящего окна на одно значение отвечает переменная i4. Максимум в скользящем окне – переменная i5, минимум – i6. Разница между ними – переменна i7 – помещается в созданный ранее пустой кластер ed1, в котором происходит замещение нулей на рассчитанные значения. Завершаем данные циклы.

for i=2:1:numel(val(:,1))
[de4]=[];
[de4(1,1)]=val(i,1);
i11=i+1;
if i11<=numel(val(:,1))
i1=val(i11,1);
[de4(2,1)]=i1;
end
i22=i+2;
if i22<=numel(val(:,1))
i2=val(i22,1);
	Теперь формируем скользящее окно для расчета среднего значения для массива данных ed2.
	Цикл начинается во второго значения в массиве данных val, по тем же причинам, что были описаны выше.
	В свободный кластер de4 помещаются значения из первого столбца val.
	Переменная i11 – отвечает за цикл с шагом в 1 от значения i до 1. При условии, что массивы не являются одномерными.

[de4(3,1)]=i2;
end
i33=i+3;
if i33<=numel(val(:,1))
i3=val(i33,1);
[de4(4,1)]=i3;
end
i44=i+4;
	Каждая переменная данного цикла должна соответствовать условию, что она взята из одномерного массива val первой колонки. Каждая из этих переменных отражает на сколько значений сдвигается окно от переменной i.

Продолжение таблицы 4

if i44<=numel(val(:,1))
i4=val(i44,1);
[de4(5,1)]=i4;
end
i55=i+5;
if i55<=numel(val(:,1))
i5=val(i55,1);
[de4(6,1)]=i5;
end
i66=i+6;
if i66<=numel(val(:,1))
i6=val(i66,1);
[de4(7,1)]=i6;
end
i77=i+7;
if i77<=numel(val(:,1))
i7=val(i77,1);
[de4(8,1)]=i7;
end
i88=i+8;
if i88<=numel(val(:,1))
i8=val(i88,1);
[de4(9,1)]=i8;
end
i99=i+9;
	Каждый цикл закрываем.
	Массив данных i9, формирующийся в результате нахождения среднего значения в скользящем окне, помещается в заготовленный ранее кластер ed2. Там происходит замена всех нулевых значений на полученные в ходе преобразований.

if i99<=numel(val(:,1))
i9=val(i99,1);
[de4(10,1)]=i9;
end
i5=max(de4(:,1));
i6=min(de4(:,1));
i7=i5-i6;
[ed2(i,1)]=i7;
	Массив данных, полученный в результате расчета среднего значения в скользящем окне, помещается в заготовленный ранее кластер ed5. Там происходит замена всех нулевых значений на полученные в ходе преобразований.
	Цикл закрывается

Продолжение таблицы 4

ed5(1,1)=888888888;
ed5(2,1)=888888888;
ed5=ed5';
ed5(ed5==888888888)=[];
ed5=ed5';
if bim==1
gip1=ed5;
end
if bim==2
gip2=ed5;
end	

for o=3:1:numel(ed2(:,1))
u1=ed2(o,1);
if u1>0
[ed3(1,1)]=u1;
end for o1=1:1:18
u_n=o+o1;
if u_n<=numel(ed2(:,1))
u2=ed2(u_n,1);
o2=o1+1;
[ed31(o2,1)]=u2;
o3=sum(ed31(:,1));
o4=o3/19;
[ed5(o,1)]=o4;
end
	Данный цикл определяет внутри скользящего окна из массива ed2 19 значений, путем формирования дополнительного цикла o1, помещает их в новый отдельный кластер ed3, и находит среди них среднее значение (переменная o4). Затем формирует из отдельных переменных новый кластер ed5.

подпрограмма реализации алгоритма MSMI	
for efy1=1:1:numel(gip1(:,1)) [zip(efy1,1)]=(gip1(efy1,1)- (gip2(efy1,1)*dzen))*(-1); end	Цикл, отвечающий за реализацию формулы 3.7. Результат – массив чисел – помещается в кластер zip

Продолжение таблицы 4

n1=min(zip);
n2=max(zip);
n3=(n2-n1)/2;
n3=fix(n3);
zip1=zip;
zip1(zip1<n3)=0;
zip2=zip1;
zip1=zip1';
zip1(zip1==0)=[];
zip1=zip1';
Dip=unique(zip1);
for in=1:numel(Dip)
N=find(zip1==Dip(in));
end
n4=max(zum);
	Далее формируем график, который позволил бы четко показать наличие экстрасистолы. Для этого находим максимальные и минимальные значения в получившемся массиве чисел. Это n1 и n2 соответственно. Затем в этом же массиве данных находят средние значения – n3 – и убирают все, что меньше.
	Затем осуществляется поиск самого часто встречающегося значения – n4. И по нему формируется изолиния сигнала.

for o=1:1:numel(I1)
f2=[];
f1=I1(o,1);
[f2(:,1) f2(:,2)]=find(I1==f1);
if numel(f2(:,1))==n4
[f3(o,1)]=f1;
end
n5m=max(f3);
f=max(zip2);
tr(numel (zip2(:,1)),1)=m;
gu(numel (zip2(:,1)),1)=f;
zip2(zip2<f)=0;
	Теперь с массивом данных полученным ранее осуществляем ряд преобразований, для того, чтобы построить графики, где экстрасистола будет выделена в виде пика. Так же определяем максимальное значение экстрасистолы, если она одна в сигнале и порог. Значения ниже порога автоматически будут приравниваться к единице и соответственно никак не повлияют на визуальное выделение экстрасистолы.

подпрограмма построения графиков	
figure subplot(2,1,1), plot(A(:,15)), title('Скомпенсированный сигнал') subplot(2,1,2), plot(zip2), title('Обнаруженные экстрасистолы')	Построение графиков. При помощи функции subplot строим график скомпенсированного сигнала и выделенные экстрасистолы в одном окне