

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего
образования

«ПЕНЗЕНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Факультет (институт)

Кафедра

ЛФ МИ

Медицинская Кибернетика и Информатика

(наименование)

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

ДИПЛОМНАЯ РАБОТА

на тему

Разработка алгоритмов обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной
регистрации электрокардиосигналов

Студент

Алиев Есма Рамисович
(подпись, дата) (ф.и.о. полностью)

Руководитель/научный руководитель

Кудряшов С.И.
(подпись, дата) (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

Алиев Е.И.
(подпись, дата) (фамилия, инициалы)

Рецензент

науч. ст. ЛФ МИ Пенз. гос. ун-та
(должность, место работы) (подпись, дата) (фамилия, инициалы)

Работа допущена к защите (протокол заседания кафедры от 28.05.18 № 1)

Заведующий кафедрой

М.И.И.
(подпись) (фамилия, инициалы)

Работа защищена с отметкой ОТ

(протокол заседания ГЭК от 28.06 № 8)

Секретарь ГЭК

Кудряшов С.И.
(подпись) (фамилия, инициалы)

Пенза 2018

«_____» _____ 200__г.

на дипломное проектирование

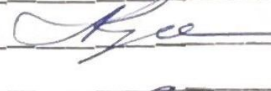
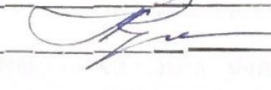
- Введение; Иммунология и патогенез ишемической бо-
лезни сердца; Электрокардиография как метод

8.4. По безопасности жизнедеятельности

не машируется

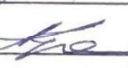
Консультант _____

9. Календарный график по выполнению проекта

Наименование этапов работы	Объем работы	Срок выполнения	Подпись руководителя, консультанта
1 Изучение теоретиче- ской информации об ИВ и существующих способах реализации	10%	с 26.02 по 2.03	
2 Выбор методов улуч- шения качества ИВ	10%	с 3.03 по 30.03	
3 Разработка алгори- тма	20%	с 31.03 по 10.04	
4 Реализация алгори- тма в программной среде MATLAB	20%	с 11.04 по 20.04	
5 Оформление аналити- ческой записки	30%	с 21.04 по 8.06	
6 Подготовка презент- тации и доклада	10%	с 9.06 по 21.06	

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

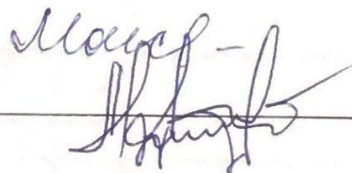
Дата выдачи задания 26 февраль 2008 г.

Руководитель дипломного проекта  № ПГУ 30.05.03-12 АР 121.0615

Задание к исполнению принял 26 февраль 2008 г.

Дипломный проект к защите допустить

Декан факультета



Директор института

200__ г.

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка к дипломной работе на тему: «Разработка алгоритмов обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации электрокардиосигналов» содержит 68 страниц, 41 рисунок, 11 таблиц, 19 использованных источников, 1 приложение.

ИШЕМИЧЕСКАЯ БОЛЕЗНЬ СЕРДЦА, ИНФАРКТ, ИШЕМИЯ,
АЛГОРИТМ, МЕТОД, ДИАГНОСТИКА, ИССЛЕДОВАНИЕ,
ПРОГРАММНЫЙ КОД

Объектом исследования является теоретическая информация об ишемической болезни сердца, анализ существующих способов диагностики ишемии миокарда.

Целью работы является анализ существующих методов диагностики ишемии миокарда, разработка алгоритма автоматического выявления участка ишемии сердечной мышцы на электрокардиограмме.

Назначение работы заключается в изучении способов диагностики ишемической болезни сердца и разработке алгоритма выявления участка ишемии миокарда на электрокардиограмме.

Областью применения разработанной программы является технические средства диагностики в кардиологии.

					ПГУ 30.05.03-12ДР121.07.ПЗ							
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата	Разработка алгоритмов обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации электрокардиосигналов			Лит.	Лист	Листов		
Разраб.		Ругина Е.Д.		30.05.18								
Провер.		Кривоногов Л.Ю.		30.05.18						4	68	
Реценз.		Козин А.Ю.						ПГУ, кафедра МКИИ, гр.12лк1				
Н. Контр.		Янкина Н.Н.		01.06.18								
Утверд.		Янкина Н.Н.		01.06.18								

СОДЕРЖАНИЕ

	с.
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ	7
ВВЕДЕНИЕ	8
1 ЭТИОЛОГИЯ И ПАТОГЕНЕЗ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА	11
1.1 Стенокардия.....	12
1.2 Острый коронарный синдром.....	14
1.3 Инфаркт миокарда без подъема сегмента ST	15
1.4 Вариантная стенокардия	16
1.5 Инфаркт миокарда с подъемом сегмента ST	17
2 ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА.....	19
2.1 Физиологические основы электрокардиографии	19
2.2 Условия правильной регистрации электрокардиосигналов.....	21
2.3 Описание зубцов и интервалов электрокардиограммы.....	24
2.4 Виды помех на электрокардиограммах.....	29
3 ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА.....	33
3.1 Алгоритмы устранения дрейфа изолинии	33
3.2 Алгоритм выделения зубца R комплекса QRS	36
3.3 Алгоритм распознавания характерных для ишемии изменений электрокардиосигнала.....	40
4 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АВТОМАТИЧЕСКОГО ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ИШЕМИИ МИОКАРДА.....	43
4.1 Концепция создания и принцип работы алгоритма обнаружения эпизодов ишемии.....	43
4.2 Разработка алгоритма выявления ишемии миокарда.....	45
4.3 Реализация алгоритма в программной среде MatLab.....	52
4.4 Проверка работоспособности созданной программы	62
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	64

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	66
ПРИЛОЖЕНИЕ А. ПРОГРАММНЫЙ КОД, РЕАЛИЗУЮЩИЙ АЛГОРИТМ ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ИШЕМИИ НА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ	69

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

ИБС – Ишемическая болезнь сердца

ВОЗ – Всемирная организация здравоохранения

ЭКГ – Электрокардиография

ЭКС – Электрокардиосигнал

НЧ – Низкочастотный

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшней день одними из самых распространённых заболеваний населения России и мира в целом являются сердечно-сосудистые заболевания. Ежегодно возрастает количество людей, страдающих данными заболеваниями. Среди сердечно-сосудистых заболеваний все более широкое распространение получают те заболевания, которые связаны с нарушением кровоснабжения миокарда вследствие поражения коронарных артерий сердца. Общее название для таких заболеваний – ишемическая болезнь сердца (ИБС).

Число страдающих ишемической болезнью сердца неуклонно растёт с каждым годом. Причин, объясняющих постоянный рост заболеваемости, эксперты выделяют множество. Одна из главных – атеросклероз коронарных артерий. Заболевания системы кровообращения способны поражать людей самых разных возрастов, социальных групп, обоих полов. Кардиологические заболевания способны значительно снижать качество жизни заболевших людей, их трудоспособность, негативно влияют на продолжительность жизни. Исходя из этого, не только для кардиологии, но и медицины в целом, крайне необходимым является своевременная и точная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний. Для наибольшего успеха в профилактике и лечении кардиологических заболеваний необходимо использовать грамотную классификацию.

Инфаркт миокарда и стенокардия – наиболее важные проявления ИБС с точки зрения диагностики и профилактики. В обоих случаях самым удобным, своевременным и информативным является электрокардиография.

Электрокардиография – метод электрофизиологической инструментальной диагностики, повсеместно используемый в кардиологии. Данный вид исследования определяет частоту и регулярность сердечных сокращений, позволяет зафиксировать большинство патологических состояний сердца, связанных с нарушением ритма сердечных сокращений, нарушением проводимости, электролитного состава клеток сердечной мышцы. Наряду с этим, электрокардиография дает возможность судить о физическом состоянии сердца,

позволяя диагностировать гипертрофию камер сердца. Благодаря широкому диапазону выявляемых нарушений в работе сердца, относительной скорости исследования и легкости интерпретации результатов, электрокардиография в настоящий момент является основополагающим методом диагностики в кардиологии. Кроме того что электрокардиография проводится одним из первых исследований, назначаемых пациентам при подозрении на кардиологические заболевания, при ишемической болезни сердца ЭКГ является скрининговым методом, в том числе и при нагрузочных пробах. Одной из важнейших задач диагностики в кардиологии является разработка метода, который позволил бы выявлять ишемию миокарда на самых ранних стадиях. Существующие на данный момент методы выявления ранних ишемических изменений на электрокардиограмме не всегда чувствительны и точны. В связи с этим, разработка алгоритма, позволившего бы выявлять ишемию миокарда на ранних этапах – актуальная и важная задача.

Регистрация электрокардиосигналов с целью выявления участков ишемии миокарда – удобный, информативный и относительно быстрый способ диагностики ИБС. Благодаря повсеместному распространению электрокардиографии стало возможным проводить данный вид исследования у всех пациентов кардиологического профиля. Постановка диагноза «Ишемическая болезнь сердца» требует не только записи ЭКГ, но и сбора анамнеза, осмотра, проведения лабораторных исследований, других видов инструментальной диагностики. Тем не менее, электрокардиография – универсальный способ диагностики при ИБС, который ввиду своей вариабельности (суточное мониторирование ЭКГ, внутрипищеводная ЭКГ) становится незаменимым исследованием при выявлении стенокардии или инфаркта миокарда.

Анализ особенностей проведения электрокардиографического исследования для выявления участков ишемии миокарда, создание алгоритма обнаружения эпизодов ишемии сердечной мышцы – предметы исследования данной работы.

Задачи, решаемые в рамках данной работы, сводятся к рассмотрению существующих способов выявления участков ишемии миокарда, критическому

анализу существующих методов диагностики ИБС и разработке алгоритмов обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации электрокардиосигналов.

Обнаружение эпизодов ишемии миокарда – важная задача для современной кардиологии. С помощью универсального способа диагностики таких серьезных заболеваний, как инфаркт миокарда и стенокардия, становится возможным существенно снизить риски, связанные с осложнениями вышеперечисленных заболеваний, в том числе и смертность среди населения. В связи с этим, создание алгоритмов, позволяющих выявлять участки ишемии миокарда при длительной регистрации электрокардиосигналов, чрезвычайно актуально для современной медицины.

Цель данной работы заключается в разработке алгоритмов обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации электрокардиосигналов.

1 ЭТИОЛОГИЯ И ПАТОГЕНЕЗ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Для лучшего понимания целей данной работы следует ознакомиться с термином «Ишемическая болезнь сердца» более подробно, как и с заболеваниями, которые являются наиболее частыми и опасными случаями ишемической болезни сердца.

Ишемическая болезнь сердца (ИБС) – заболевание, обусловленное несоответствием между потребностью миокарда в кислороде и его доставкой, приводящее к нарушениям функций сердца [1]. ИБС включает в себя комплекс заболеваний и синдромов, которые в настоящий момент подверглись классификации.

Согласно дополненной классификации Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) от 1984 года ишемическую болезнь сердца принято разделять в соответствии с клиническим формам на следующие виды:

- Внезапная коронарная смерть (Первичная остановка сердца):
- Внезапная коронарная смерть (Первичная остановка сердца):
- Внезапная коронарная смерть с успешной реанимацией;
- Внезапная коронарная смерть (Летальный исход).
- Стенокардия:
- Стенокардия напряжения;
- Впервые возникшая стенокардия напряжения;
- Стабильная стенокардия напряжения с указанием функционального класса;
- Нестабильная стенокардия (В настоящее время классифицируется по Браунвальду);
- Вазоспастическая стенокардия.
- Инфаркт миокарда.
- Постинфарктный кардиосклероз.
- Нарушение сердечного ритма.

- Сердечная недостаточность [2].

Наиболее важными с точки зрения диагностики и клиники являются стенокардия, инфаркт миокарда и острый коронарный синдром, с подъемом или без сегмента ST.

1.1 Стенокардия

Как известно, стенокардия является одним из основных проявлений ИБС. Стенокардия может выражаться несколькими клиническими формами:

- Стабильной стенокардией напряжения;
- Нестабильной стенокардией;
- Вариантной стенокардией (стенокардией Принцметала);
- Безболевого ишемией миокарда [1].

Для всех видов стенокардии характерны следующие признаки: загрудинная боль, которая может иррадиировать в область левого плеча, шеи, нижней челюсти, левую подлопаточную область и между лопаток. Нередки случаи иррадиации боли в правые отделы грудной клетки и шеи. Продолжительность боли не более 10 – 15 минут. Причины, которые вызывают приступ стенокардии, бывают разные: Сильное физическое напряжение, стресс и эмоциональное потрясение, выход на холод, обильный прием пищи.

Согласно патогенезу данного синдрома, ишемия сердечной мышцы возникает вследствие увеличения потребности миокарда в кислороде и невозможности осуществлять оксигенацию в должной степени из-за сужения венечных артерий.

В результате ишемии развиваются нарушения сократительной функции соответствующего участка сердечной мышцы. Кроме нарушений сократительной (механической) функции миокарда возникают изменения биохимических и электрических процессов в миокарде. При отсутствии необходимого количества кислорода клетки переходят на анаэробный тип окисления: глюкоза распадается до лактата, уменьшается внутриклеточный

pH (происходит «закисление» внутренней среды клетки), истощается энергетический запас в кардиомиоцитах. Наряду с этим, нарушается функция мембран кардиомиоцитов, что влечет за собой уменьшение внутриклеточной концентрации ионов калия и увеличение внутриклеточной концентрации ионов натрия. В зависимости от продолжительности ишемии миокарда изменения могут быть обратимыми и необратимыми – здесь речь идет о некрозе миокарда – инфаркте [1].

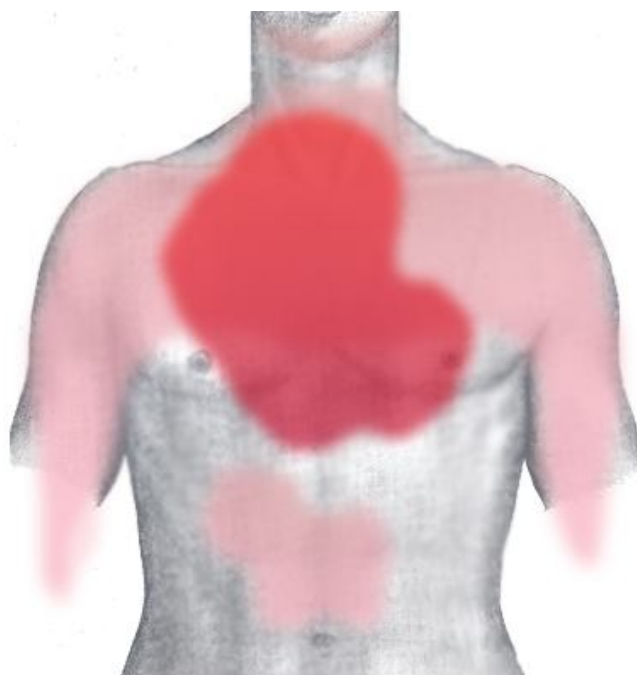


Рисунок 1.1 – Иррадиация боли при приступе стенокардии

При ишемии миокарда существует определенная последовательность патологических изменений: нарушение диастолической функции миокарда (невозможность расслабления сердечной мышцы) – нарушение систолической функции (нарушение сократимости миокарда) – изменения на ЭКГ – болевой синдром.

Одним из самых удобных методов инструментальной диагностики, с помощью которого возможно выявить ишемию миокарда и зафиксировать приступ стенокардии, является электрокардиография. Достаточной информативностью будет обладать как ЭКГ, записанная во время приступа

(что, к сожалению, не всегда возможно сделать), так и холтеровское мониторирование. Последний метод зачастую более достоверен и точен вследствие постоянной записи электрокардиосигналов сердца и последующим анализом с помощью компьютерных программ.

Основные ЭКГ-изменения при ишемии миокарда (во время приступа стенокардии) представлены нарушениями реполяризации в виде изменений зубцов Т и смещения сегмента ST вверх (субэндокардиальная ишемия) или вниз от изолинии (трансмуральная ишемия) либо нарушениями ритма сердца (появление различных аритмий) [1].

1.2 Острый коронарный синдром

Особого внимания заслуживает термин «острый коронарный синдром», обозначающий любую группу клинических признаков или симптомов, позволяющих подозревать инфаркт миокарда или нестабильную стенокардию [1].

Острый коронарный синдром охватывает несколько патологических состояний:

- Инфаркт миокарда с подъемом сегмента ST;
Инфаркт миокарда без подъема сегмента ST;
- Инфаркт миокарда, диагностированный по изменениям активности кардиоспецифических ферментов, по биомаркёрам, поздним ЭКГ-признакам;
- Нестабильная стенокардия [1].

Согласно клиническим признакам и данным ЭКГ выделяют две разновидности острого коронарного синдрома:

- Острый коронарный синдром без подъема сегмента ST (возникающий вследствие инфаркта миокарда без подъема сегмента ST или нестабильной стенокардии);
- Острый коронарный синдром с подъемом сегмента ST [1].

1.3 Инфаркт миокарда без подъема сегмента ST

Инфаркт миокарда без подъема сегмента ST – острая ишемия миокарда, достаточная по тяжести и продолжительности для того, чтобы вызвать некроз миокарда. При этом на ЭКГ отмечают следующие изменения: на начальной ЭКГ подъем сегмента ST не регистрируется. В дальнейшем у большинства больных также не появляются патологические зубцы Q – в этих случаях диагностируют инфаркт миокарда с отсутствием зубца Q. Данный вид инфаркта миокарда (без подъема сегмента ST) по ЭКГ-признакам не отличим от нестабильной стенокардии. Дифференциальную диагностику осуществляют лабораторным исследованием, в ходе которого в крови пациента обнаруживают или фиксируют повышение концентрации маркёров некроза миокарда.

Изменения ЭКГ при инфаркте миокарда.

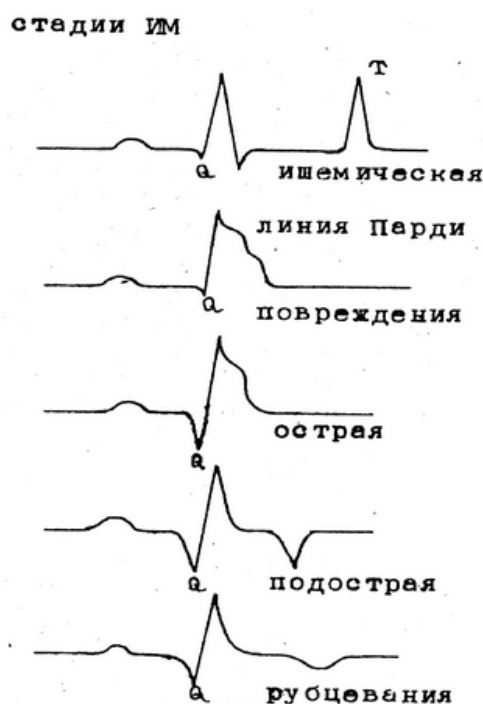


Рисунок 1.2 – Стадии инфаркта миокарда

Электрокардиография выступает одним из основных методов диагностики острого коронарного синдрома. На ЭКГ отмечают характерные

смещения сегмента ST и изменения зубца Т. наиболее информативной будет запись ЭКГ во время болевого синдрома. Важным условием диагностики острого коронарного синдрома является сравнение нескольких записей ЭКГ в динамике [1]. Наряду с условием сравнения динамики изменений ЭКГ во времени, важны так же два обстоятельства:

1. Вне болевого синдрома ЭКГ-изменения могут отсутствовать.
2. Наличие неизменной ЭКГ не исключает наличие диагноза острого коронарного синдрома.

1.4 Вариантная стенокардия

Стенокардия, характеризующаяся болью в покое с переходящим подъемом сегмента ST, именуют вариантной (вазоспастической). Данный вид стенокардии обусловлен преходящим спазмом венечных артерий, возникает вне связи с физической нагрузкой. Вариантная стенокардия описана в 1959 году Принцметалом [1].

Основной патогенетический механизм – спазм венечных артерий. Выраженный спазм провоцирует трансмуральную ишемию, характеризующуюся дискинезией стенки левого желудочка, которая выявляется подъемом сегмента ST на ЭКГ. Важно записать ЭКГ во время болевого приступа, когда возможно зафиксировать подъем сегмента ST (зачастую в нескольких отведениях) и возвращение его к изоэлектрической линии после купирования болевого синдрома. Еще одними признаками могут выступать: депрессия сегмента ST (субокклюзивный или полный окклюзивный спазм при наличии коллатералей), инверсия зубца Т, псевдонормализация зубца Т. В момент спазма коронарных артерий зачастую отмечается удлинение интервала QT и псевдонормализация зубца Т. Данные холтеровского мониторирования также выявляют эпизоды подъема сегмента ST.

1.5 Инфаркт миокарда с подъемом сегмента ST

Инфаркт миокарда – некроз сердечной мышцы в результате остро возникшего и резко выраженного дисбаланса между потребностью миокарда в кислороде и его доставкой [1].

Инфаркт миокарда является крайним проявлением ИБС, поэтому главной из причин его возникновения считают атеросклеротические изменения венечных артерий сердца. При развитии инфаркта миокарда изменения затрагивают сегмент ST и зубец T – депрессия или подъем сегмента ST и инверсия зубца T. Однако именно подъем сегмента ST является специфическим признаком инфаркта миокарда, отражающим зону ишемического повреждения [1].

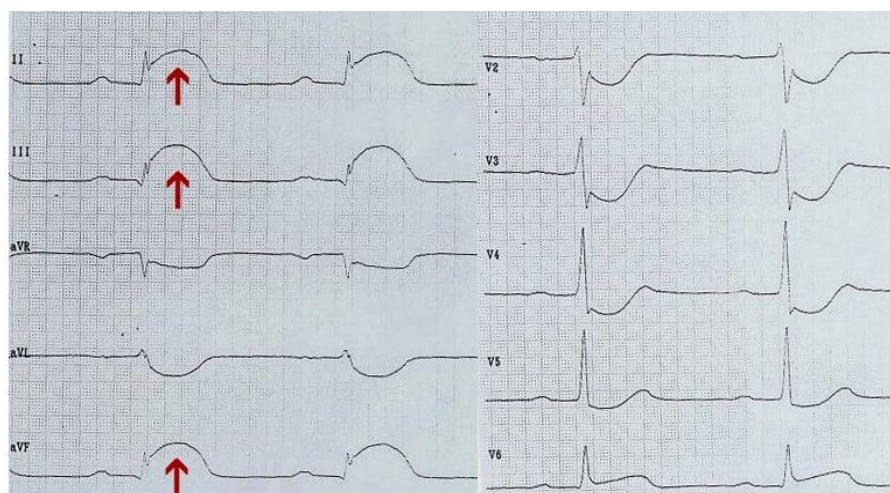


Рисунок 1.3 – Подъем сегмента ST при остром инфаркте миокарда

Через 4 – 12 часов от начала боли на ЭКГ обнаруживается основной признак инфаркта миокарда – патологический зубец Q, свидетельствующий о наличии некроза миокарда. В настоящее время существуют термины «Инфаркт миокарда с зубцом Q» и «Инфаркт миокарда без зубца Q». Такое деление обусловлено тем, что патологические зубцы Q могут появляться на электрокардиограмме при нетрансмуральном инфаркте и отсутствовать при трансмуральном [1].

Достоверными критериями инфаркта миокарда на электрокардиограмме являются следующие:

1. появление новых зубцов Q шириной более 30 мс и глубиной более 2 мм по крайней мере в двух отведениях (отведения II, III или aVF; отведения V1 – V6; отведения I и aVL).

2. Вновь появившийся подъем или депрессия сегмента ST более 1 мм через 20 мс после точки перехода комплекса QRS в сегмент ST в двух смежных отведениях.

3. Появление полной блокады левой ножки пучка Гиса при наличии соответствующей клинической картины. Несмотря на это, нормальная ЭКГ не исключает наличия инфаркта миокарда [1].

Исходя из вышеописанной информации, одним из важнейших критериев ишемии миокарда является отклонение от изолинии сегмента ST (элевация или депрессия).

Исходя из рассмотренных выше сведений, можно сделать вывод о том, что ИБС и ее частные проявления на настоящий момент являются ведущими причинами преждевременной инвалидизации и смерти среди населения. В связи с этим, особое место в кардиологии будет занимать своевременная и точная диагностика ИБС.

2 ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЯ КАК МЕТОД ДИАГНОСТИКИ ИШЕМИЧЕСКОЙ БОЛЕЗНИ СЕРДЦА

Особое место в диагностике ишемической болезни сердца и ее последствий – инфаркта миокарда и стенокардии – играет электрокардиография. И выбор данного метода диагностики в качестве ведущего отнюдь не случаен. Рассмотрим достоинства электрокардиографии более подробно.

2.1 Физиологические основы электрокардиографии

Электрокардиография – метод регистрации электрических полей, возникающих при работе сердца. Соответственно, электрокардиограмма – это запись электрических потенциалов (электроимпульсов) сердца. В норме, электроимпульсы сердца вырабатываются в месте слияния полых вен – синоатриальном или синусном узле, являющимся водителем ритма первого порядка, и носят название синусовых импульсов. Таким образом, ритм сердечных сокращений при отсутствии патологий и заболеваний сердца называется синусовым. У здорового человека синусовый узел вырабатывает 60 – 90 электрических импульсов в минуту, равномерно посылая их по проводящей системе сердца. Помимо синоатриального узла в состав проводящей системы сердца входят: атриовентрикулярный узел, пучок Гиса или предсердно-желудочковый пучок и волокна Пуркинье. Атриовентрикулярный узел представляет собой ось проводящей ткани. Располагается он на гребне входного и верхушечного трабекулярного компонентов мышечной части межжелудочковой перегородки. Пучок Гиса, связывающий миокард предсердий с миокардом желудочков, мышечной части межжелудочковой перегородки этот пучок делится на правую и левую ножки. Концевые разветвления волокон (волокна Пуркинье), на которые распадаются эти ножки, заканчиваются в миокарде желудочков [15].



Рисунок 2.1 – Схема проводящей системы сердца

Следуя по проводящей системе, эти импульсы охватывают возбуждением прилегающие к проводящим путям отделы миокарда и регистрируются графически на ленте как кривая линия ЭКГ. Прохождение импульса по проводящей системе сердца графически записывается по вертикали в виде пиков (зубцов) – подъемов и спадов кривой линии. Помимо регистрации зубцов, на ЭКГ по горизонтали записывается время, в течение которого импульс проходит по определенным отделам сердца [7]. При этом нормальная электрокардиограмма будет иметь следующий вид:

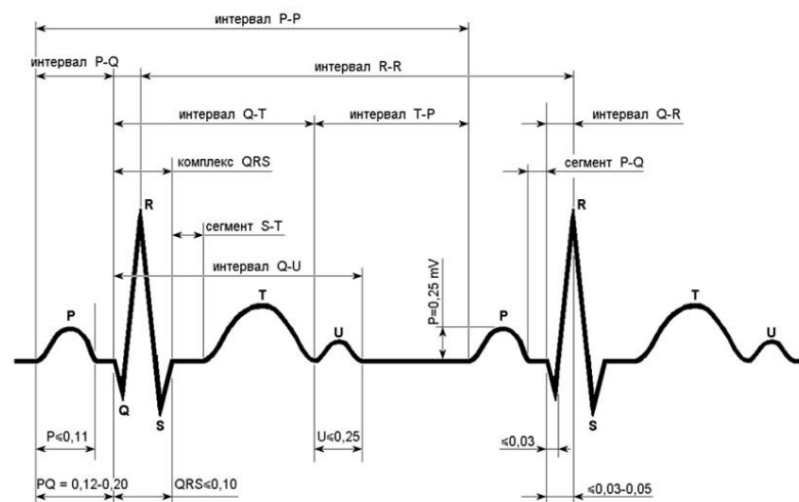


Рисунок 2.2 – Разметка нормальной электрокардиограммы

Таким образом, электрокардиография в точности «повторяет» электрическую активность сердца, позволяя при этом диагностировать малейшие патологические изменения.

2.2 Условия правильной регистрации электрокардиосигналов

Для того, чтобы проводимое исследование было максимально достоверным, соблюдается ряд условий, позволяющих максимально быстро и эффективно снять электрокардиограмму. Важны нижеперечисленные условия.

Регистрация электрокардиосигналов сердца производится путем наложения электродов на различные участки тела. Наибольшей информативностью обладают следующие отведения: грудные – определенные точки на передней поверхности грудной клетки, которые регистрируют разность потенциалов между активным положительным электродом и отрицательным объединенным электродом Вильсона. Последний образуется при соединении через дополнительные сопротивления трех конечностей (правой руки, левой руки и левой ноги), объединенный потенциал которых стремится к нулю [12].

Используют 6 грудных отведений, которые принято обозначать буквой V (потенциал):

1 отведение V1 – активный электрод; установлен в IV межреберье по правому краю грудины;

2 отведение V2 – активный электрод; установлен в IV межреберье по левому краю грудины;

3 отведение V3 – активный электрод; установлен между V2 и V4, примерно на уровне IV ребра по левой парастеральной линии;

4 отведение V4 – активный электрод; установлен в V межреберье по левой срединно-ключичной линии;

5 отведение V5 – активный электрод; расположен на левой передней подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электрод V4;

6 отведение V6 – активный электрод; расположен на левой срединно-подмышечной линии на том же горизонтальном уровне, что и электроды отведений V4 и V5.

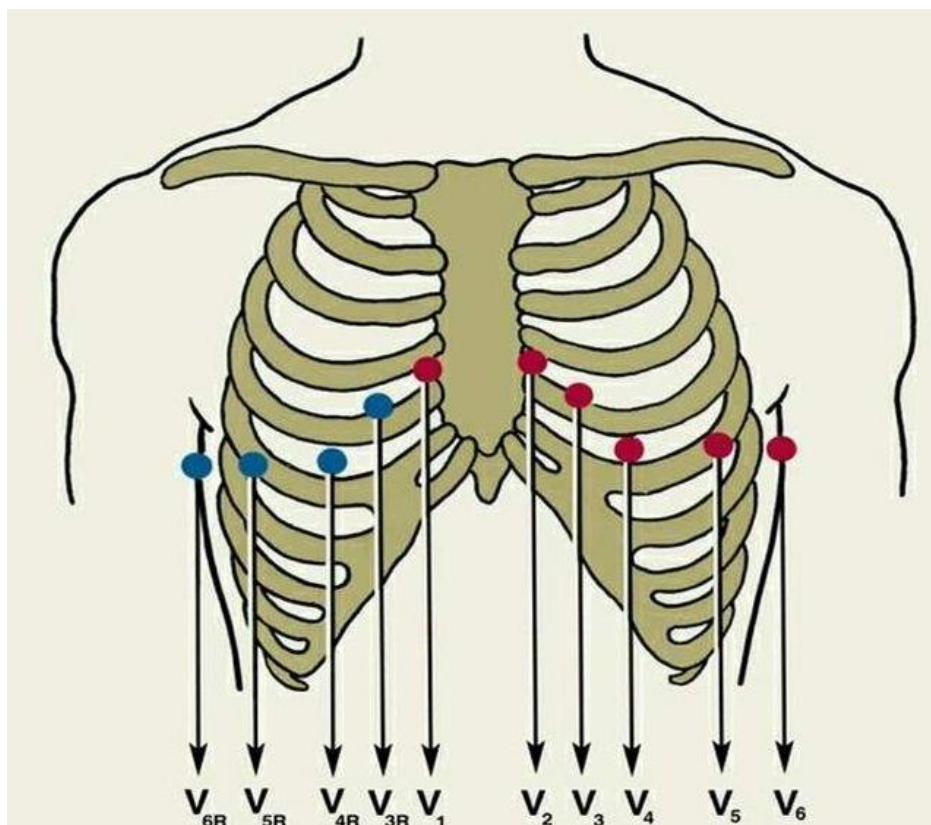


Рисунок 2.3 – Схема расположения электродов при регистрации однополюсных грудных отведений ЭКГ

В отведении V1 фиксируются изменения в правом желудочке и задней стенке левого желудочка, в V2–V3 – изменения в межжелудочковой перегородке, в V4 – изменения в области верхушки, в V5–V6 – изменения в передне-боковой стенке левого желудочка [12].

Немаловажным аспектом грамотной записи электрокардиограммы является калибровка электрокардиографа перед началом работы. С этой целью перед записью ЭКГ производится усиление электрического сигнала с помощью подачи на гальванометр стандартного калибровочного напряжения в 1 mV. При этом происходит отклонение гальванометра и регистрирующей системы на 10 мм, что на ЭКГ определяется как калибровочный милливольт, без наличия которого невозможна оценка амплитуды зубцов ЭКГ. В связи с этим, перед анализом ЭКГ необходимо проверить амплитуду контрольного милливольта, которая в идеале должна соответствовать 10 мм [12].

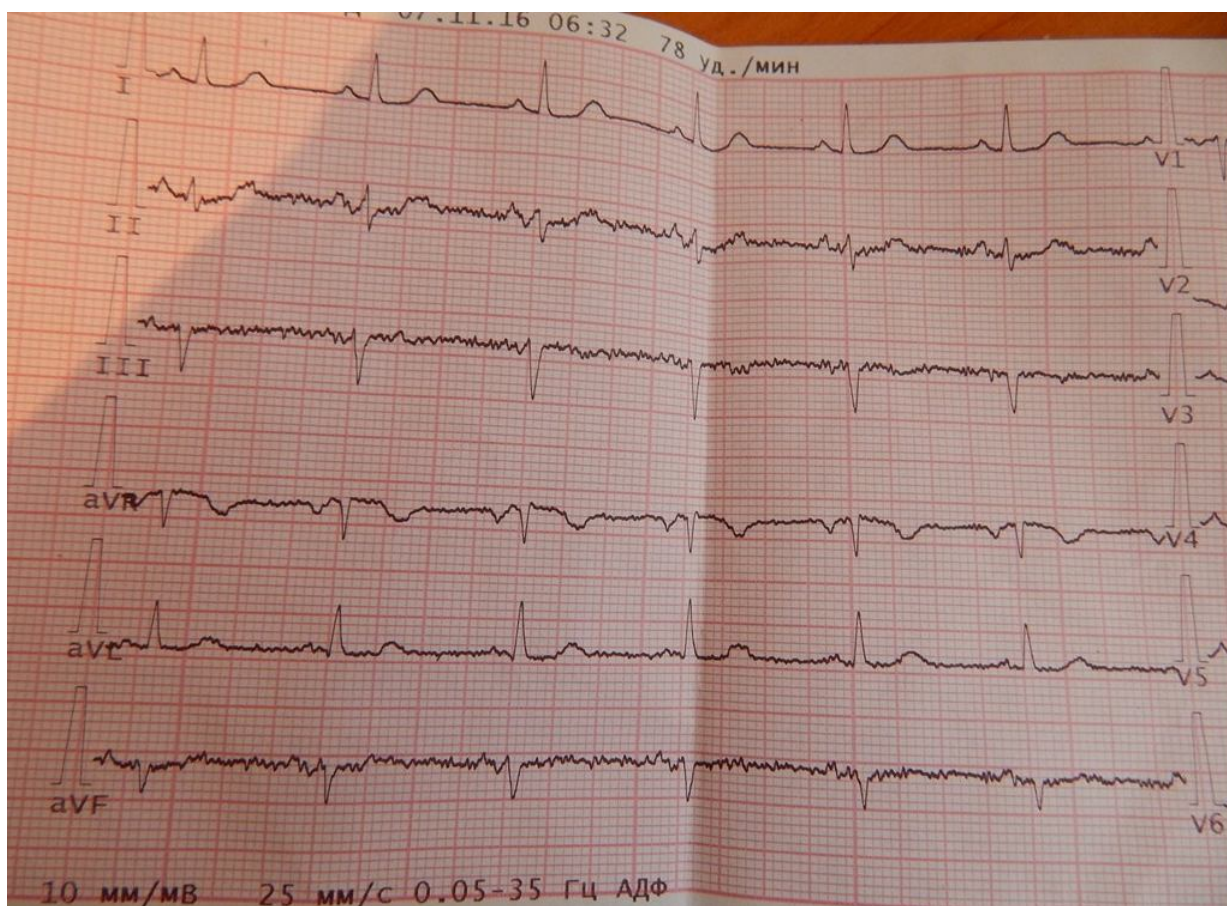


Рисунок 2.4 – Внешний вид снятой электрокардиограммы, зафиксированной на бумаге.

Еще одной важной деталью точного снятия электрокардиограммы является скорость движения бумаги. ЭКГ регистрируют при скорости движения бумаги 50 мм в секунду, при этом 1 мм на бумажной ленте соответствует отрезку времени 0,02 сек., 5 мм – 0,1 сек., 10 мм – 0,2 сек., 50 мм – 1,0 сек. При необходимости более длительной записи ЭКГ, например для диагностики нарушений ритма, используют меньшую скорость (25 мм в секунду), при этом 1 мм ленты соответствует временному интервалу 0,04 сек., 5 мм – 0,2 сек., 10 мм – 0,4 сек [12].

При четком соблюдении вышеперечисленных условий удастся зарегистрировать электрокардиосигнал с наименьшими искажениями, что очень важно для дальнейшей интерпретации результатов исследования.



Рисунок 2.5 – Расположение пациента и электродов на его теле при снятии электрокардиограммы

После того, как врач правильно расположил пациента, установил электроды на его теле, произвел калибровку электрокардиографа, получил ленту записи электрокардиограммы, можно приступать к анализу полученных зубцов и интервалов электрокардиограммы.

2.3 Описание зубцов и интервалов электрокардиограммы

Каждый зубец и интервал на электрокардиограмме имеет свое диагностическое значение. У здорового сердца зубец Р образуется в результате возбуждения двух предсердий. Он начинает регистрироваться сразу после того, как импульс выходит из синусопредсердного узла. Левое предсердие начинает и заканчивает позже свое возбуждение, в результате наложения друг на друга возбуждений левого и правого предсердия образуется зубец. Амплитуда зубца Р обычно наибольшая во II ст. отведении. В норме продолжительность Р до 0.1 с, амплитуда не должна превышать 2.5 мм. В отведении aVR зубец всегда отрицательный. Зубец Р может быть

зазубрен на вершине, однако расстояние между зазубринами не должно превышать 0,02 с [12].

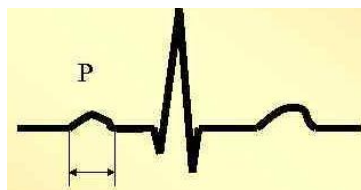


Рисунок 2.6 – Зубец Р в норме

Далее следует Интервал PQ - от начала зубца Р до начала зубца Q. Он соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и АВ-соединению до миокарда желудочков. Изменяется в зависимости от частоты сердечного ритма, от возраста и массы тела больного. В норме интервал PQ 0.12 - 0.18 (до 0.2 с). Таким образом, интервал PQ включает в себя зубец Р и сегмент PQ. Комплекс QRS - желудочковый комплекс. Обычно это наибольшее отклонение ЭКГ. Ширина комплекса QRS в норме составляет 0,06 - 0,08 с и указывает на продолжительность внутрижелудочкового проведения возбуждения. С возрастом ширина комплекса QRS . Амплитуда зубцов комплекса QRS обычно варьирует. В норме по крайней мере в одном из стандартных отведений или в отведениях от конечностей амплитуда комплекса QRS должна превышать 5 мм, а в грудных отведениях - 8 мм. В любом из грудных отведений у взрослых амплитуда комплекса QRS не должна превышать 2.5 см [12].

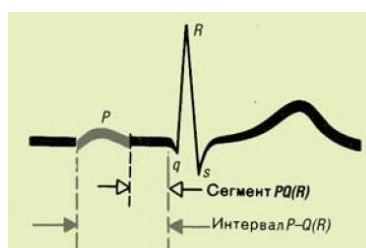


Рисунок 2.7 – Интервал PQ в норме

Зубец Q - начальный зубец комплекса QRS. он регистрируется во время возбуждения левой половины межжелудочковой перегородки. Регистрация

зубца q даже малой амплитуды в отведениях V1-V3 является патологией. В норме ширина зубца q не должна превышать 0.03 с, а его амплитуда в каждом отведении должна быть меньше 1/4 амплитуды следующего за ним зубца R в этом отведении. Зубец R - обычно основной зубец ЭКГ. Он обусловлен возбуждением желудочков, и его амплитуда в стандартных отведениях и в отведениях от конечностей зависит от положения электрической оси сердца. При нормальном положении электрической оси и $R_{II} > R_I > R_{III}$. Зубец R может отсутствовать в отведении aVR. В грудных отведениях зубец R должен нарастать по амплитуде с V1 по V4. Зубец S - в основном обусловлен конечным возбуждением основания левого желудочка. Этот зубец может отсутствовать в норме, особенно, в отведениях от конечностей. В грудных отведениях наибольшая амплитуда зубца S в отведениях V1 и V2. Ширина S в любом случае не должна превышать 0,03 с. [12].

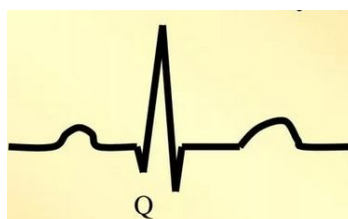


Рисунок 2.8 – Зубец Q в норме (схематичное изображение)



Рисунок 2.9 – Схематичное изображение комплекса QRS

Сегмент ST - соответствует тому периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением. Точка, где оканчивается

комплекс QRS , обозначается как ST - соединение, или точка J. Сегмент ST непосредственно переходит в зубец Т. Сегмент ST в норме расположен на изолинии, но может быть несколько приподнятым или сниженным. В норме сегмент ST может быть расположен даже на 1.5 - 2 мм выше изолинии. У здоровых людей это сочетается с последующим высоким положительным зубцом Т и имеет вогнутую форму. В тех случаях, когда сегмент ST расположен не на изолинии, его форму описывают как вогнутую, выпуклую или горизонтальную. Продолжительность этого сегмента большого диагностического значения не имеет, и обычно не определяется.

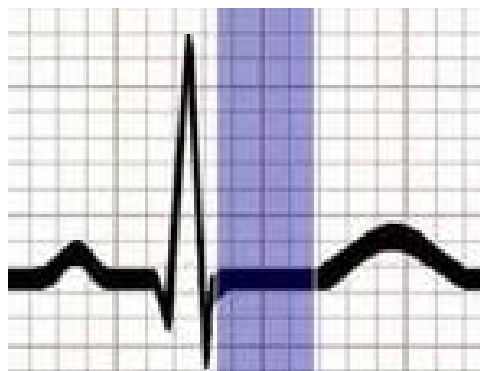


Рисунок 2.10 – Границы сегмента ST

Зубец Т. Регистрируется во время реполяризации желудочков. Это самый лабильный зубец ЭКГ. Зубец Т в норме обычно положительный. в норме зубец Т не зазубрен. Зубец Т, как правило, положителен в тех отведениях, где комплекс QRS в основном представлен зубцом R. В отведениях, где в этом комплексе регистрируются в основном отрицательные зубцы, имеется тенденция к регистрации отрицательного S. В отведении aVR Т должен быть всегда отрицательный. Продолжительность этого зубца от 0,1 до 0,25 с, но она не имеет большого диагностического значения. Амплитуда обычно не превышает 8 мм. В норме TV1 обязательно выше, чем TV6. Интервал QT. Это электрическая систола желудочков. Интервал QT -это время в секундах от начала комплекса QRS до конца зубца Т. Зависит от пола, возраста и ЧСС. В норме продолжительность интервала QT составляет

0,35 - 0,44 с. QT является константой для данной частоты ритма отдельно для мужчин и женщин. Существуют специальные таблицы, в которых представлены нормативы электрической систолы желудочков для данного пола и частоты ритма. Для выявления грубых нарушений в продолжительности интервала QT у данного больного представлены различные формулы, самая распространенная в практическом применении - формула Базетта. В этой формуле сравнивается условный вычисленный интервал QT с продолжительностью его у данного больного и с длительностью сердечного цикла (расстояние между двумя соседними зубцами R в секундах) [12].

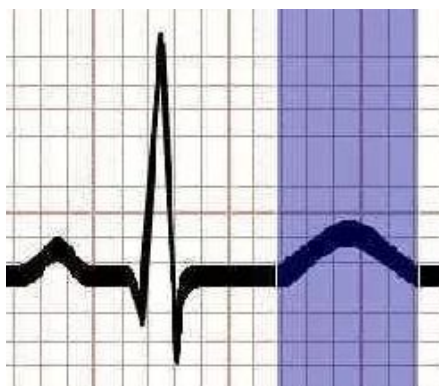


Рисунок 2.11 – Схематичное обозначение границ зубца T

Зубец U – непостоянный компонент ЭКГ. Обычно он небольшой, регистрируется после зубца T. Увеличение его амплитуды выявляется при поражениях центральной нервной системы, электролитных нарушениях, под воздействием медикаментозных препаратов. Отрицательный зубец U может быть при ишемии, перегрузке левого желудочка. Необходимо включать в стандартное электрокардиографическое заключение описание зубца U, когда он патологический. Высокоамплитудный зубец U (но не более 5 мм) имеет место в отведениях II, V2, V3 [2, 10]. Он растянутый (продолжительность 0,08–0,24 секунды) и плоский (мал). Зубец U может быть двухфазным. В норме зубец U всегда положителен в I, II, V4–5 отведениях [13].



Рисунок 2.12 – Зубец U

Наибольшее диагностическое значение при постановке диагноза ИБС и частных случаев ишемии миокарда играет сегмент ST. Возникающие изменения сегмента ST – ранний и чувствительный признак ишемии миокарда. Изменения на электрокардиограмме обусловлены рядом факторов, происходящих с сердечной мышцей. В условиях, когда возникает продолжительная ишемия (в течение минут), миофибриллы кардиомиоцитов полностью или частично погибают, их полярность изменяется так, что область ишемии становится электроотрицательной, возникает ток повреждения, который определяет подъем сегмента ST, указывающий на сильную ишемию.

Таким образом, анализ изменений сегмента ST наиболее информативен и важен при выявлении участка ишемии миокарда. Однако, существует ряд помех на электрокардиограмме, затрудняющих правильную интерпретацию изменений сегментов, зубцов и интервалов на электрокардиограмме. Однако, существует целый ряд условий, препятствующих правильной интерпретации снятой электрокардиограммы. Среди них ведущую роль играют помехи.

2.4 Виды помех на электрокардиограммах

Все многообразие возможных помех, возникающих при записи электрокардиограммы, можно разделить на несколько видов:

1. Помехи, связанные с электрической активностью тканей, через которые проходит импульс;

2.Arteфакты, обусловленные несоблюдением условий правильной записи электрокардиограммы (неустойчиво расположенный кардиограф, толчки кушетки с пациентом);

3. Низкий вольтаж зубцов, наличие наводных токов («фона»), обусловленные инструментальными погрешностями кардиографов.

При этом каждый вид помех на электрокардиограмме будет иметь специфический вид:



Рисунок 2.13 – Виды помех на ЭКГ (а – вид помех, связанный с работой электроприборов поблизости; б – вид помех, обусловленный плохим контактом электрода с кожей; в – вид помех, связанный с усталостью мышц или гипергидрозом)

Более подробно рассмотрим ряд помех, играющих решающую роль в качестве выходного ЭКС. К числу таких помех относятся:

- дрейф изолинии (Baseline Wander, Base Line Drift) представляет собой низкочастотные колебания с частотой менее 1 Гц. Он обусловлен влиянием на ЭКС аддитивных НЧ помех, связанных с поляризацией электродов, влиянием акта дыхания, изменением кожно-электродных потенциалов и межэлектродного импеданса. Наибольшее влияние дрейф изолинии оказывает на анализ низкочастотных участков ЭКС (особенно на ST сегмент). Кроме того, нестабильность изолинии оказывает влияние на

точность измерения амплитудных параметров зубцов, т.к. именно от изолинии ведется отсчет их амплитуды. Стабильность изолинии зависит от наличия достаточно высокого входного сопротивления усилительной системы и минимального кожного сопротивления;

- сетевая помеха (Power Line Interference) выглядит как зубцеобразная нулевая линия с периодическим повторением зубцов и представляет собой наводку, являющуюся суперпозицией гармоник разных фаз, с частотами, кратными частоте колебаний напряжения в силовой линии. Первая гармоника, имеющая наибольшую мощность, равна 50 Гц. Хотя типичная форма сетевой помехи известна заранее, однако неизвестна ее фаза. Более того эта помеха в общем случае не является точной синусоидой, что проявляется присутствием в ее спектре гармоник от основной частоты. Причины появления сетевой помехи могут быть разными, среди них такие, как: плохой контакт электродов с кожей, неправильная организация места проведения исследований;

- мышечный тремор (Muscle Noise, Muscle Contraction, Tremor) представляет собой хаотически колеблющуюся изолинию в достаточно широком диапазоне (от 30-35 до 80-100 Гц). Причиной тремора является электрическая активность тканей, через которые проводится импульс (например, скелетные мышцы), сопротивление тканей, особенно кожи, а также сопротивление на входе усилителя. Тремор накладывается на ЭКС у пациентов с дрожательным параличом, хореей, тетанией, паркинсонизмом. Колебания, вызываемые мышечным тремором, достаточно трудно отличить от трепетания предсердий;

- артефакты движения (Motion Artifacts) проявляются как одиночные или циклические волны с частотой от единиц до 30-40 Гц. Циклические волны вызваны движениями мышц пациента или небольшие изменения положения электродов во время нагрузочного теста или при СДА. Одиночные артефакты связаны со случайными механическими воздействиями на АКА, на электроды в месте контакта с кожей, кашлем,

икотой, перистальтикой кишечника. Такие артефакты по спектру очень близкие к спектру комплексов QRS и похожи на желудочковые экстрасистолы. По этой причине их очень трудно дифференцировать. Более того, они представляют значительную опасность, так как мешают обнаружению комплексов QRS, что может привести к неверному вычислению частоты сердечных сокращений (ЧСС), ошибкам при анализе аритмий и неверной интерпретации результатов исследования. На пике нагрузки артефакты движения могут так сильно исказить ЭКС, что он становится непригодным даже для визуального анализа [18].

Делая вывод из вышеперечисленного, становится очевидным, что важным аспектом анализа электрокардиограммы является фильтрация полученного сигнала. И одним из важнейших алгоритмов фильтрации будет тот, который направлен на устранение дрейфа изолинии.

3 ОБЗОР СУЩЕСТВУЮЩИХ АЛГОРИТМОВ ОБРАБОТКИ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛА

Все существующие на данный момент алгоритмы обработки электрокардосигнала сводятся к примерно схожим последовательностям действий. Среди них можно выделить основополагающие: устранение дрейфа изолинии; фильтрация сопутствующих полезному сигналу помех; определение координат характерных точек; выделение интересующего фрагмента сигнала на электрокардиограмме; выявление искомой патологии.

Существуют различные вариации алгоритмов обработки электрокардосигналов, но некоторые части данных алгоритмов остаются неизменными. Среди них – алгоритм устранения дрейфа изолинии, являющийся одной из сложнейших задач фильтрации. Наряду с этими видами алгоритмов, наибольшую важность представляют алгоритмы, направленные на выделение окна диагностики (зачастую, это действие подразумевает под собой выделение комплекса QRS) и алгоритмы, нацеленные на выявление смещения сегмента ST относительно изолинии.

3.1 Алгоритмы устранения дрейфа изолинии

Одной из основных аддитивных низкочастотных помех, действующих на ЭКС, является дрейф изoeлектрической линии.

В практических целях, важнейшей частью алгоритма фильтрации электрокардиографического сигнала является способ устранения дрейфа изолинии. Это связано с тем, что отсутствие четкой изолинии затрудняет всю последующую диагностику полученной электрокардиограммы, не дает возможность адекватно оценивать высоту и глубину зубцов электрокардиограммы.

Отсутствие верной интерпретации электрокардиограммы оказывает непосредственное влияние на точность и правильность постановки предварительного диагноза. Важность устранения дрейфа изолинии

заключается так же и в том, что на последующих этапах алгоритмов фильтрации ЭКС не удастся компенсировать этот вид помехи.

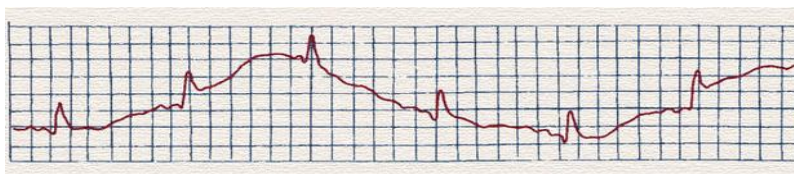


Рисунок 3.1 – Дрейф изолинии на электрокардиограмме

Таким образом, пренебрегать способом фильтрации электрокардиографического сигнала, направленным на устранение дрейфа изолинии, нелогично и в некоторой степени опасно. Именно по этим причинам на сегодняшний момент существуют разнообразные способы и алгоритмы, нацеленные на устранение дрейфа изолинии. Среди них наиболее часто применяются следующие виды: фильтрационный и интерполяционный.

Фильтрационный метод заключается в том, что низкочастотные аддитивные помехи устраняются с помощью фильтра верхних частот. Однако при этом искажаются параметры ST-сегмента, поскольку частный спектр дрейфа изолинии, как правило, почти полностью совпадает с частотным спектром ST-сегмента.

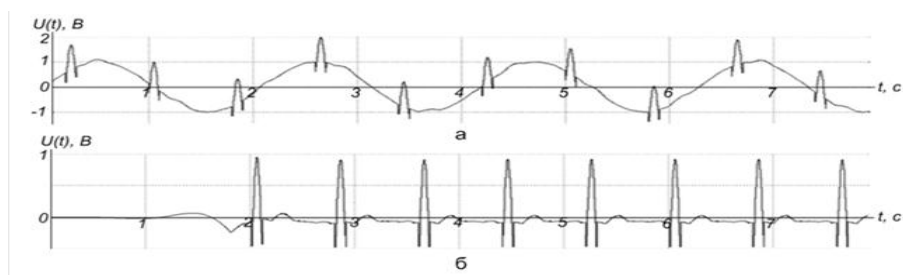


Рисунок 3.2 – Электрокардиосигнал с помехой (а),
электрокардиосигнал после фильтрации (б)

Таким образом, применение методик устранения дрейфа изолинии во много определяет успех дальнейшей интерпретации электрокардиограммы.

Интерполяционный метод основан на том, что на электрокардиосигнале в каждом кардиоцикле выделяются опорные точки, обычно на PQ-сегменте, и через них проводятся аппроксимирующие полиномы, описывающие дрейф изолинии с определенной погрешностью. Наиболее распространена сейчас сплайн-аппроксимация. Погрешность аппроксимации является методической, то есть принципиально неустранимой. Кроме того, не всегда в электрокардиосигнале присутствует явно выраженный и лежащий на изолинии сегмент PQ, что затрудняет выделение опорных точек. При увеличении частоты изменения сигнала дрейфа изолинии ухудшается точность его восстановления, а при достижении половины частоты следования опорных точек, равной частоте сердечных сокращений (ЧСС), восстановление становится невозможным.

В последнее время появились методы устранения дрейфа изолинии, основанные на применении быстрого вейлет-преобразования (БВП). Они используют алгоритмы с прореживанием по частоте, и на каждом последующем этапе преобразованию подвергается низкочастотная составляющая сигнала, полученная на предыдущем этапе. Применении подобного метода при длительном мониторинге в реальном времени связано с определенными трудностями, обусловленными необходимостью накапливать достаточно большие массивы для выполнения БВП и «сшивать» отдельные фрагменты восстановленного сигнала дрейфа изолинии.

Для выделения сигнала дрейфа изолинии можно использовать метод, основанный на использовании фильтра нижних частот (ФНЧ). Сегмент TP соответствует электрической диастоле сердца. Если на электрокардиосигнал действует низкочастотная аддитивная помеха, проявляющаяся в виде дрейфа изолинии, то на отрезке ЭКС между зубцами T и P присутствует только сигнал этой помехи. Таким образом, опорные точки надо выбирать именно на сегменте TP в каждом кардиоцикле.

Опорные точки, выделяемые на ЭКС, являются дискретными отсчетами сигнала дрейфа изолинии и представляют собой модулированные по амплитуде прямоугольные импульсы, следующие с ЧСС.

Спектр последовательности таких импульсов содержит в нулевой спектральной зоне составляющие, определяющие исходный непрерывный сигнал. Исходный непрерывный сигнал $u(t)$, в нашем случае это дрейф изолинии, может быть восстановлен, если дискретные отсчеты этого сигнала, т.е. дискретизированный сигнал, пропустить через фильтр нижних частот с полосой пропускания, определяемой шириной частотного спектра непрерывного сигнала. На выходе фильтра при этом выделяется полезная составляющая, описанная формулой 1:

$$S(t) = \frac{T}{t} u(t), \quad (3.1)$$

где t – длительность отсчета; T – период дискретизации, $u(t)$ – исходный непрерывный сигнал.

Как видно из формулы, выходной сигнал ФНЧ оказывается ослабленным в T/t раз. Последующим усилением можно довести этот сигнал до уровня исходного непрерывного сигнала. Другим, более удобным для реализации, способом является предварительное преобразование дискретных отсчетов сигнала к виду АИМ-2 (расширенные импульсы), в случае которой t примерно равно T , что не требует последующего дополнительного усиления сигнала дрейфа изолинии [16].

3.2 Алгоритм выделения зубца R комплекса QRS

Способ, позволяющий выделять комплекс QRS, основан на методе кубических сплайнов, построенных по характерным точкам. Данный способ реализуется посредством алгоритма Пана – Томпкинса.

Суть метода заключается в следующем: R-пики являются главным источником информации о ЭКС, поэтому важнейшей задачей становится их

нахождение. Алгоритм Пана-Томпкинса – это один из способов обнаружения волн ЭКГ. Алгоритм обнаружения QRS, введенный Паном и Томпкинсом наиболее широко используется для извлечения QRS комплексов из электрокардиограммы. Методология алгоритма состоит в том, что ЭКГ пропускают через низкочастотный и высокочастотный фильтры, чтобы удалить шум из сигнала. Затем берется первая производная входного сигнала, и выполняется ограничение максимального значения производной. После усреднения окном обеспечиваются хорошие условия детектирования [14]. При детектировании происходит подстройка уровня детектирования между уровнем шума и полезного сигнала, а также используется зона нечувствительности в 15 мс после обнаружения R-зубца [14].

Когда известны положения R-пику, опираясь на информацию о разметке ЭКС, можно найти координаты характерных точек. Для этого рассматривается доверительный интервал, в пределах которого ожидается нахождение характерной точки, далее находится глобальный минимум (максимум) на интервале, затем отсекаются варианты, не соответствующие нормальным значениям амплитуды для каждой характерной точки. Кубический сплайн, построенный по характерным точкам позволяет интерполировать линию дрейфа изолинии. Линейно-кусочная интерполяция не даёт нужной точности, а кубический сплайн обеспечивает требуемую гладкость. Но следует помнить, что использование сплайнов более высоких порядков замедляет процесс вычисления. Для получения кубической интерполяции ЭКС в Matlab была использована функция `spline`, которая возвращает вектор интерполированных значений. Так, например, при построении кубического сплайна на основе характерных точек конца р-интервала получена следующая интерполяция, представленная на рисунке 3.3 [14].

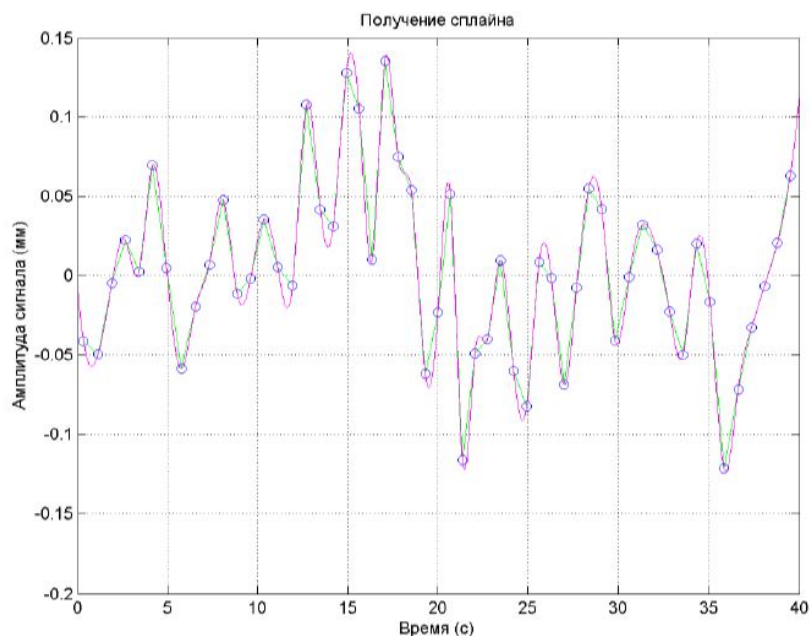


Рисунок 3.3 – Интерполяция кубическими сплайнами

Последовательность действий алгоритма состоит в следующем [6]:

- фильтр низких частот; – фильтр верхних частот; – оператор производной; – процедура интегрирования; – адаптивная пороговая процедура; – процедура поиска; В данном методе фильтры применяются для удаления дрейфа изолинии и шумов, при этом, фильтр верхних частот реализован как всепропускающий фильтр минус фильтр низких частот. Процедура взятия производной подавляет компоненты зубцов Р и Т и усиливает высокочастотные компоненты в сигнале, связанные с QRS–комплексом. Сглаживание выходного сигнала, полученного на предыдущих шагах, осуществляется за счет интегрирующего фильтра типа скользящего окна, ширина которого выбирается исходя из следующих соображений [6]: – слишком большая ширина приведет к тому, что выходные сигналы, связанные с QRS– комплексом и Т–зубцом будут сливаться; – слишком маленькая ширина приведет к нескольким пикам для единственного QRS– комплекса. Результат работы алгоритма Пана – Томпкинса представлен на рисунке 3.4:

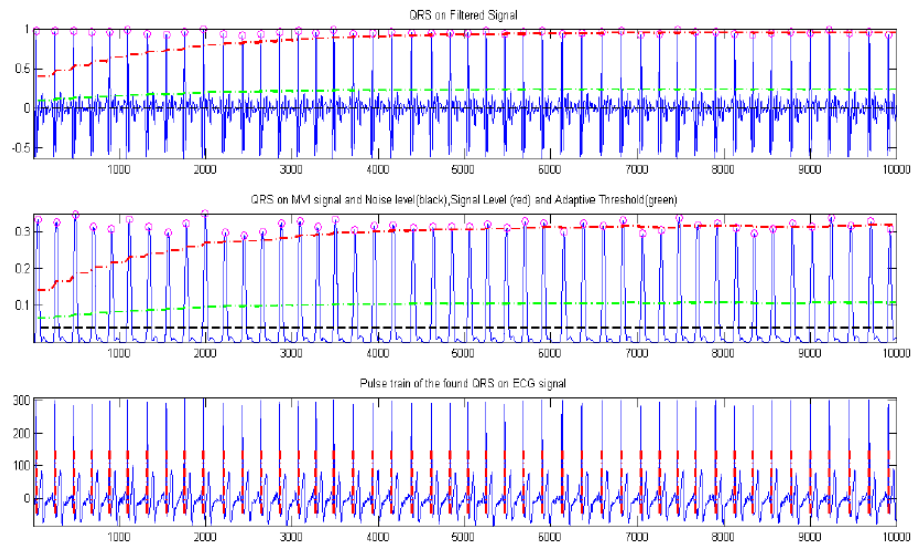


Рисунок 3.4 – Результат работы алгоритма Пана – Томпкинса

Финальный этап программы заключается в вычитании кубического сплайна из исходного сигнала, это позволит дополнительно избавиться сигнал от дрейфа изолинии и снизить вероятность помех. Результат работы алгоритма представлен на рисунке 3.5.

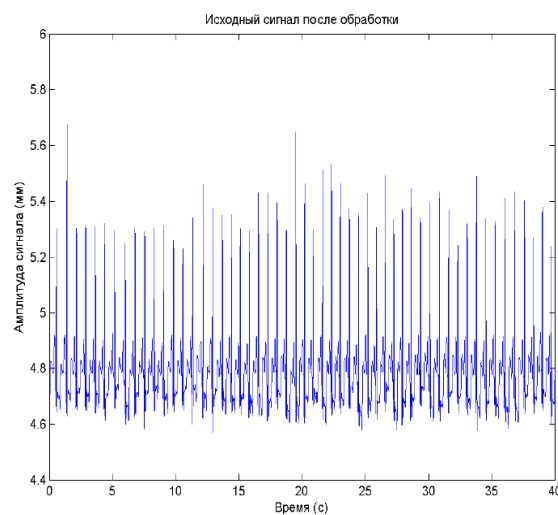


Рисунок 3.5 – Итоговый отфильтрованный сигнал без дрейфа изолинии

Таким образом, алгоритм Пана – Томпкинса позволяет решать ряд задач: устранять отклонения изолинии и выделять границы участка комплекса QRS.

3.3 Алгоритм распознавания характерных для ишемии изменений электрокардиосигнала

Нарушения сердечного ритма и проводимости проявляются на ЭКГ в виде изменений величин интервалов времени между смежными QRS-комплексами, в изменениях форм и размеров зубцов и комплексов ЭКС. В связи с этим, одной из задач анализа ЭКГ является идентификация каждого комплекса либо как нормального, либо как патологического. В частном случае для выявления ишемии миокарда проводят анализ ST-сегментов (только для QRS-комплексов фонового ритма). В основе процессов классификации берется метод вычисления признаков формы, который позволяет оценить различие или сходство комплексов ЭКС. В основе алгоритма анализа желудочковых комплексов лежит следующий принцип: сравнение классов QRS-комплексов верификации и автоматической разметки, когда значения классов не равны друг относительно друга. При этом, главным условием безошибочной работы алгоритма будет являться тот факт, что если значения классов двух смежных QRS-комплексов не равны друг другу, то следующий QRS-комплекс имеет аналогичный класс первому комплексу. Следует отметить, что данный алгоритм достоверен только в тех случаях, когда классы QRS-комплекса определены как для верификации, так и для автоматической разметки. Работу алгоритма кратко можно описать следующим образом:

- Первый блок представляет собой равенство $n=1$, данное значение несет в себе информацию о номерах класса по верификации. На это этапе определяются значения от 1 до максимального значения класса.

- В следующем блоке выбираются все QRS-комплексы, значения которых равны значению n .

Далее – выбранные значения $G = (N)$, $Q = G(:,2)$, равные n , по уже по автоматической разметке.

- Блок $(n = n+1)$ отвечает за последующие значения классов на промежутке $n = 1 : M_{\max}$ ($M_{\max}$ – максимальное значение классов).

- Последний этап заключается в том, что значение n сравнивается с $n_{\max}$, и если $n < n_{\max}$, то программа прекращает работу, иначе произойдет заикливание алгоритма до момента выполнения поставленного условия. Блок-схема алгоритма представлена на рисунке 22 [20].

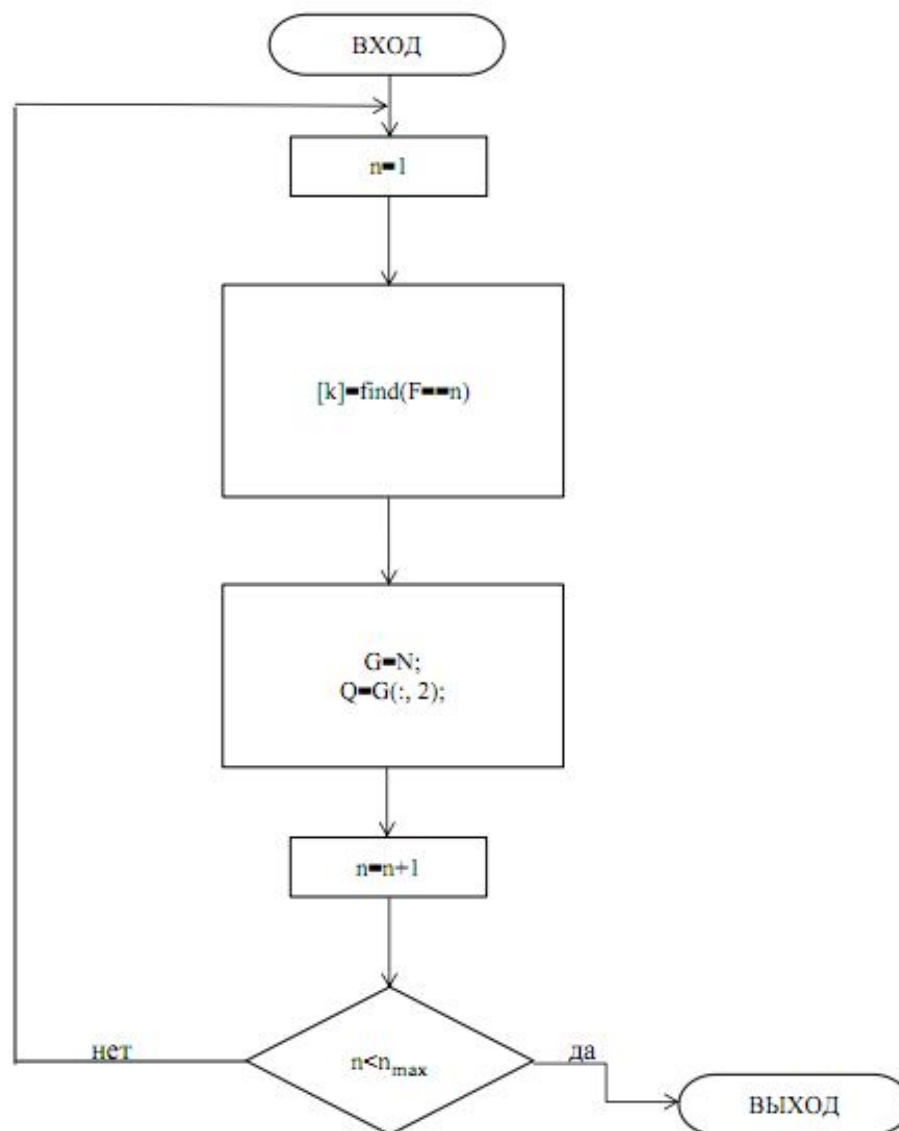


Рисунок 3.6 – Блок-схема алгоритма анализа форм желудочковых комплексов ЭКС

Исходя из обзора алгоритмов обработки ЭКС, можно сделать несколько выводов.

Первый заключается в том, что основа любого алгоритма обнаружения интересных патологий на ЭКС будет состоять из сходных частей. Эти части представлены алгоритмами устранения дрейфа изолинии, алгоритмами выделения окна диагностики, алгоритмами выявления изменений интересных комплексов ЭКС.

Второй вывод состоит в том, что в настоящий момент не существует идеального алгоритма, который объединял бы в себе лучшие свойства имеющихся методик автоматического обнаружения патологий комплексов ЭКС. В связи с этим, был разработан собственный алгоритм, который сочетает в себе плюсы существующих алгоритмов выявления патологий комплексов ЭКС.

4 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АВТОМАТИЧЕСКОГО ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ИШЕМИИ МИОКАРДА

Начальным этапом разработки алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации ЭКС был тщательный анализ существующих методов и алгоритмов улучшения качества регистрируемого ЭКС. После этого началось создание собственного алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда.

4.1 Концепция создания и принцип работы алгоритма обнаружения эпизодов ишемии

В основе разработанного алгоритма лежит процедура обнаружения QRS-комплексов, устойчивая к дрейфу изолинии. Суть методики заключается в следующем.

Для достоверности работы алгоритма использовались ЭКС, записанные с двух электродов, соответствующих II и IV грудным отведениям. Выбирались именно эти отведения по той причине, что ЭКС, получаемые с этих отведений, наиболее информативны для диагностики участков ишемии миокарда (межжелудочковая перегородка и верхние отделы сердца).

Далее, полученные ЭКС подвергались ряду преобразований, для которых использовалась ранговая процедура MaxSubMin (MSM). С ее помощью формировался моноимпульсный сигнал, анализируемый впоследствии. Процедура MaxSubMin складывается из последовательных операций: нахождения максимального значения отсчета, нахождения минимального значения и вычитания минимального значения из максимального. Все эти действия проводятся в скользящем окне размером $2s+1$. В результате получаем среднее значение. По наиболее часто встречающимся полученным средним значениям ЭКС «восстанавливаем» изолинию. Добавляя интегрирование в скользящем окне, получаем выходной положительный моноимпульсный сигнал. Эта часть алгоритма объединяет в

себе два действия: формирование изолинии и фильтрацию ЭКС, так как значения ниже изолинии меняют знак, то есть анализироваться будет информация, находящаяся выше изолинии, что несколько упрощает задачу поиска ишемического «пика».

Следующей частью алгоритма задаются пороги окна диагностики, в котором будет проходить процесс выявления ишемического «пика». Нижним порогом выступает изолиния (по той причине, что значения ниже нее становятся положительными, следовательно, потери информации ЭКС не будет), верхним порогом выбирается точка, соответствующая вершине самого крупного зубца ЭКС. В нашем случае, такой верхней «пороговой» точкой является зубец экстрасистолии. После установления ограничений программа, созданная на основе описываемого алгоритма, методом перебора и анализа значений выявляет самый крупный зубец. Предварительно, именно он считается ишемическим «пиком». Данное утверждение подтверждается клинической практикой, так как после внеочередной деполяризации и сокращения камер сердца (экстрасистолы), фаза диастолы нарушена и неполная или же может полностью отсутствовать – именно в этой ситуации регистрируется «скользящая» ишемия. После того, как программа вычислила подходящий «пик», происходит его сравнение с «эталоном» ишемии. Известно, что происходит уширение на ЭКГ ишемически измененных зубцов. Соответственно, критерием достоверного утверждения, что обнаруженный зубец в действительности будет проявлением ишемии, является его удлинение. Программа автоматически проводит сравнения «подходящих» зубцов с критериями ишемически измененных зубцов. На выходе получаем ЭКС, на котором четко отслеживается ишемический «пик».

Алгоритм будет анализировать ЭКС на всем его протяжении благодаря наличию цикла в коде программы.

Удобство алгоритма заключается в том, что осуществляется он посредством простых математических операций, которые достаточно просто реализуются современными средствами цифровой обработки сигналов.

4.2 Разработка алгоритма выявления ишемии миокарда

Перед началом работы были отобраны электрокардиосигналы, которые впоследствии будут анализироваться на предмет наличия ишемии. Исходными сигналами для анализа являлись данные информационного портала PhysioNet, где были подобраны сигналы для последующей обработки и анализа. Наибольшей достоверностью и информативностью в рамках данной работы, как говорилось выше, обладают сигналы, записанные с II и IV отведения. Исходные сигналы имеют множество помех, главная среди которых – дрейф изолинии. Импортированные сигналы были записаны в виде файлов программной среды Microsoft Office Excel 2007.

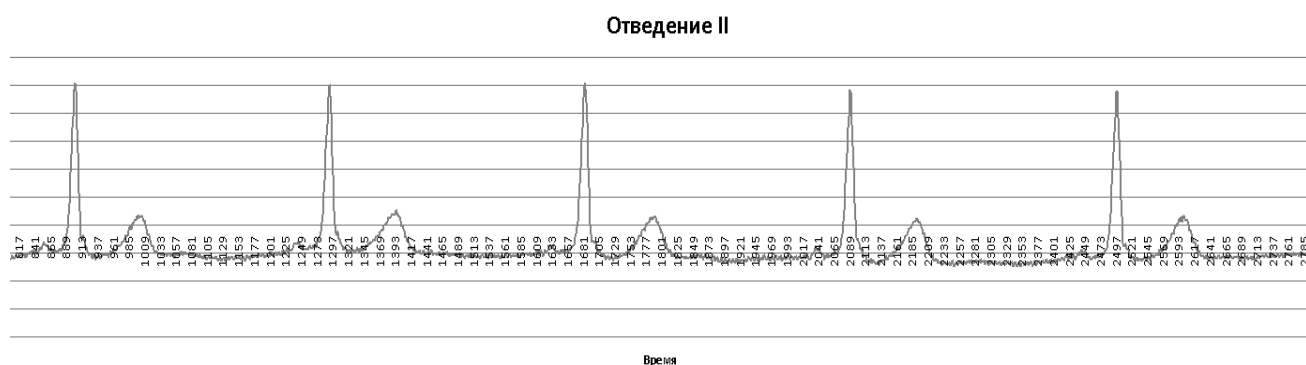


Рисунок 4.1 – Исходный сигнал, записанный во II отведении

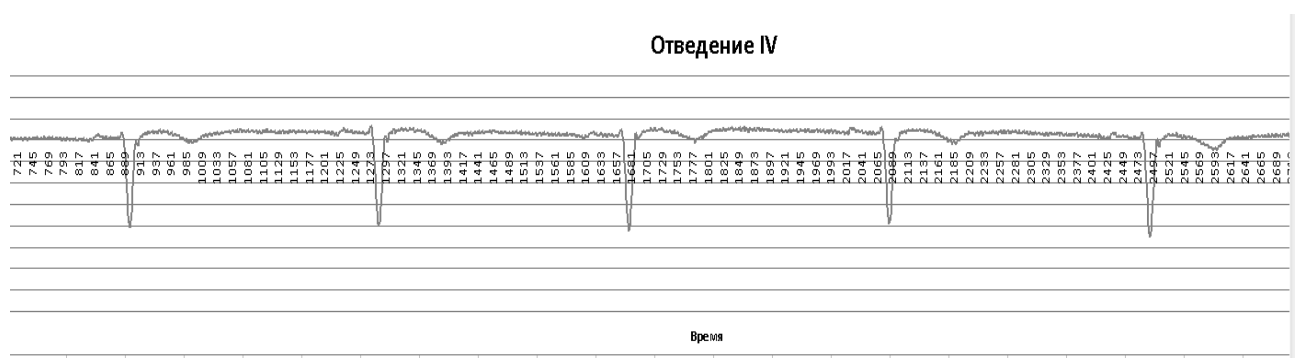


Рисунок 4.2 – Исходный сигнал, записанный в IV отведении

Для последующей интерпретации сигналов и поиска интересующей ишемии, был проведен ряд действий.

- После того, как выбранный сигнал был импортирован в Microsoft Office Excel 2007, применялся своеобразный «фильтр», направленный на устранение дрейфа изолинии. Суть его заключается в следующем: для поиска изолинии суммировались максимальные и минимальные значения электрокардосигнала, находилось среднее, наиболее часто встречающееся значение. Главным и единственным критерием отбора являлось то, чтобы найденное среднее значение повторялось более одного раза.



Рисунок 4.3 – Сигнал после устранения дрейфа изолинии во II отведении

Аналогичным образом будет выглядеть сигнал после «фильтрации» в V1 отведении. Результат представлен на рисунке 4.4.



Рисунок 4.4 – Сигнал после устранения дрейфа изолинии в IV отведении

- Далее, когда среднее значение была найдено, по нему строится изолиния. Значения, находящиеся ниже, «отсекаются», то есть посредством формулы (2) зубцы, находящиеся ниже полученной изолинии, суммируются и меняют знак. Таким образом, все зубцы, которые были ниже изолинии,

поднялись выше нее. В итоге получаем электрокардиограмму, на которой все значения положительные и лежал выше изолинии.

$$Z(t) = \text{MSMI}_1(t) - K \cdot \text{MSMI}_2(T), \quad (4.1)$$

где: Z – моноимпульс; $\text{MSMI}_{1,2}$ – результат алгоритма максимум-минимум-интегрирование; K – коэффициент, подобранный методом подстановки (в нашем случае коэффициент равен 10).

Все расчеты были проведены в Microsoft Office Excel 2007.

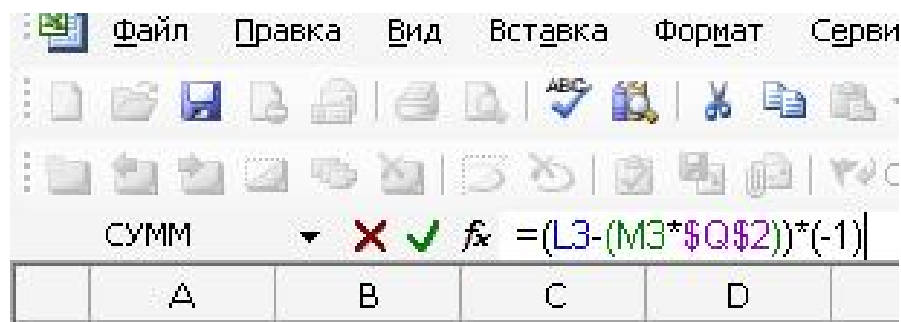


Рисунок 4.5 – Используемая формула 4.1 в Office Excel 2007

L	M	N	O	P	Q	R
Средние значения разницы					Коэффициент	
Отвед II	Отвед IV		Момент истины		10	
8,55	6,15		$= (L3 - (M3 * \$Q\$2)) * (-1)$			
8,65	6		51,35			
8,75	5,85		49,75			
8,85	5,75		48,65			
9,05	5,65		47,45			
...	...		...			

Рисунок 4.6 – Проводимые расчеты по формуле (2)

Далее, аналогичным образом проводим расчеты для всех последующих значений.

О3 $f_x = (L3 - (M3 * O52)) * (-1)$

A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O
Отвед II	Отвед V1		Макс	Мин	Разница		Макс	Мин	Разница		Средние значения разницы			Момент истины
-45	18						21	13	8		8,55	6,15		52,95
-42	21		-39	-46	7		21	13	8		8,65	6		51,35
-39	18		-39	-46	7		20	13	7		8,75	5,85		49,75
-42	18		-40	-46	6		20	13	7		8,85	5,75		48,65
-44	15		-36	-46	10		20	13	7		9,05	5,65		47,45
-46	15		-34	-46	12		20	13	7		8,85	5,55		46,65
-41	17		-34	-44	10		20	13	7		8,55	5,45		45,95
-40	20		-34	-44	10		20	13	7		8,35	5,4		45,65
-40	20		-34	-44	10		20	13	7		8,15	5,3		44,85
-42	13		-34	-44	10		20	13	7		8	5,2		44
-43	14		-34	-44	10		20	14	6		7,9	5,1		43,1
-44	16		-34	-44	10		20	14	6		7,8	5,05		42,7
-40	18		-34	-40	6		20	14	6		7,7	5		42,3
-36	20		-34	-39	5		20	14	6		7,8	5,1		43,2
-34	18		-34	-42	8		19	14	5		7,95	5,3		45,05
-36	14		-33	-42	9		19	15	4		7,9	6,2		54,05
-39	15		-33	-42	9		19	15	4		7,9	6,6		58,1
-35	19		-33	-42	9		19	15	4		7,9	6,95		61,6
-36	19		-33	-42	9		19	14	5		7,9	7,3		65,1
-34	18		-33	-42	9		19	14	5		7,9	7,65		68,6
-38	17		-33	-42	9		19	14	5		8,05	8,05		72,6
-42	19		-32	-42	10		19	14	5		8,35	8,25		74,15
-36	19		-32	-38	6		19	14	5		8,55	8,45		75,95
-34	19		-32	-38	6		19	13	6		9,5	8,85		77,55
-34	15		-32	-38	6		18	13	5		10,2	9		79,8
-37	14		-31	-38	7		18	13	5		10,95	9,2		81,05
-38	16		-30	-38	8		18	13	5		11,55	9,5		83,45
-34	18		-30	-38	8		18	13	5		11,9	9,9		87,1
-32	16		-30	-38	8		18	13	5		11,95	10,1		89,05
-37	14		-30	-38	8		21	13	8		12	10,25		90,6

Рисунок 4.7 – Информация об электрокардосигналах

K	L	M	N	O	P	Q
Средние значения разницы			Момент истины	Коэффициент		
Отвед II	Отвед V1					
	8,55	6,15	52,95			
	8,65	6	51,35			
	8,75	5,85	49,75			
	8,85	5,75	48,65			
	9,05	5,65	47,45			
	8,85	5,55	46,65			
	8,55	5,45	45,95			
	8,35	5,4	45,65			
	8,15	5,3	44,85			
	8	5,2	44			
	7,9	5,1	43,1			
	7,8	5,05	42,7			
	7,7	5	42,3			
	7,8	5,1	43,2			
	7,95	5,3	45,05			
	7,95	5,75	49,55			
	7,95	6,2	54,05			
	7,9	6,6	58,1			
	7,9	6,95	61,6			
	7,9	7,3	65,1			
	7,9	7,65	68,6			
	7,9	8,05	72,6			
	8,1	8,2	73,9			
	8,35	8,25	74,15			
	8,55	8,45	75,95			
	8,95	8,65	77,55			
	9,5	8,85	79			
	10,2	9	79,8			
	10,95	9,2	81,05			
	11,55	9,5	83,45			
	11,9	9,9	87,1			

Рисунок 4.8 – Результаты проводимых расчетов

Таким образом, посредством математических расчетов удалось устранить одну из самых глобальных помех – дрейф изолинии.

- Следующим этапом осуществлялся поиск границ «окна» диагностики, то есть границ того участка электрокардиограммы, где будет осуществляться поиск эпизодов ишемии. Для этого определялись пороги «окна» диагностики. Нижним порогом является полученная изолиния, верхним – высота самого крупного положительного зубца электрокардиограммы. Согласно клиническим данным, таким зубцом может выступать экстрасистола, зафиксированная по время записи электрокардиограммы.

- После этих действий непосредственно начинается сам поиск ишемического «пика». На данном этапе методом перебора значений находится самый крупный пик, зафиксированный в ранее ограниченном участке (между двумя порогами: изолинией и верхушкой самого высокого положительного зубца).

- После нахождения подходящего «пика» производим сравнение с «эталоном» ишемического «пика». В данной ситуации критериями ишемически измененного зубца является его расширение, удлинение.

- Заключительным этапом является вывод сообщения о результатах проведенного анализа – имеется или отсутствует ишемия на анализируемой электрокардиограмме.

- Заканчивает алгоритм принятие решения о наличии ишемии в рамках двоичной системы счисления (1/0, то есть «Да»/ «Нет») и вывод соответствующего результата. В случае отсутствия искомой ишемии, происходит возврат к началу алгоритма, то есть к загрузке электрокардиосигнала.

Результат работы алгоритма – обнаруженный ишемический «пик» на случайно выбранном электрокардиосигнале.

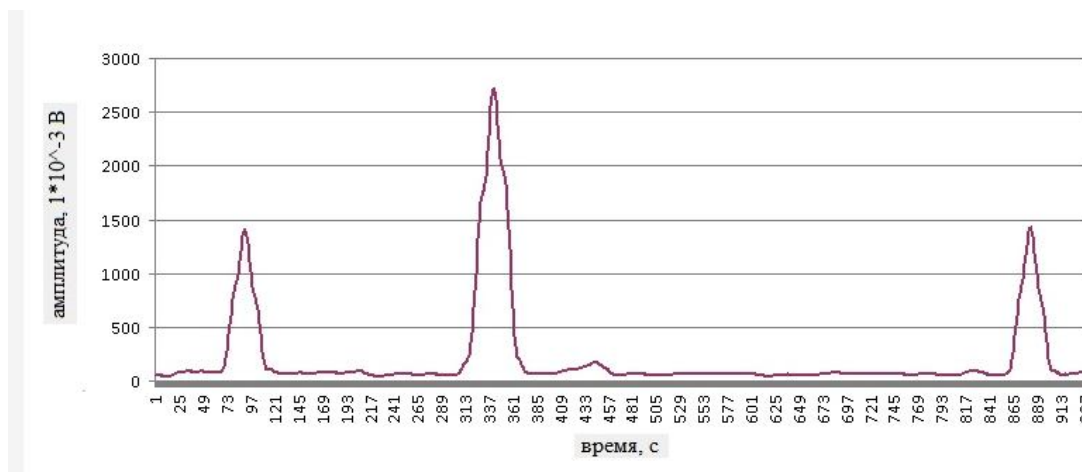


Рисунок 4.9 – Выявленный «пик» ишемии

На рисунке представлен для наглядности определенный участок сигнала, где наиболее явно выражена ишемия. Несмотря на то, что визуально «на глаз» определяется лишь один ишемический «пик», в реальности на электрокардиограмме их может быть множество. Именно по этой причине представленный ниже алгоритм имеет в своем программном коде несколько циклов, направленных на повторение поиска ишемии на протяжении всего электрокардиосигнала.

Для удобства предоставления информации описанный алгоритм изображен в виде блок-схемы с дополнительными комментариями.

Комментарий 1: Суммирование $\max$ и $\min$ значений, нахождение среднего, часто встречаемого значения.

Комментарий 2: «Отсечение» значений, лежащих ниже изолинии. Использование формулы 2.

Комментарий 3: Определение «порогов» окна диагностики, «захват» в область анализа части ЭКС.

Комментарий 4: Метод перебора имеющихся значений, между верхним и нижним порогом

Комментарий 5: Сопоставление «подходящих» зубцов с критериями ишемии.

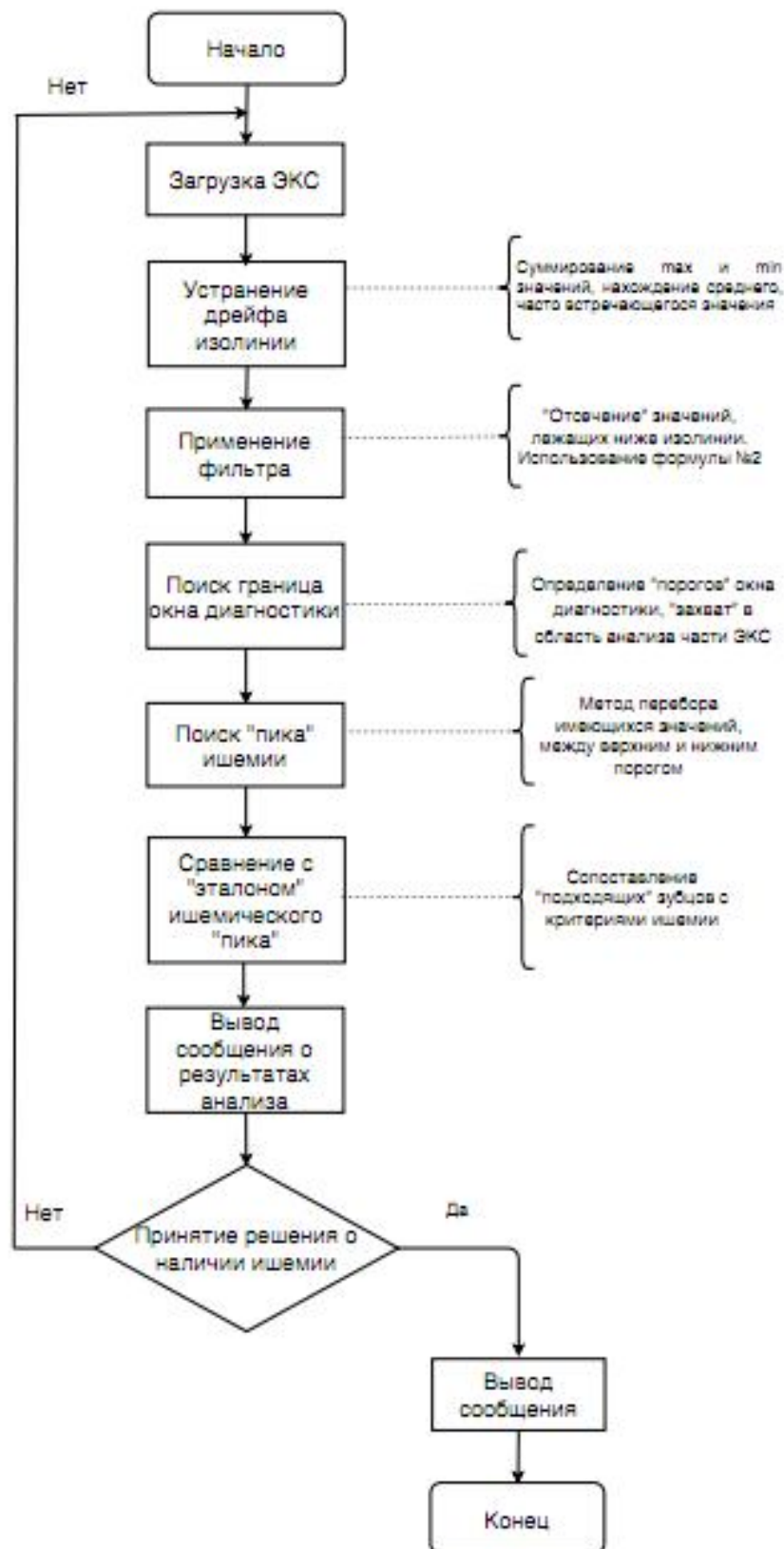


Рисунок 4.10 – Блок-схема разработанного алгоритма

Следующим этапом является реализация данного алгоритма в программной среде MatLab в виде программного кода.

4.3 Реализация алгоритма в программной среде MatLab

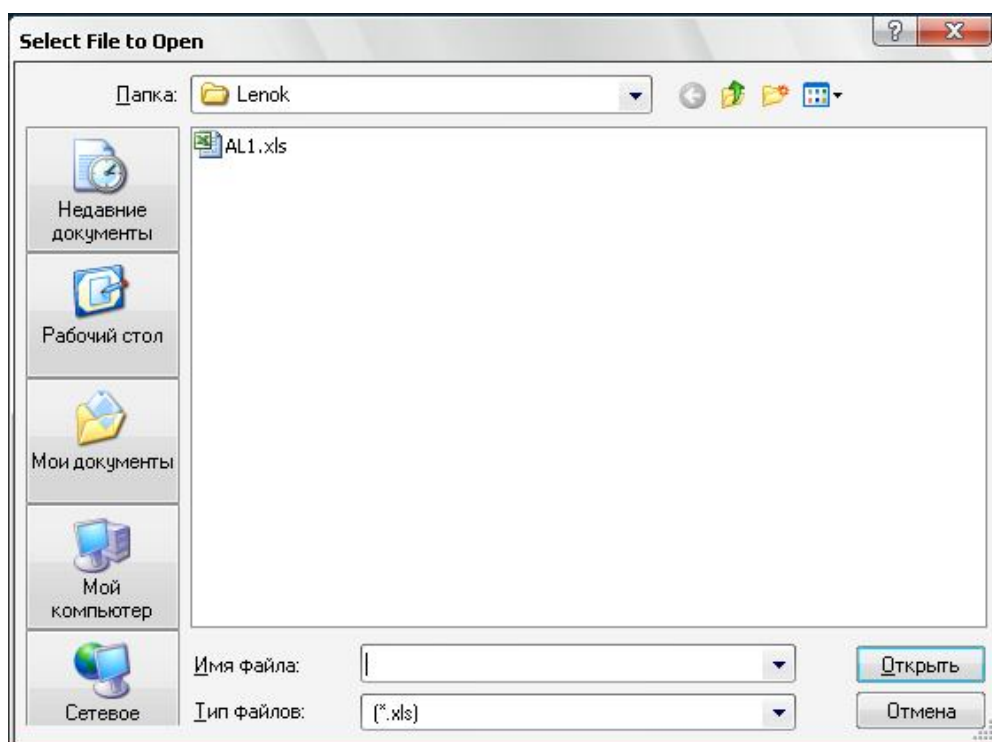


Рисунок 4.11– Импорт файла в программную среду MatLab

Следующим этапом является введение коэффициента для произведения расчетов. На основании анализируемых данных, используется коэффициент равный 10.

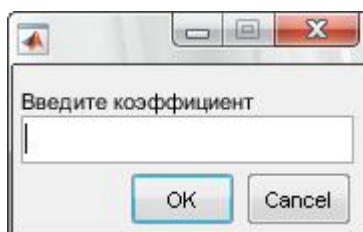


Рисунок 4.12 – Введение коэффициента для последующих расчетов

Далее, разработанный алгоритм проводил расчеты и анализ данных, в ходе которых обнаруживался участок ишемии миокарда. На основании проводимых операций и расчетов строятся графики, отражающие суть работы алгоритма.

Анализируется электрокардиограмма, записанная в первом и четвертом отведениях.

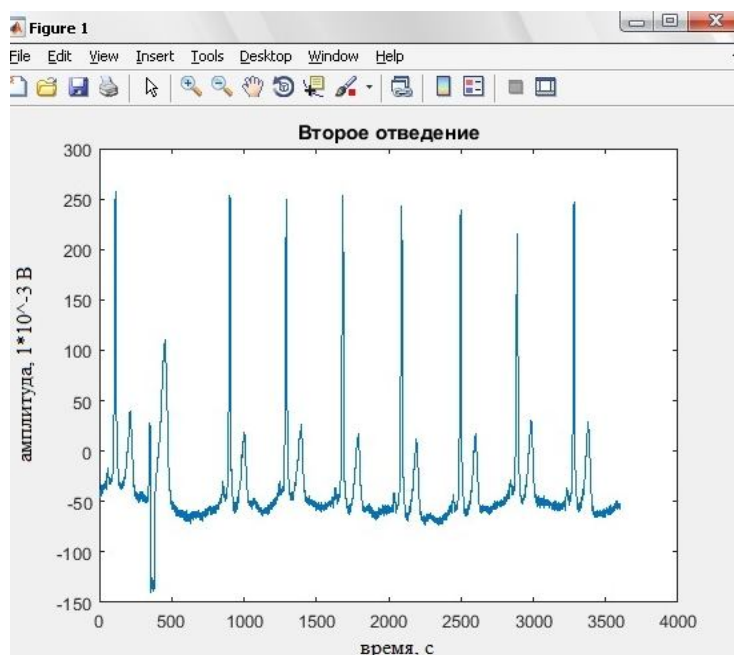


Рисунок 4.13 – График, полученных в результате записи электрокардиограммы со второго отведения

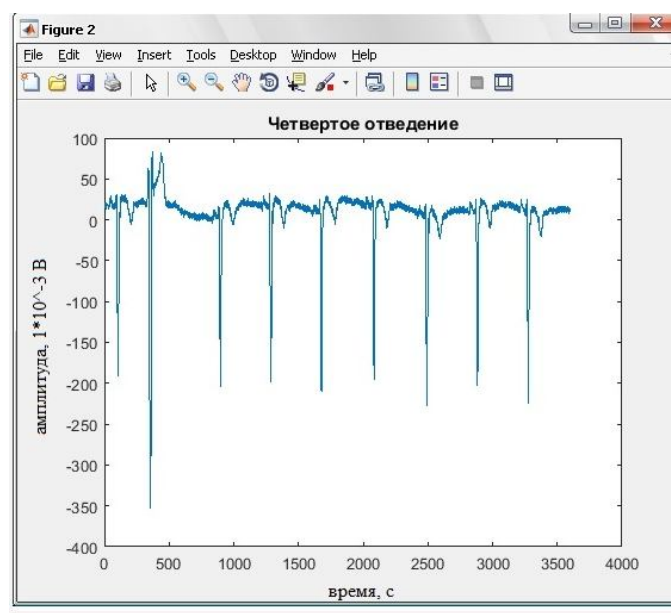


Рисунок 4.14 – График, полученных в результате записи электрокардиограммы с четвертого отведения

Далее, следующим этапом является «отсечение» данных, лежащих ниже полученной изолинии. Результат представлен на рисунке 4.15.

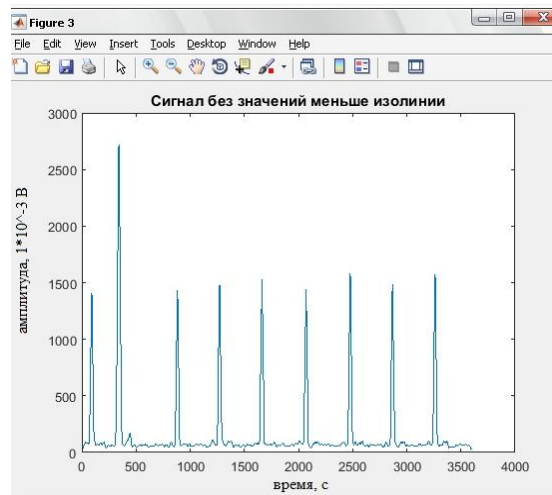


Рисунок 4.15 – График значений выше изолинии

Следующим действием является вычисление и построение графика, на котором видны значения, находящиеся между верхним и нижним порогами. В этом интервале и будет выявляться участок ишемии миокарда. Результат представлен на рисунке 4.16.

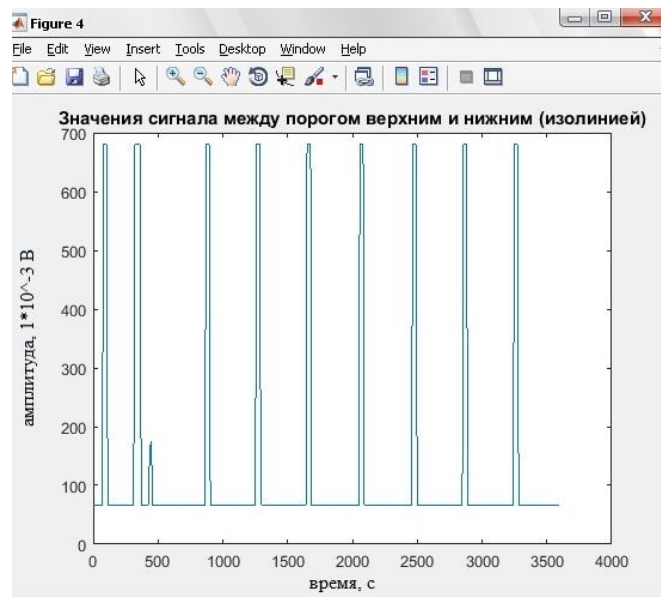


Рисунок 4.16 – График значений сигнала между верхним и нижним порогами

Далее, на основании проведенных расчетов, выявленный участок ишемии алгоритм «демонстрирует» в виде наглядного графика.

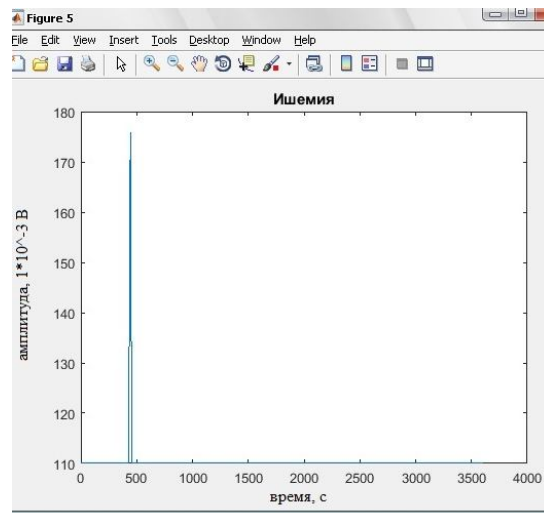


Рисунок 4.17 – График зафиксированной ишемии миокарда

Последним этапом работы алгоритма является создание итогового графика, на котором выстроено пороговое значение. Исходя из полученного ограничения, видно, что участок ишемии миокарда следует сразу за экстрасистолой, что подтверждается клинической практикой. Результат представлен на рисунке 4.18.

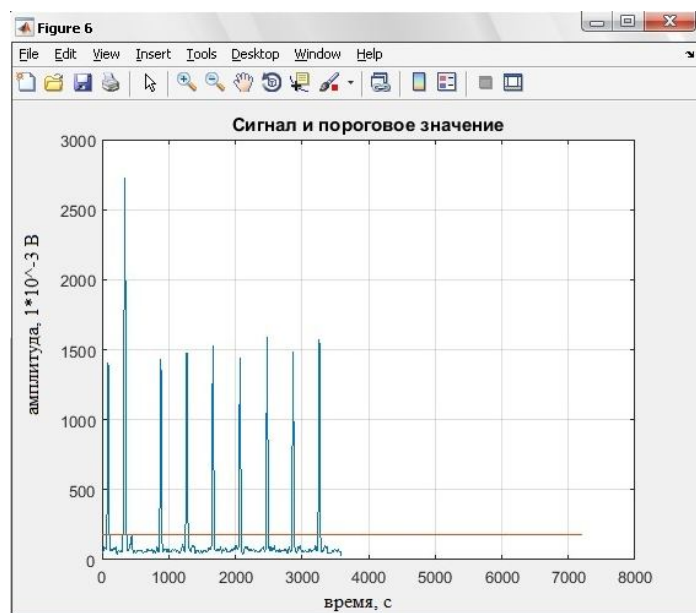


Рисунок 4.18 – Итоговый график зафиксированной ишемии миокарда

В ходе работы полученной программы получили вывод результатов в виде наглядных графиков.

Текст разработанной программы для удобства представлен в таблицах. В них информация разделена по блокам. Это позволяет более подробно представить программный код.

Таблица 1 – Текст подпрограммы загрузки электрокардиосигнала

Функции и операторы	Комментарии
%Подпрограмма выбора исходного электрокардиосигнала, «путь» доступа к данному сигналу	
<pre>% Ввод исходного сигнала [FileName, PathName] = uigetfile('*.xls'); % Проверка выбора файла if FileName~=0 % Полный путь к файлу FullName=[PathName FileName]; handles.excel=xlsread(FullName); end</pre>	<pre>% функция uigetfile – Диалоговое окно запроса имени файла при считывании. Данный оператор позволяет создать диалоговое окно, в котором будет отображаться имя искомого файла, необходимого для последующей работы. в нашем случае используется файл Microsoft Excel с разрешением (*.xls); Оператор if FileName – выступает в качестве проверки имени используемого файла во избежание ошибок при его импортировании; FullName=[PathName FileName]; handles.excel=xlsread(FullName) – данный оператор прописывает полный путь к файлу, который будет импортирован в программную среду; End – оператор завершения данной подпрограммы.</pre>

Подпрограмма, описанная в таблице 1, позволяет импортировать в программную среду MatLab любую информацию в виде таблицы Excel.

Таблица 2 – Текст подпрограммы ввода коэффициента

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма ввода коэффициента для последующих расчетов	
<pre>% Ввод коэффициента M= inputdlg({'Введите коэффициент'}); dzen= str2num(M{1});</pre>	<pre>% Функция inputdlg создает диалоговое окно с заданным числом строк ввода. В созданное диалоговое окно вводим коэффициент (в нашем случае K = 10) Оператор dzen= str2num(M{1}); – выполняет преобразование массива A в строку символов str с максимальной точностью, определенной аргументом precision. Аргумент precision определяет число разрядов в выходной строке.</pre>

Таблица 3 – Текст подпрограммы анализа электрокардиосигналов

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма анализа электрокардиосигнала во 2-м и 4-м отведениях	
<pre>% Сам расчёт A=handles.excel; %исходный сигнал sto1=A(:,1); %2 отведение sto2=A(:,2); %4 отведение for bim=1:1:2 de1=[]; de2=[]; ed1=[]; ed2=[]; de4=[]; ed5=[]; ed31=[]; val=[]; if bim==1 val=sto1; figure,plot(val),title('Второе отведение'); end if bim==2 val=sto2; figure,plot(val),title('Четвертое отведение'); end end</pre>	<pre>% Создание цикличной подпрограммы, с помощью которой анализируется электрокардиограмма во втором и четвертом отведении; Оператор figure,plot(val),title – используется для вывода полученного результата в виде графика</pre>

Таблица 4 – Текст подпрограммы устранения дрейфа изолинии

Функции и операторы	Комментарии
%Подпрограмма «восстановления» изолинии	
<pre>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 end end</pre>	<pre>% Данная часть программы направлена на «восстановление» изолинии. Построение происходит посредством выбора наиболее часто встречающегося значения, которое и будет выступать в роли изолинии. Подпрограмма записана в виде цикла</pre>

Таблица 5 – Текст подпрограммы определения диагностического окна

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма вывода значений выше и ниже изолинии	
<pre> % Вот здесь for o=1:1: numel(ed2(:,1)) u1=ed2(o,1); if u1>0 [ed3(1,1)]=u1; end for o1=1:1:19 u_n=o+o1; if u_n<=numel(ed2(:,1)) u2=ed2(u_n,1); o2=o1+1; [ed31(o2,1)]=u2; end if o1==19 [ed31(1,1)]=u1; end end end o3=sum(ed31(:,1)); o4=o3/20; [ed5(o,1)]=o4; end if bim==1 gip1=ed5; end if bim==2 gip2=ed5; end end for efy1=1:1: numel(gip1(:,1)) [zip(efy1,1)]=(gip1(efy1,1)- (gip2(efy1,1)*dzen))*(-1); end zum=[]; Dip=unique(I1); for in=1: numel(Dip) N=find(I1==Dip(in)); zum=[zum numel(N)]; end n4=max(zum); </pre>	<p>% Подпрограмма позволяет построить итоговые графики значений электрокардиосигнала, расположенные выше и ниже «восстановленной» изолинии</p>

Далее, автоматически отмечаются границы выбранного окна диагностики, границами которого служат изолиния (нижний порог) и верхушка самого высокого зубца ЭКС.

Таблица 6 – Текст подпрограммы определения порогов диагностического окна

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма вычисления верхнего порога на электрокардиограмме	
ma_I1=max(I1); pg1=ma_I1/4; pg1=fix(pg1); %вычисление верхнего порога	% Оператор pg1=ma_I1/4; pg1=fix(pg1)формирует верхний порог ограничений значений. лежащих на электрокардиограмме

Таблица 7 – Текст подпрограммы определения нижнего порога диагностического окна

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма вычисления нижнего порога на электрокардиограмме	
I6=I1; y1=numel(I6); figure,plot(I5),title('Сигнал без значений меньше изолинии');	%Построение и вывод итогового графика, на котором записан электрокардиосигнал без значений, которые лежат ниже изолинии

Таблица 8 – Текст подпрограммы выделения зоны анализа

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма выделения интересующего участка электрокардиосигнала на электрокардиограмме	
% Обнулить все значения меньше вычисленного наиболее часто встречаемого % значения for t=1:1:y1 y=I6(t,1); if y<110 I6(t,1)=n5m; end if y>pg1 I6(t,1)=pg1; end end figure,plot(I6),title	% Подпрограмма объединяет результаты работы предыдущих подпрограмм, выделяет интересующую область электрокардиограммы, которая лежит выше «восстановленной» изолинии. Вычисляется значение сигнала в выбранном диапазоне на электрокардиограмме.

Далее следует заключительный этап программы – подпрограммы выделения зоны анализа и улучшения качества полученного результата.

Критериями выделения интересующего зубца ЭКС, как говорилось выше, является его высота и протяженность. Посредством наличия цикла в данной части программы становится возможным проверить весь ЭКС на предмет наличия ишемических зубцов.

Таблица 9 – Текст подпрограммы выделения зоны анализа

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма обнаружения участка ишемии миокарда	
<pre> % Поиск того самого "ишемического пика" I7=I6; for u=2:1:numel(I7) y2=I7(u,1); if y2==n5m y3=u+1; if y3<numel(I7) y4=I7(y3,1); if y4>n5m y9=y3+20; if y9<numel(I7) y10=I7(y9,1); if y10<pg1 [zen(u,1)]=y3; end end end end y5=u-1; y6=I7(y5,1); if y6>n5m y7=y5-20; y8=I7(y7,1); if y8<pg1 [zen(u,2)]=y5; end end end end end zen1=[]; [zen1(:,1) zen1(:,2)]=find(zen>0); zen2=zen1(:,1); % начало и конец пика ишемии zen1(:,2) </pre>	<pre> % Данная часть программы содержит цикл с условием обнаружения пика, лежащего выше полученной изолинии. Обнаруженный пик является участком ишемии миокарда. Вторая часть подпрограммы выделяет границы обнаруженного ишемического пика. </pre>

Последним этапом программы является подпрограмма, направленная на повышение качества полученного результата. Для большей достоверности и четкости предоставления визуальной информации, на итоговом графике строятся только «пик» ишемии и пороги диагностического окна. Результат работы подпрограммы представлен в виде графика.

Таблица 10 – Текст подпрограммы повышения качества выявленного участка ишемии

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма «фильтрации» выделенного участка ишемии на электрокардиограмме	
<pre>if numel(zen2)==2 for b=1:1:zen2(1,1) I8(b,1)=110; end for c=zen2(2,1):1:numel(I8) I8(c,1)=110; end end figure,plot(I8),title('Ишемия');</pre>	% Для большей четкости выделения обнаруженного участка ишемии миокарда используется алгоритм, позволяющий «убрать» те зубцы и помехи на электрокардиограмме, которые не имеют отношения к зоне ишемии. Оператор figure,plot(I8),title('Ишемия')- вывод полученного результата в виде графика

Таблица 11 – Текст подпрограммы сравнения выделенного участка ишемии с пороговым значением

Функции и операторы	Комментарии
% Подпрограмма объединения обнаруженного участка ишемии с пороговым значением	
<pre>porogovoe_zn=max(I8(:,1)); % превышение порогового значения, в пределах которого обнаруживается зона ишемии mas=[]; for x=1:1:numel(A) mas(x,1)=porogovoe_zn; end figure; plot(I5); hold on; grid on; plot(mas); title('Сигнал и пороговое значение');</pre>	% Данная подпрограмма завершает процесс поиска ишемии миокарда, позволяет построить итоговый график, на котором выводятся пороговое значение, определяющее верхнюю границу ишемического пика, и непосредственно участок ишемии (ишемический пик).

Таким образом, в результате реализации алгоритма, была создана программа автоматизированного поиска и обнаружения эпизодов ишемии миокарда. С ее помощью возможно осуществлять анализ любых электрокардиосигналов, выявлять участки ишемии миокарда, предоставлять информацию в удобном графическом виде.

4.4 Проверка работоспособности созданной программы

Для реализации созданного алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда использовались материалы базы данных информационного портала Physionet. Были выбраны несколько ЭКС, которые были перенесены в Microsoft Office Excel 2007.

При этом параметры входящего сигнала были следующими:

- Частотный диапазон, Гц – 0-100;
- Частота дискретизации, Гц – 360;
- Значение единицы младшего разряда, мкВ – 5;
- Количество отведений, 2.

В связи с тем, что диагностика ишемий на ранних стадиях крайне сложная задача, нередко ложноотрицательные результаты исследований. Существующие на данный момент методы автоматического детектирования эпизодов ишемии на ЭКС весьма нечувствительны. В связи с этим, при наличии большого количества помех на сигнале, велика вероятность потери полезной информации о присутствии ишемии на ЭКС.

Поэтому, база данных сайта Physionet содержит ЭКС, на которых ярко выраженные эпизоды ишемии с переходом в инфаркт миокарда. Так как, разработанный алгоритм направлен на раннюю и своевременную диагностику «плавающей» ишемии, которая сложна в обнаружении, то подобрать соответствующий сигнал очень непростая задача. Преследуя эту цель, брался сигнал, который изначально соответствовал выдвинутым требованиям.

И, действительно, анализируя выбранный сигнал, в ходе эксперимента опытным подтвердили гипотезу о возможности алгоритма обнаружить эпизод «плавающей» ишемии.

Таким образом, осуществили исследование работоспособности алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда.

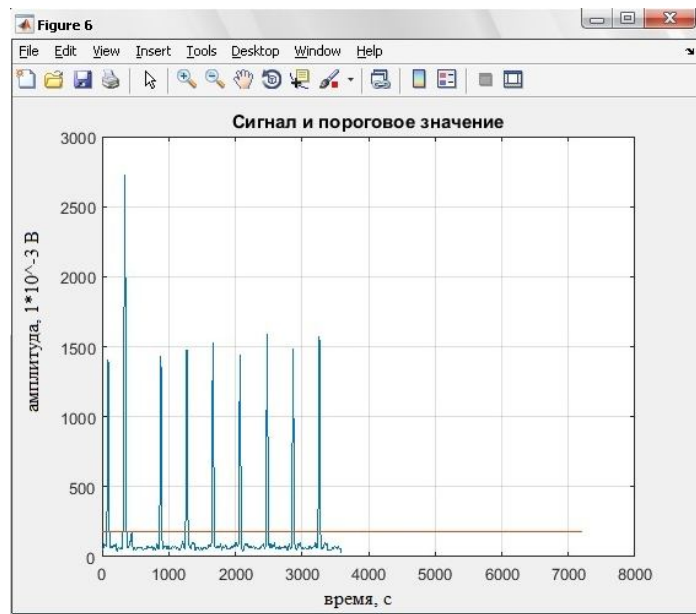


Рисунок 4.19 – Итоговый график зафиксированной ишемии миокарда

Таким образом, экспериментально проверили работоспособность и чувствительность разработанной программы на основе алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

По данным ВОЗ в настоящее время ишемическая болезнь сердца является одной из ведущих причин смерти среди населения мира. Самыми опасными и частыми проявлениями ишемической болезни сердца остаются стенокардия и инфаркт миокарда. В связи с этим, особое место в современной кардиологии занимает своевременная и точная диагностика этих заболеваний. Именно выявление участков ишемии миокарда на ранних этапах позволяет увеличить продолжительность жизни заболевших. В связи с этим, существует многообразие методов диагностики ишемической болезни сердца и ее проявлений.

Широкое и повсеместное распространение получила электрокардиографическая диагностика (ЭКГ). С ее помощью становится возможным быстро и достаточно эффективно выявлять приступы стенокардии или начальные стадии инфаркта миокарда. Данный метод диагностики прост и удобен, однако имеет ряд существенных недостатков. К ним можно отнести низкую помехоустойчивость. В связи с этим, одной из важнейших проблем электрокардиографии, как диагностического метода, является невозможность получать сигнал без помех. С этой целью разрабатывались алгоритмы, позволяющие сводить влияние помех до незначительных пределов. Однако, существующие алгоритмы либо слишком сложны в реализации и недоступны для широкого внедрения в медицинскую практику, либо недостаточно тщательно удаляют помехи из сигнала.

Анализируя созданные на настоящий момент алгоритмы улучшения качества ЭКС, был сделан вывод, что не существует универсального алгоритма, который стал бы универсален для ЭКС любого качества и был бы прост в реализации. В связи с этим, была разработана схема алгоритма, который максимально разрешал бы вышеперечисленные проблемы.

Разработанный алгоритм реализуется на основании применения процедуры обнаружения QRS комплексов, устойчивой к дрейфу изолинии.

Благодаря такой ранговой процедуре, как MSM (MaxSubMin) удалось объединить в одном алгоритме легкость и простоту с реализации с одной стороны, высокую достоверность получаемого результата – с другой. Дальнейшее использование алгоритма возможно в амбулаторных электрокардиографических системах (в системах ХМ, мобильных телеметрических системах ЭКГ-диагностики). Для тестирования модели алгоритма автоматической обнаружения эпизодов ишемии миокарда в условиях длительной регистрации ЭКС использовались записи ЭКГ с крупнейшего ресурса физиологических данных PhysioNet.

Дальнейшей перспективой развития данной методики является модификация предложенного алгоритма обнаружения эпизодов ишемии миокарда для разработки и создания мобильной кардиологической аппаратуры. 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 инвалидизацию и смертность.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- 1 Внутренние болезни. Том 1 под редакцией Н.А. Мухина, В.С. Моисеева, А.И. Мартынова 14 с.
- 2 Википедия. Ишемическая болезнь сердца [Электронный ресурс] // wikipedia.ru., 2018. URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/%>. (дата обращения: 11.03.2018).
- 3 Портал знаний. Критерий Колмогорова – Смирнова [Электронный ресурс] // statistica.ru., 2018. URL: <http://statistica.ru/glossary/general/kriteriy-kolmogorova-smirnova/>. (дата обращения: 16.03.2018).
- 4 Сиделев С. И. Математические методы в биологии и экологии: введение в элементарную биометрию: учебное пособие. С.И. Сиделев. – Ярославль: ЯрГУ, 2012. – 140 с. [Электронный ресурс] // lib.uniyar.ac.ru., 2018. URL: <http://www.lib.uniyar.ac.ru/edocs/iuni/20110318.pdf>. (дата обращения: 16.03.2018).
- 5 Жариков О. Г., Литвин А. А., Ковалёв В. А. Экспертные системы в медицине [Электронный ресурс] // mednovosti.ru URL: <http://mednovosti.by/journal.aspx?article=4013>. (дата обращения: 18.03.2018).
- 6 Князева Л.И. Внутренние болезни. Л.И. Князева, Л.А. Князева, И.И. Горайнов. КГМУ, 2013. 624 с.
- 7 Калиниченко А.Н. Оценка точности вычисления спектральных показателей variability сердечного ритма. Информационно-управляющие системы. 2007. № 6. С. 41-48.
- 8 Романова Т.Н., Плаксина М.В. Применение вейвлет-преобразования для анализа спек-трограмм, полученных на Оже-спектрометре. Наука и образование. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2012. № 4. С.1-10. DOI: 77-30560/355664
- 9 Afseen Naaz, Mrs Shikha Singh. Feature Extraction and Analysis of ECG signal for Cardiac Abnormalities – A Review. International Journal of Engineering Research & Technology. 2014, vol.3, no.11, pp. 23–30.

10 Иванько Е.О., Иванушкина Н.Г., Синекон Ю.С. Многоуровневый анализ электрокардиограмм для выявления поздних потенциалов предсердий Электроника и Связь. Тематический выпуск "Электроника и нанотехнологии». 2009. №2. С. 160-164.

11 Meyer O., Bischi B., Weihs C. Data Analysis, Machine Learning and Knowledge Discovery. Ch. "Support Vector Machines on Large Data Sets: Simple Parallel Approaches". 2013, pp.87-95. DOI: 10.1007/978-3-319-01595-8_10.

12 Файловый архив студентов StudFiles [Электронный ресурс] // studfiles.net., 2018. URL: <https://studfiles.net/preview/3992563/>. (дата обращения: 21.03.2018).

13 Зубец U на электрокардиограмме: клиническое значение (обзор) [Электронный ресурс] // bono-esse.ru., 2018. URL: http://bono-esse.ru/blizzard/A/Posobie/AFG/HEMA/EKG/zubec_U.html. (дата обращения: 21.03.2018).

14 Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов. – СПб: БХВ-Петербург, 2008, 753 с.

15 Проводящая система сердца [Электронный ресурс] // wikipedia.ru., 2018. URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9F%D1%80%D0%BE%D0%B2%D0%BE%D0%B4%D1%8F%D1%89%D0%B0%D1%8F_%D1%81%D0%B8%D1%81%D1%82%D0%B5%D0%BC%D0%B0_%D1%81%D0%B5%D1%80%D0%B4%D1%86%D0%B0. (дата обращения: 21.03.2018).

16 Обработка биомедицинских сигналов: учебное пособие сердца [Электронный ресурс] // vunivere.ru., 2018. URL: <https://vunivere.ru/work15695/page8>. (дата обращения: 28.03.2018).

17 Зубец S ЭКГ. Комплекс QRS кардиограммы [Электронный ресурс] // meduniver.com., 2018. URL: <https://meduniver.com/Medical/cardiologia/662.html> MedUniver. (дата обращения: 28.03.2018).

18 Кривоногов Л. Ю., Егоров М. С. Подавление высокочастотных помех в электрокардиосигналах на основе усеченной эмпирической модовой декомпозиции. Материалы IV Межрегиональной научной конференции "Актуальные проблемы медицинской науки и образования" под ред. А. Митрошин, С. Геращенко. Пенза, 2013. 485-491 с.

19 Ярушкина Н.Г. Основы теории нечетких и гибридных систем: Учеб. пособие. – М.: Финансы и статистика, 2004 г.

20 Олонцова Н.А, Калиниченко А.Н. Алгоритм анализа форм желудочковых комплексов ЭКГ: учебное пособие. – Санкт-Петербург, 2016 г. 17- 24 с.

ПРИЛОЖЕНИЕ А. ПРОГРАММНЫЙ КОД, РЕАЛИЗУЮЩИЙ АЛГОРИТМ ОБНАРУЖЕНИЯ ЭПИЗОДОВ ИШЕМИИ НА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЕ

```
% Ввод исходного сигнала
[FileName, PathName] = uigetfile('*.xls');
% Проверка выбора файла
if FileName~=0
% Полный путь к файлу
FullName=[PathName FileName];
handles.excel=xlsread(FullName);
end
% Ввод коэффициента
M= inputdlg({'Введите коэффициент'});
dzen= str2num(M{1});
% Сам расчёт
A=handles.excel; %исходный сигнал
sto1=A(:,1); %2 отведение
sto2=A(:,2); %4 отведение
for bim=1:1:2
    de1=[];
    de2=[];
    ed1=[];
    ed2=[];
    de4=[];
    ed5=[];
    ed31=[];
    val=[];

    if bim==1
        val=sto1;
        figure,plot(val),title('Второе отведение');
    end
    if bim==2
        val=sto2;
        figure,plot(val),title('Четвертое отведение');
    end

    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
    end
end
```

```

ed1=ed1';
ed1(ed1==0)=[];
ed1=ed1';

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);
        [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;
    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;
    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;

end

ed2(numel(ed2),1)=8888888888;
ed2=ed2';
ed2(ed2==8888888888)=[];
ed2=ed2';

```

```

% Вот здесь
for o=1:1:numel(ed2(:,1))
    u1=ed2(o,1);
    if u1>0
        [ed3(1,1)]=u1;
    end

    for o1=1:1:19
        u_n=o+o1;
        if u_n<=numel(ed2(:,1))
            u2=ed2(u_n,1);
            o2=o1+1;
            [ed31(o2,1)]=u2;
        end
        if o1==19
            [ed31(1,1)]=u1;
        end
    end
    o3=sum(ed31(:,1));
    o4=o3/20;
    [ed5(o,1)]=o4;
end

if bim==1
    gip1=ed5;
end
if bim==2
    gip2=ed5;
end
end

for efy1=1:1:numel(gip1(:,1))
    [zip(efy1,1)]= (gip1(efy1,1) - (gip2(efy1,1)*dzen)) * (-1);
end

I1=zip
zum=[];
Dip=unique(I1);
for in=1:numel(Dip)
    N=find(I1==Dip(in));
    zum=[zum numel(N)];
end
n4=max(zum);

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
end
n5m=max(f3);
I5=I1;

ma_I1=max(I1);
pg1=ma_I1/4; pg1=fix(pg1); %вычисление верхнего порога

I6=I1;
y1=numel(I6);
figure,plot(I5),title('Сигнал без значений меньше изолинии');

```

```

% Обнулить все значения меньше вычисленного наиболее часто встречающегося
% значения
for t=1:1:y1
    y=I6(t,1);

    if y<110
        I6(t,1)=n5m;
    end

    if y>pg1
        I6(t,1)=pg1;
    end
end
figure,plot(I6),title('Значения сигнала между порогом верхним и нижним
(изолинией) ');

% Поиск того самого "ишемического пика"
I7=I6;
for u=2:1: numel(I7)
    y2=I7(u,1);
    if y2==n5m
        y3=u+1;
        if y3< numel(I7)
            y4=I7(y3,1);
            if y4>n5m
                y9=y3+20;
                if y9< numel(I7)
                    y10=I7(y9,1);
                    if y10<pg1
                        [zen(u,1)]=y3;
                    end
                end
            end
        end
        y5=u-1;
        y6=I7(y5,1);
        if y6>n5m
            y7=y5-20;
            y8=I7(y7,1);
            if y8<pg1
                [zen(u,2)]=y5;
            end
        end
    end
end
end
zen1=[];
[zen1(:,1) zen1(:,2)]=find(zen>0);
zen2=zen1(:,1); % начало и конец пика ишемии zen1(:,2)

% Замена всех значений до и после начала и конца пика ишемии
I8=I7;
if numel(zen2)==2
    for b=1:1:zen2(1,1)
        I8(b,1)=110;
    end

    for c=zen2(2,1):1: numel(I8)
        I8(c,1)=110;
    end
end
figure,plot(I8),title('Ишемия ');

```

```

porogovoe_zn=max(I8(:,1)); % пороговое значение
mas=[];
for x=1:1:numel(A)
    mas(x,1)=porogovoe_zn;
end

figure;
plot(I5);
hold on;
grid on;
plot(mas);
title('Сигнал и пороговое значение');

```