РЕФЕРАТ

Пояснительная записка к дипломной работе на тему: «Алгоритмы и модели автоматической диагностики желудочковых аритмий», объемом 94 страницы содержит: 10 таблиц, 48 рисунков, 23 использованных источника.

ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ, АРИТМИЯ, ВНЕЗАПНАЯ СЕРДЕЧНАЯ СМЕРТЬ, НЕЧЕТКАЯ ЛОГИКА, ФИЛЬТРАЦИЯ, РАСПОЗНАВАНИЕ

Объектом исследования является электрокардиосигнал (ЭКС).

Целью дипломной работы является разработка алгоритма и модели автоматической диагностики желудочковых аритмий.

Основные технические характеристики:

– напряжение, мВ……..±3

– частотный диапазон, Гц…….0 ÷ 100

– частота дискретизации, Гц……..500

– среда моделирования……..Matlab

– количество распознаваемых классов……..не менее 4

Назначением алгоритма и модели является автоматическая диагностика желудочковых аритмий.

Областью применения алгоритма и модели является разработка и создание кардиологической аппаратуры.

СОДЕРЖАНИЕ

с.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ…….8

ВВЕДЕНИЕ…….....9

1. АНАЛИЗ ПРОБЛЕМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ……12

1.1 Актуальность разработки алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий для ЭКГ портативных устройств……..12

1.2 ЭКГ как основной метод диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы……16

1.3 Анализ наиболее опасных патологических состояний сердечно-сосудистой системы, методы их диагностики и ЭКГ признаки…….21

1.4 Обоснование необходимости дифференциального подхода и выбора целевой аудитории при создании алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий……...35

2. АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР АЛГОРИТМОВ И МЕТОДОВ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ЭКС…….41

2.1 Методы автоматического анализа ЭКС…….41

2.2 Этапы автоматической обработки и анализа ЭКС……...51

2.3 Подходы к исследованию ЭКС……..55

3. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ…….58

3.1 Описание алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий…….58

3.2 Возможность реализации алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий с применением нечеткой логики в средеMatlab…….63

4. РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ В СРЕДЕ MATLAB…….67

4.1 Подготовка и фильтрация ЭКС……..67

4.2 Выделение информативных признаков формы ЭКС…….....69

4.3 Разработка системы принятия решения……75
5. ЭКСПЕРЕМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МОДЕЛИ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ….85
ЗАКЛЮЧЕНИЕ……91
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ……93

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ СОКРАЩЕНИЙ

АВ – атриовентрикулярный;

АВП – амплитудно-временные параметры;

АД – артериальное давление;

ВОЗ – Всемирная организация здравоохранения;

ВСС – внезапная сердечная смерть;

ЖА – желудочковые аритмии;

ЖТ – желудочковая тахикардия;

ЖЭ – желудочковая экстрасистола;

ИБС – ишемическая болезнь сердца;

ИМ – инфаркт миокарда;

ИПФ – информативные признаки формы;

КИ – кардиологический импульс;

РП – решающее правило;

РФ – Российская Федерация;

СА – синоатриальный узел;

СНВ – система нечеткого вывода;

ССЗ – сердечно-сосудистые заболевания;

ССС – сердечно-сосудистая система;

ЦФ – цифровой фильтр;

ЧСС – частота сердечных сокращений;

ЭКГ – электрокардиограмма;

ЭКС – электрокардиосигнал.

ВВЕДЕНИЕ

По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) продолжают оставаться главной причиной смертности, составляя около трети всех случаев смерти. В России от этих заболеваний ежегодно умирает почти миллион человек (не менее 50% всех случаев смерти), из них около 100 тысяч человек – в трудоспособном возрасте [1]. Именно поэтому диагностика и профилактика ССЗ является одним из стратегических направлений отечественного здравоохранения.

Наиболее распространенными и опасными патологическими состояниями сердечно-сосудистой системы (ССС) являются аритмии и ишемическая болезнь сердца (ИБС), причем случаи инфаркта миокарда (ИМ) составляют 40%, а внезапной сердечной смерти (ВСС) 30% от числа летальных исходов отИБС [1]. В проблеме ВСС наибольшее значение имеет остановка кровообращения, связанная с аритмиями сердца, таким образом, все эти патологические процессы тесно связаны между собой и могут являться как причиной, так и следствием друг друга, а значит, комплексная экспресс диагностика нарушений сердечного ритма поспособствует существенному сокращению смертности[2].

Одним из ведущих общепризнанных методов неинвазивнойэкспресс диагностики ССЗ на сегодняшний день являться электрокардиография (ЭКГ), данный метод основан на регистрации и исследовании электрических импульсов, образующихся при работе сердца [3].

Автоматическая диагностика на основе обработки и анализа ЭКС является серьезной и до конца не решенной проблемой. Разработкой систем автоматической ЭКГ диагностики занимаются ученые с середины прошлого века. Тем не менее, существующие алгоритмы не отвечают требованиям современности, многие из них сложны для программной реализации, другие недостаточно помехоустойчивы, соответственно их невозможно использовать для разработки портативных кардиосистем, и мобильных

приложений.Существующие системы все еще не обеспечивают требуемую достоверность результатов автоматического анализа ЭКС. По некоторым данным от 5 до 20% автоматических заключений полностью или частично не совпадают с врачебными[1].Несмотря на очевидные успехи компьютерной ЭКГ, разработка и совершенствование алгоритмов, методов и технических средств кардиодиагностики является актуальной научно-технической проблемой.

Актуальность темы определяется необходимостью разработки современных автоматических алгоритмов определения на ЭКГ желудочковых аритмий (ЖА), простых в программной реализации, с применением математических подходов, имитирующих мыслительную деятельность человека (нечеткая логика), ранние этапы, которых будут формировать исходные данные для последующих этапов. От достоверности заключения автоматической системы диагностики ЖА будет зависеть здоровье, а зачастую и жизнь людей, это определяет высокие требования к надежности и скорости обработки информации, а так же возможности применения метода в различных условиях.

Создание алгоритма автоматической диагностики ЖА, его программная адаптация для портативных устройств и широкое внедрение данных аппаратов позволит повысить доступность и качество медицинской помощи для широких слоёв населения, снизить стоимость медицинского обслуживания, улучшить результаты лечения и показатели здоровья, повысить качество жизни, снизить инвалидизацию и смертность.

Достоверность алгоритма обработки ЭКС обеспечена большим объемом экспериментальных данных и хорошей воспроизводимостью результатов. Для тестирования модели алгоритма автоматической диагностики ЖА использовались короткие одноканальные записи ЭКГ с крупнейшего ресурса физиологических данных PhysioNet[2].

Объектом исследования являются: ЭКС; представление ЭКС в виде сегментов кардиоцикла; программное обеспечение систем, предназначенных для анализа ЭКС.

Предметом исследования являются: алгоритмы цифровой обработки ЭКС; методы цифровой фильтрации (ЦФ) ЭКС; аппарат нечеткой логики.

Целью дипломной работы является создание и научное обоснование методических решений, направленных на создание алгоритма автоматического обнаружения ЖА на ЭКГ и его программная реализация для различных аппаратных средств.

Основные задачи и направления исследований.

1. Анализ проблем связанных с диагностикой ЖА, определение ЭКГ признаков ЖА, необходимых для алгоритмической реализации.
2. Аналитический обзор методов обработки ЭКС, и выбор наиболее перспективных для программной реализации.
3. Разработка алгоритма автоматической диагностики ЖА.
4. Разработка модели автоматической диагностики ЖА в среде Matlab.
5. Экспериментальное исследование модели автоматической диагностики ЖА в среде Matlab.

Доказательством актуальности совершенствования методов автоматической обработки ЭКС являются сотни публикаций, посвященных этой теме за последние годы в ведущих зарубежных журналах, десятки сообщений на международных конференциях. Вопросам создания алгоритмов автоматической обработки ЭКС посвящены работы Немирко А.П., Калиниченко А.Н. [16], Рангайяна Р.М. [12], Г. Клиффорда и многих других известных ученых. Кроме того, научный Интернет-ресурсPhysioNet в 2017 году запустил конкурс «Challenges», направленный на разработку алгоритмов классификации ритма коротких одноканальных записей ЭКС [2].

Сказанное дает достаточно оснований для утверждения, что разработка новых алгоритмов автоматической диагностики ЖА является актуальной проблемой и представляет несомненный научный и практический интерес.

1. АНАЛИЗ ПРОБЛЕМ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ

1.1 Актуальность разработки алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий для ЭКГ портативных устройств

Статистические данные ВОЗ о ССЗ на январь 2017 года выявляют следующие факты. ССЗ являются основной причиной смерти во всем мире, ни по какой другой причине ежегодно не умирает столько людей. По оценкам, в 2016 году от ССЗ умерло 17,5 миллионов человек, что составило 31% всех случаев смерти в мире. Из этого числа 7,4 миллионов человек умерли отИБС, случаи ВСС составляют около 70% от этого числа, 6,7 миллионов человек скончались в результате инсульта. ИБС – одна из наиболее распространенных причин смерти в мире, на нее приходится каждая 5 смерть (рисунок 1.1) [1].

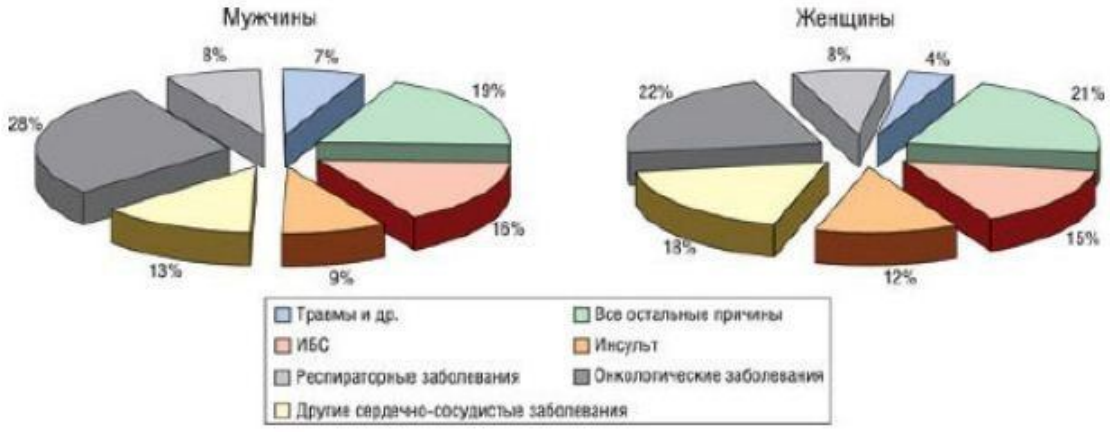

Рисунок 1.1 – Диаграмма распределения причин смерти мужчин и женщин всех возрастов за 2016 год.

Так же необходимо отметить, что более 75% случаев смерти от ССЗ происходят в странах с низким и средним уровнем дохода, по ряду объективных показателей Российская Федерация (РФ) относится к странам среднего уровня и данные о заболеваемости и смертности от ССЗ относительно

мировой статистики еще более критичны. Каждый день в нашей стране от заболеваний ССС умирает более двух тысяч человек. В РФ самая высокая смертность отИБС среди мужчин моложе 65 лет (242на 1000случаев смерти), для сравнения представим данные Франции по этому показателю (17 на 1000 случаев смерти), что представлено на рисунке 1.2. Соответствующие значения для женщин моложе 65 лет составляют 66 (Россия) и 3 (Франция) на 1000 случаев смерти (рисунок 1.3) [1]. Таким образом, более половины всех смертей в России приходится на ССЗ.

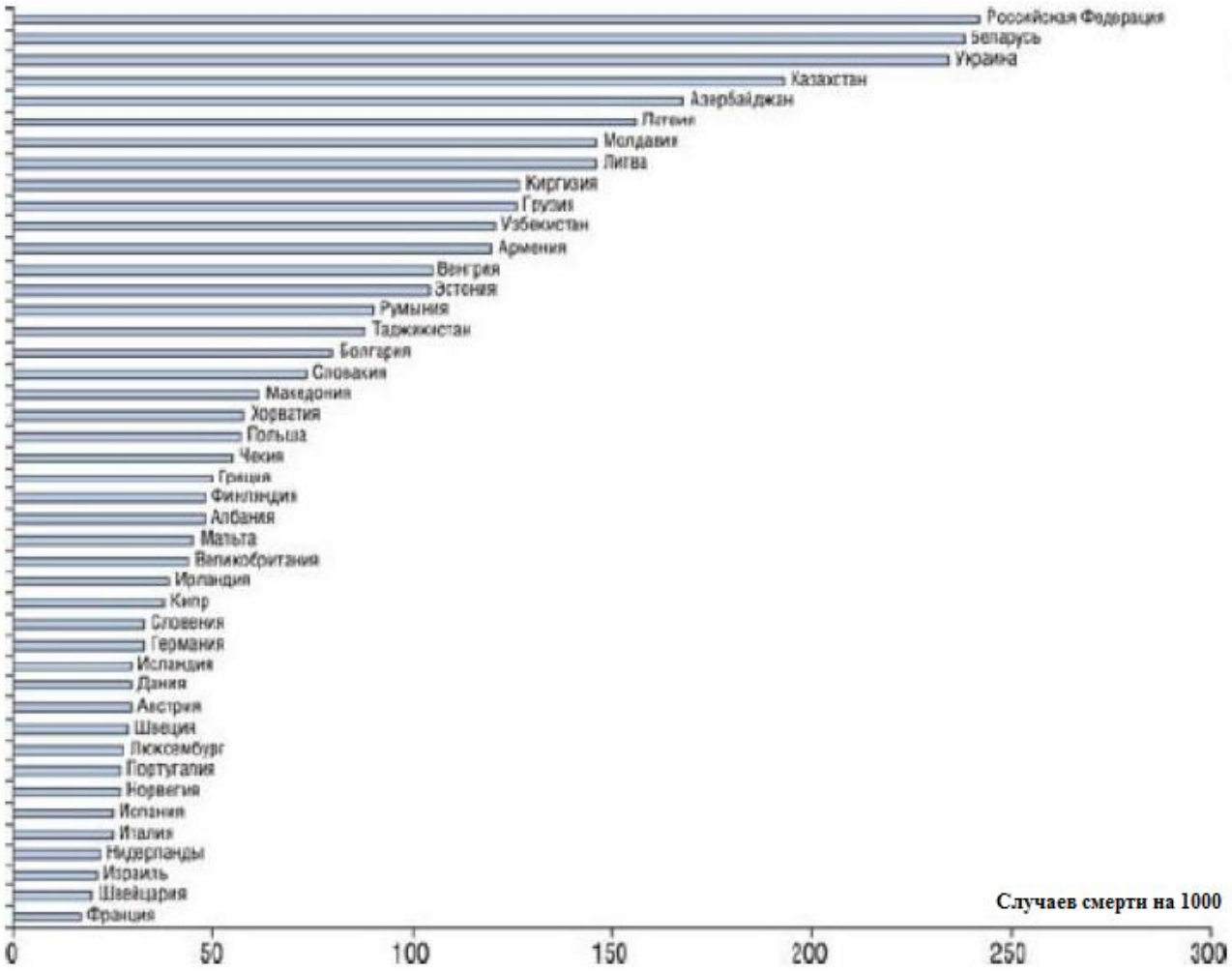

Рисунок 1.2 – Диаграмма распределения смертностиотИБС среди мужчин моложе 65 лет

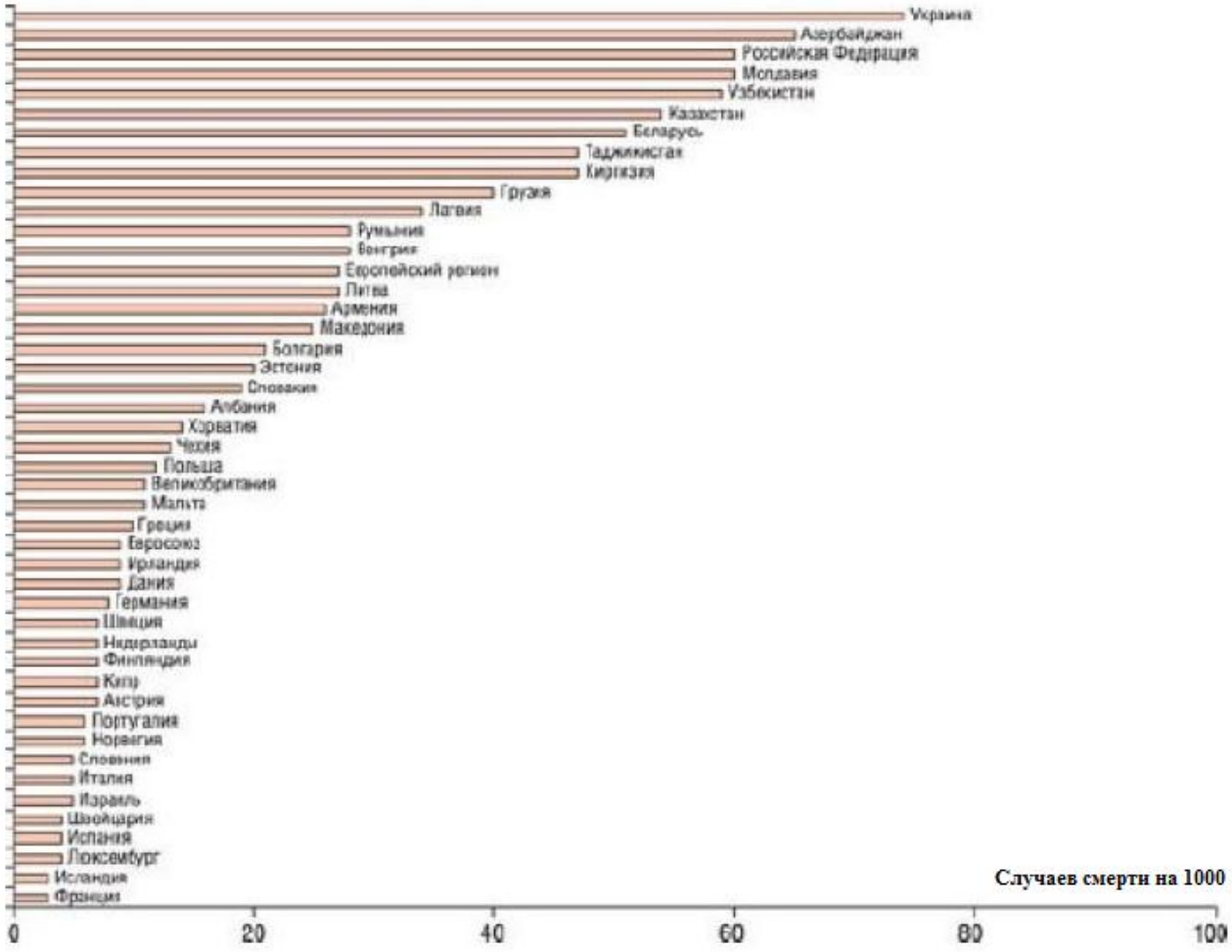

Рисунок 1.3 – Диаграмма распределения смертности отИБСсреди женщин моложе 65 лет

Такая плачевная статистика наблюдается по ряду причин. Люди в нашей стране имеют меньший доступ к эффективным методам раннего выявления ССЗ и нередко не могут воспользоваться преимуществами программ по оказанию комплексной первичной медико-санитарной помощи для раннего выявления и лечения лиц с факторами риска, в отличие от людей в странах с высоким уровнем дохода. Так же существует проблема диагностики, в отечественном практическом здравоохранении не удается выявить каждый второй случай ВСС у больных ИБС мужского пола, и две трети – у больных ИБС женского пола. Это приводит к недооценке вероятности развития ВСС в популяции [1]. Лишь небольшое число пациентов умирает в присутствии

медицинского персонала и теоретически имеет больше шансов на проведение успешных реанимационных мероприятий, и, следовательно, выживание.

Растет и число пациентов с риском повторного обострения болезни (повторный ИМ, инсульт). Более того, ССЗ, с учетом наблюдаемой пандемии ожирения у детей и подростков, могут распространиться и на более молодые группы людей, а, следовательно, они будут оставаться крупнейшей проблемой здравоохранения на протяжении ближайших десятилетий. ССЗ приводят к инвалидизации, потере трудоспособности, в результате возрастает смертность в более молодом возрасте, часто в самые продуктивные годы жизни, значительно увеличиваются расходы на здравоохранение, что влияет на развитие страны.

На основании проанализированных статистических данных можно сделать следующие выводы. Заболевания ССС это пандемия двадцать первого века. Обнадеживающий факт заключается в том, что 80% преждевременных инфарктов и инсультов может быть предотвращено. Основной путь решения данной проблемы заключается в дифференцированном выявлении факторов риска для определенных групп людей. Большинство ССЗ можно избежать путем принятия мер в отношении таких факторов риска, как употребление табака, нездоровое питание и ожирение, отсутствие физической активности и употребления алкоголя, с помощью стратегий, охватывающих все население, а так же ранней диагностики патологических состояний и неотложном лечении.

Следовательно, к основным задачам здравоохранения должно относиться развитие способов и средств диагностики аритмий сердца за пределами медицинского учреждения, без участия медицинского персонала. В связи с этим, необходимо создать и автоматизировать методы раннего выявление ССЗ, сделать их простыми и доступными. Подобные средства должны позволить своевременно обеспечить больному необходимую медицинскую помощь. Как было отмечено ранее, важным моментом в выявлении ЖА является экспресс диагностика, наиболее быстрым, простым и достоверным методом диагностики ЖА является метод ЭКГ.

1.2 ЭКГ как основной метод диагностики заболеваний сердечно-сосудистой системы

Нарушения ритма и проводимости могут протекать как бессимптомно, так и манифестировать яркой симптоматикой, от ощущений сердцебиения до развития выраженной артериальной гипотензии, стенокардии, синкопальных состояний и проявлений острой сердечной недостаточности. Диагностика ССЗ основывается на физикальном обследовании, эхокардиографии и ЭКГ. Как было отмечено ранее важным моментом в выявлении ЖА является экспресс диагностика, наиболее быстрым, простым и достоверным методом диагностики ЖА является метод ЭКГ.

ЭКГ – методика регистрации и исследования, электрических полей, образующихся при работе сердца, запись изменения суммарного электрического потенциала, возникающего при возбуждении множества клеток сердечной мышцы. ЭКС – электрический сигнал сложной формы, представляющий собой колебания разности потенциалов в двух точках поверхности тела человека [3]. Регистрация ЭКС осуществляется с помощью электродов, накладываемых на различные участки тела. Один из электродов присоединен к положительному полюсу гальванометра, другой – к отрицательному. Система расположения электродов называется ЭКГ отведениями. При регистрации ЭКС всегда используют 12 общепринятых отведений: шесть от конечностей и шесть грудных[4].

ЭКС обладает характерной структурой, которая подчиняется определенным правилам [3].

1. Частотный диапазон ЭКС начинается от 0 Гц (в ряде источников указывают от 0,05 Гц) и доходит до 150–200 Гц, при этом основная энергия типичных QRS комплексов сосредоточена в области частот от 2 до 20 Гц, с максимумом на частоте около 12 Гц. Частотный диапазон QRS комплексов может изменяться при патологиях[3].

2. Скорость изменения сигнала составляет 5 – 225 мВ/с [3].

3. Диапазон напряжений ЭКС составляет от 0.5 до 5 мВ, а амплитуда QRS комплекса лежит в диапазоне 0,6 – 4,1 мВ [3].

4. Длительность QRS комплекса находится в диапазоне 50 – 180 мс. Длительности импульсов и интервалов оценивают по тому отведению, где эти параметры имеют наибольшую величину [3].

5. QRS комплекс начинается и заканчивается на уровне изолинии и имеет определенную структуру, состоящую из нескольких простых разнонаправленных импульсов (от 1 до 7). Форма каждого простого импульса близка к треугольной или колоколообразной [3].

6. Импульсы ЭКС принято называть зубцами, а их комбинации – комплексами. Временной интервал от начала, вершины или конца одного зубца до соответствующей точки другого зубца именуют интервалом, а участок сигнала между зубцами (от конца одного зубца до начала следующего) – сегментом [3].

На рисунке 1.4 приведено графическое изображение типичного ЭКС с обозначением основных элементов.

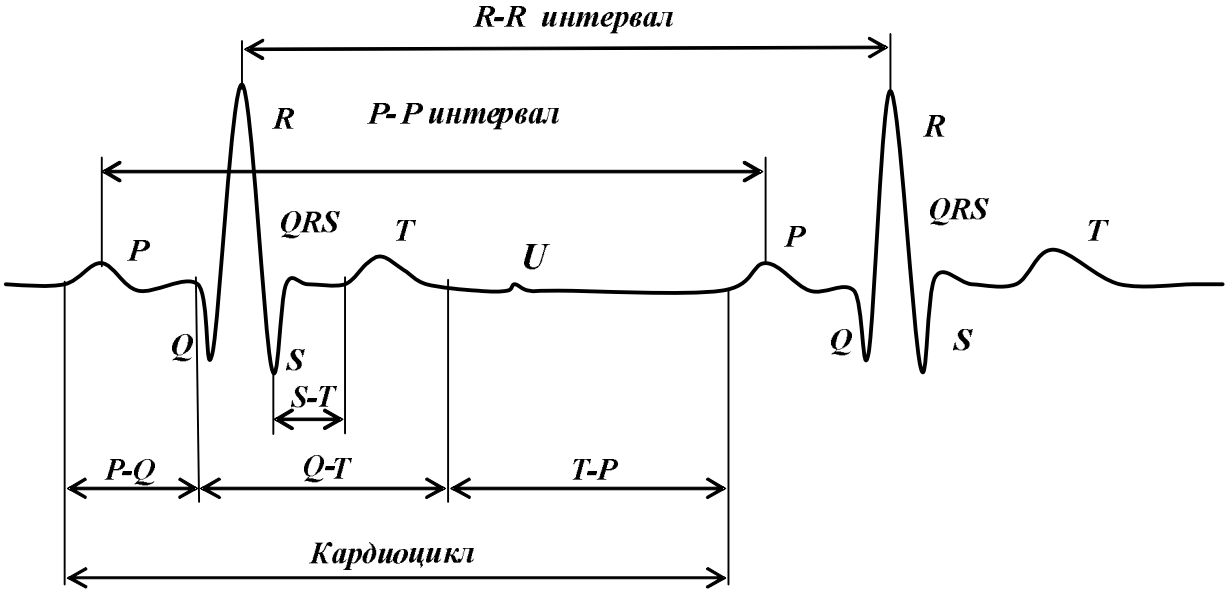

Рисунок 1.4 – Графическое изображение типичного ЭКС

Сердечный цикл (кардиоцикл) – это совокупность взаимосвязанных процессов, происходящих за одно сокращение сердца и его последующее расслабление. Кардиоцикл ЭКС обычно представлен тремя комплексами – P, QRS и T. Число импульсов в каждом комплексе неодинаково в разных отведениях и у разных пациентов. P и T комплексы обычно состоят из одного–двух импульсов, а QRS комплекс содержит до семи разнонаправленных импульсов [5].

При отсутствии патологий во всех отведениях формируются стандартные элементы ЭКС (импульсы и интервалы между ними), повторяющиеся от одного кардиоцикла к другому и отражающие процесс возбуждения и покоя различных участков сердечной мышцы. Комплекс P соответствует деполяризации предсердий. Длительность интервала P–Q равна времени проведения импульса по проводящим путям от предсердий к желудочкам. Комплекс QRS отражает процесс сокращения миокарда желудочков. Зубец T соответствует фазе их восстановления. Сегмент ST отражает период охвата возбуждением всего миокарда желудочков и период раннейреполяризации. Реполяризация предсердий на ЭКС не проявляется. Форма и амплидудно-временные параметры (АВП) зубцов и комплексов в различных отведениях отличаются. Зубцы P, R, T являются обязательными элементами ЭКС в любом отведении. Зубцы Q и S непостоянные и обнаруживаются в зависимости от положения оси выбранного отведения относительно положения сердца [4].

Информативными параметрами ЭКС, определяющими функциональное состояние ССС (различные клинические синдромы и патологические процессы) являются: амплитуда, длительность, форма, полярность и порядок следования зубцов и комплексов в различных отведениях, длительность временных интервалов R–R, P–P, P–Q, P–R, Q–T, отклонение от изолинии и форма сегмента ST, статистические и спектральные характеристики [5].

ЭКС обладают сложной частотно-временной структурой и представляют собой нестационарные сигналы с циклически повторяющимися

информативными участками, форма и параметры которых разнообразны и изменчивы. Поскольку ЭКС образуются в результате пространственно-временного суммирования потенциалов множества кардиомиоцитов, то они имеют стохастический характер. Кроме того, ЭКС характеризуются вариабельностью и изменчивостью формы и параметров в ответ на воздействие внешних и внутренних факторов. При физической активности и психоэмоциональной нагрузке изменчивость элементов ЭКС увеличивается. Все эти особенности ЭКС затрудняют их автоматическую обработку и анализ.

В настоящее время выделяют четыре поколения ЭКГ систем. Системы первого поколения обеспечивают визуальный анализ ЭКГкривых и «ручное» измерение АВП. Для систем второго поколения характерно автоматическое измерение АВП ЭКС и, как и на предыдущем этапе, визуальный анализ кривых. Системы третьего поколения обеспечивают автоматическое измерение и автоматическую диагностику с формированием заключения. Современные компьютерные системы ЭКГ диагностики, базирующиеся на новых методах сбора, обработки и графического представления ЭКС, считаются системами четвертого поколения. Эти системы являются результатом достижений в области математического моделирования, регистрации и обработки сигналов, графической визуализации. Одной из основных сфер применения технологий четвертого поколения является скрининг наиболее распространенных заболеваний сердца, в первую очередь ИБС [5].

Необходимость применения систем ЭКГ диагностики, обеспечивающих автоматический анализ ЭКС продиктована рядом обстоятельств.

1. Потребностью обеспечения доступности качественной медицинской помощи для широких слоёв населения.

2. Противоречием между возрастающими объемами информации и возможностью ее использования в диагностике с применением традиционных методов принятия решения.

3. Недостаточным количеством квалифицированных врачей кардиологов.

4. Появлением новых медицинских задач (массовый скрининг, определение профессиональной пригодности, идентификация личности, длительное мониторирование в условиях трудовой деятельности и воздействия экстремальных факторов).

В свою очередь широкое распространение данных систем открывает множество возможностей[5].

1. Освобождение врачей от трудоемкой процедуры измерения параметров ЭКС, что сделает процесс принятия решения объективным в трактовке получаемых данных.

2. Сокращение материальных затрат за счет повышение производительности труда медицинского персонала и сокращения времени расшифровки ЭКС.

3. Повышение точности и измерения параметров ЭКС.

4. Создание архивов, баз данных, возможность передавать ЭКС и результаты анализа по различным каналам связи, анализировать и хранить огромные массивы данных в реальном масштабе времени.

5. Осуществление длительного анализаЭКСв режиме свободной двигательной активности пациентов, совместно с другими биомедицинскимисигналами [5].

В настоящее время появился ряд новых целей [5].

1. Создание скининговых систем и проведение исследований для раннего выявления опасных состояний и контроля динамики развития патологий ССС на доклинической стадии.

2. Внедрение самых передовых достижений мировой кардиологии в практическое здравоохранение за счет массового тиражирования программного обеспечения компьютерных систем ЭКГ диагностики.

3. Создание систем телеметрической ЭКГ на основе миниатюрных устройств регистрации ЭКС, мобильной телефонии и Интернет технологий.

4. Сокращение времени диагностики (речь идет не только о сокращении времени расшифровки ЭКС, а о сокращении времени обследования пациента, и времени от начала заболевания до оказания медицинской помощи) [5].

Все это делает системы автоматической ЭКГ диагностики важнейшим инструментом современной ЭКГ, позволяет повысить доступность и качество медицинской помощи для широких слоёв населения, снизить стоимость медицинского обслуживания, улучшить результаты лечения и показатели здоровья, повысить качество жизни, снизить инвалидизацию и смертность.

1.3 Анализ наиболее опасных патологических состояний сердечно-сосудистой системы, методы их диагностики и ЭКГ признаки

Группа ССЗ включает множество болезней и патологий сердца и кровеносных сосудов таких как: врожденные и приобретённые пороки сердца, ИБС, аритмии и блокады сердца, артериальные гипертензии (АГ), эндокардиты, перикардиты, миокардиты и кардиомиопатии, атеросклероз [6]. По ранее приведенным статистическим данным наиболее распространенными и опасными являются ИБС, в том числе ВСС, а так же аритмии.

Любые нарушения в регулярной ритмической активности сердца принято называть аритмиями. Аритмия сердца — патологическое состояние, при котором происходят нарушения частоты, ритмичности и последовательности возбуждения и сокращения сердца, то есть любой ритм сердца, отличающийся от нормального синусового ритма. При таком патологическом состоянии может существенно нарушаться нормальная сократительная активность сердца, что, в свою очередь, может привести к целому ряду серьёзных осложнений [7]. К наиболее частым причинам возникновения аритмий относят ИБС, а ВСС может являться следствием аритмий, таким образом, эти патологические состояния тесно связаны между собой.

ИБС – острое или хроническое поражение миокарда, возникающее вследствие уменьшения или прекращения снабжения сердечной мышцы

артериальной кровью, в основе которого лежат патологические процессы в системе коронарных артерий [6].

ВСС – это смерть, вызванная ССЗ, проявившаяся внезапной потерей сознания в присутствии свидетелей, наступившая мгновенно или в пределах 6 часов от начала сердечного приступа [6]. Следовательно, ранняя диагностика аритмий должна предотвратить большинство случаев возникновения ВСС.

ИБС и аритмии имеют множество причин возникновения, вариантов течения и исходов, поэтому диагностика данных патологий должна сопровождаться установлением вида и формы заболевания. Аритмии могут быть вызваны функциональными нарушениями, органическими поражениями сердца, а так же врождёнными особенностями проводящей системы сердца, схема которой представлена на рисунке 1.5.

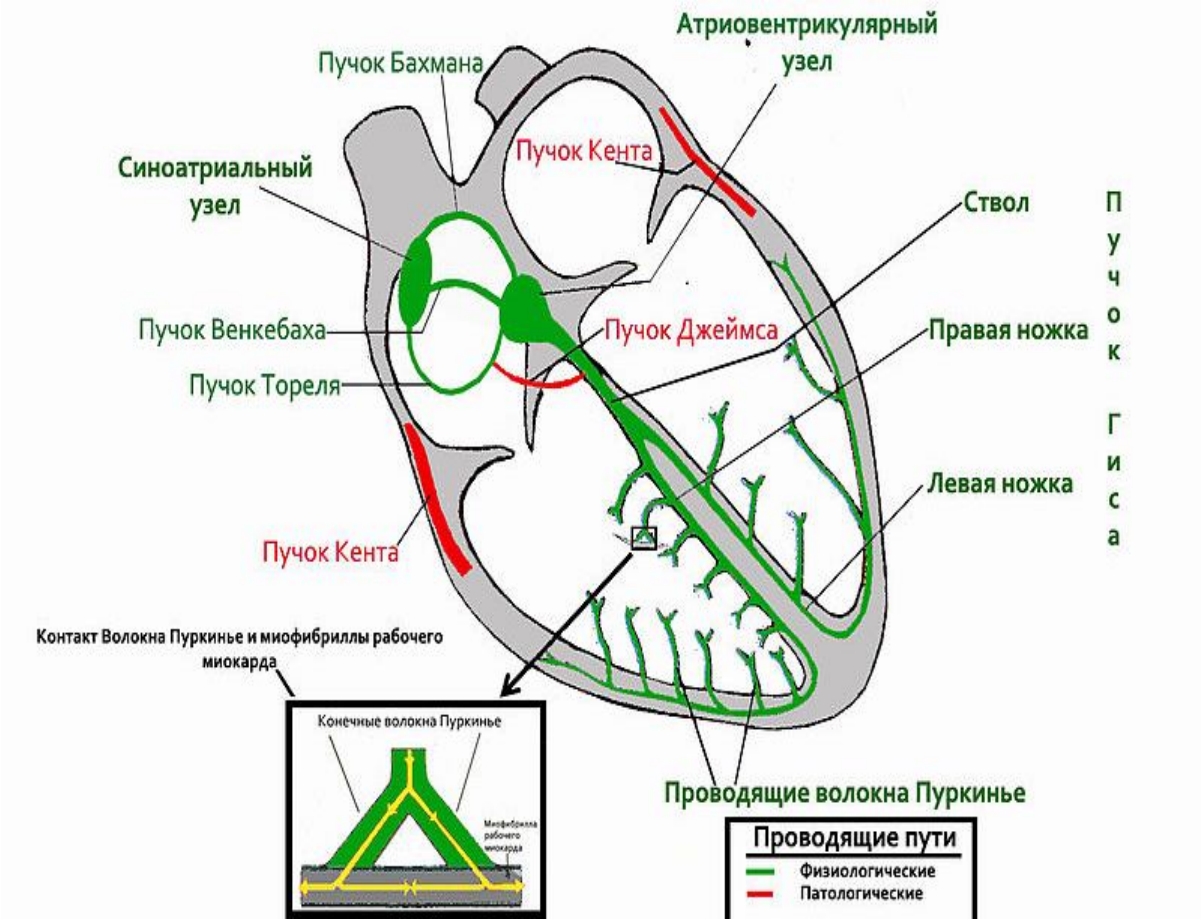

Рисунок 1.5 – Схема строения проводящей системы сердца

Проводящая система сердца — комплекс анатомических образований сердца (узлов, пучков и волокон), состоящих из атипичных проводящих мышечных волокон, обеспечивающих координированную работу разных отделов сердца, направленную на обеспечение нормальной сердечной деятельности. Таким образом, сердечный ритм и его нарушения зависят от функционирования проводящей системы сердца. Проводящей система сердца включает: синоатриальный (СА) узел (узел Кис-Флака), атриовентрикулярный (АВ) узел (узел Ашоффа-Тавары), пучок Гиса с его левой передней, левой задней и правой ножками, а так же проводящие волокна Пуркинье [8].

Определённую роль в возникновении аритмии играет состояние нервной системы, психическое и эмоциональное напряжение может вызывать изменения в темпе и ритме сердечных сокращений, в том числе, и у здоровых людей. Аритмия нередко возникает у людей с заболеваниями центральной и вегетативной нервной системы (ВНС). Так же аритмии могут вызывать чрезмерные физические и спортивные нагрузки. Поэтому представителям опасных и ответственных профессий, а так же профессиональным спортсменам показана экспресс ЭКГ диагностика для снижения риска наступления несчастных случаев.

К этиологическим факторам различных аритмий можно отнести следующие группы[7]:

1) кардиальные причины (ИБС, ИМ, сердечная недостаточность, врожденные и приобретенные пороки сердца, миокардиты, кардиомиопатии);

2) операции и манипуляции на сердце (катетеризация, коронарография, эндоскопия, пункция перикарда);

3) лекарственные воздействия (сердечные гликозиды, диуретики, симпатомиметики, отравления препаратами хинидина, адреналина, хлороформом);

4) электролитные нарушения (гипокалиемия, гиперкалиемия, гипомагниемия, гиперкальциемия);

5) токсические воздействия (курение, наркотические вещества, алкоголь, тиреотоксикоз);

6)идиопатические аритмии.

Вышеперечисленные факторы взывают нерегулярноеимпульсообразование СА узла, аномальную либо дополнительную стимулирующую активность других отделов проводящей системы сердца. Далее под влиянием одного или нескольких факторов нарушаются различные функции сердца, такие как автоматизм, проводимость, возбудимость, сократимость, рефрактерность и абберантность [7].

Автоматизм – способность сердца спонтанно вырабатывать импульсы возбуждения. В норме наибольшим автоматизмом обладают клетки синусового узла, расположенного в правом предсердии.

Возбудимость – способность сердца возбуждаться под влиянием импульсов. Во время возбуждения сердца образуется электрический ток, который можно зарегистрировать гальванометром в виде ЭКГ.

Проводимость – способность сердца проводить импульсы от места их возникновения до сократительного миокарда. В норме импульсы проводятся от синусового узла к предсердиям и желудочкам. Наибольшей проводимостью обладает проводящая система сердца.

Сократимость – способность сердца сокращаться под влиянием электрических импульсов.

Рефрактерность – это невозможность возбужденных клеток миокарда снова активизироваться при возникновении дополнительных импульсов. Различают абсолютную рефрактерность и относительную рефрактерность. Во время абсолютной рефрактерности на сердце не влияют импульсы любой силы. Во время относительного рефрактерного периода сердце способно к возбуждению, если сила поступающего импульса достаточно велика, на рисунке 1.6 представлен график потенциала действия отражающего абсолютный и относительный рефрактерные периоды для кардиомиоцитов.

Абберантность или абберантное проведение – патологическое проведение импульса, когда водителем ритма является не СА узел, либо импульс передается по необычному пути [8].

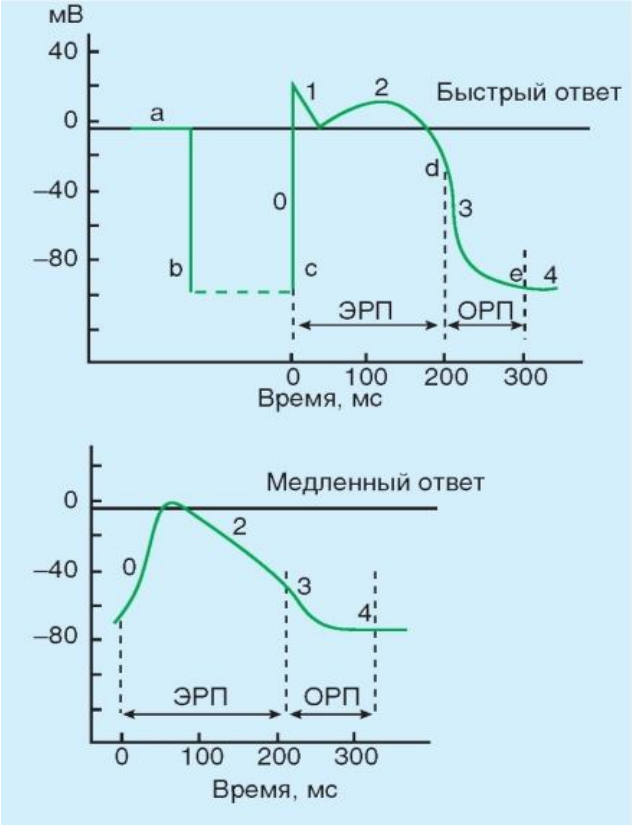

Рисунок 1.6 – График потенциала действия: ЭРП – эффективный рефрактерный период, ОРП – относительный рефрактерный период

Существуют различные механизмы возникновения аритмий, такие как: неравномерная реполяризация миокарда, увеличение амплитуды следовых потенциалов (осциляторная активность в четвертой фазе потенциала действия), увеличение автоматизма гетеротропных очагов, однако наиболее известным механизмом возникновения аритмий является механизм повторного обратного входа импульса (re-entry) [6].

Micro-re-entry, механизм возникающий при дистрофических и некротических изменениях (например, последствия ИМ) когда организуется

неполный однонаправленный блок проведения возбуждения к миофибрилле рабочего миокарда предсердий или желудочков, но в этом же месте сохраняется способность антидромного проведения импульса. Если импульс зацикливается один, два раза возникает экстрасистолия, если три и более – пароксизмальная тахикардия [6].

Macro-re-entry – это циркуляция вокруг полых вен при синдроме Вольфа-Паркинсона-Уайта, патологический импульс проходит из предсердий через пучок Кента в миокард желудочков, затем через волокна Пуркинье, ножки и ствол пучка Гиса в АВ узел и обратно в предсердия. Последовательность этапов деполяризации для нормальногокардиомиоцита изображена на рисунке 1.7 [6].

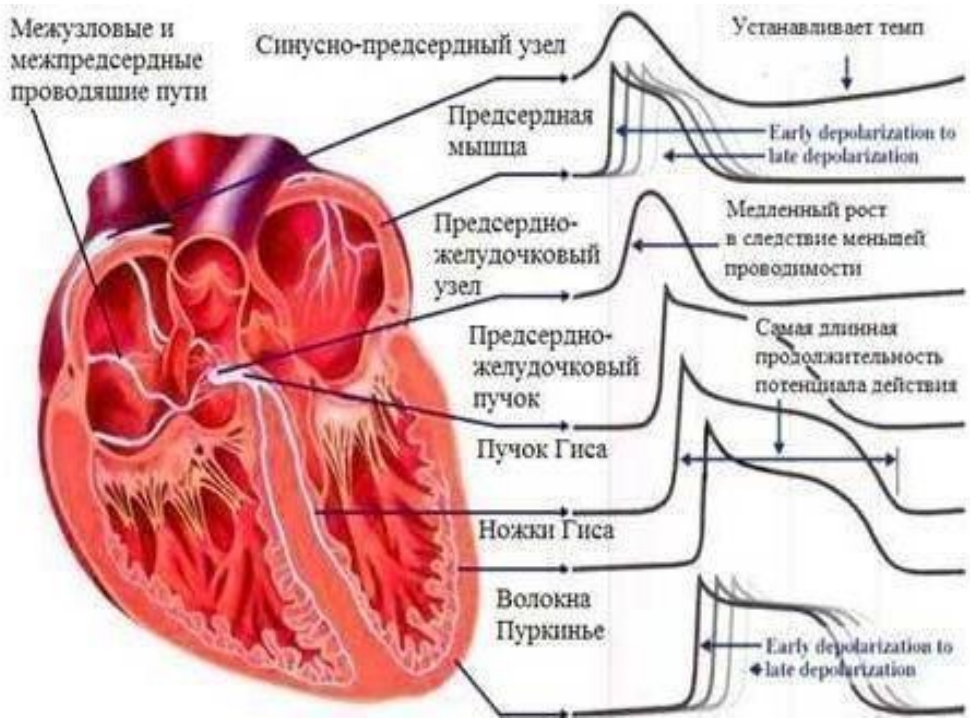

Рисунок 1.7 – Этапы деполяризации для нормальногокардиомиоцита

Таким образом, в основе аритмии лежит нарушение процесса деполяризации и изменение условий формирования возбуждения сердечной мышцы или аномалия путей его распространения.

При анализе опасных для жизни аритмий было установлено, что среди заболеваний сердца по летальности исходов лидируют ЖА, они приводят к наиболее значимым и серьезным нарушениям функционирования ССС. Желудочковая пароксизмальная тахикардия, экстрасистолия, трепетание, фибрилляция и некоторые другие тяжелые формы ЖА требуют неотложных мер по лечению и восстановлению сердечного ритма. Актуальность проблемы желудочковых нарушений ритма не вызывает сомнений ввиду их высокой распространенности и важнейшей роли, которую они играют в развитии ВСС.

Для максимально эффективного лечения необходимо правильно диагностировать характер происхождения, вид ЖА и их ЭКГ признаки, выделим наиболее опасные состояния.

Желудочковая пароксизмальная тахикардия – это внезапно начинающийся и заканчивающийся приступ учащения желудочковых сокращений до 150–180 ударов в минуту (реже – более 200 ударов в минуту или в пределах 100–120 ударов в минуту). Практически во всех случаях желудочковая тахикардия (ЖТ) возникает у лиц с кардиальной патологией (ИБС, ИМ, постинфарктная аневризма сердца, дилатационная и гипертрофическая кардиомиопатии, пороки сердца). Только в 2 % случаев приступы регистрируется у пациентов, не имеющих достоверных клинических и инструментальных признаков органического поражения сердца («идиопатическая» форма ЖТ) [4].

На ЭКГ ЖТ представляет собой регулярный ритм высокой частотыс QRS комплексами увеличенной длительности (более 0,12 с), при которой деполяризация желудочков происходит от одного (однонаправленная) или нескольких эктопических очагов (многоморфная), либо разным проведением импульсов из одного источника (двунаправленная). В зависимости от числа очагов нагнетательная способность сердца может сильно уменьшаться вплоть до полного исчезновения. При этом если с течением времени форма и амплитуда QRS комплексов претерпевает незначительные изменения,

ЖТназывается мономорфной, если эти изменения хорошо различимы – полиморфной. В обоих случаях на ЭКГ не удается выделить зубцы Р иТ (рисунок 1.8) [4].

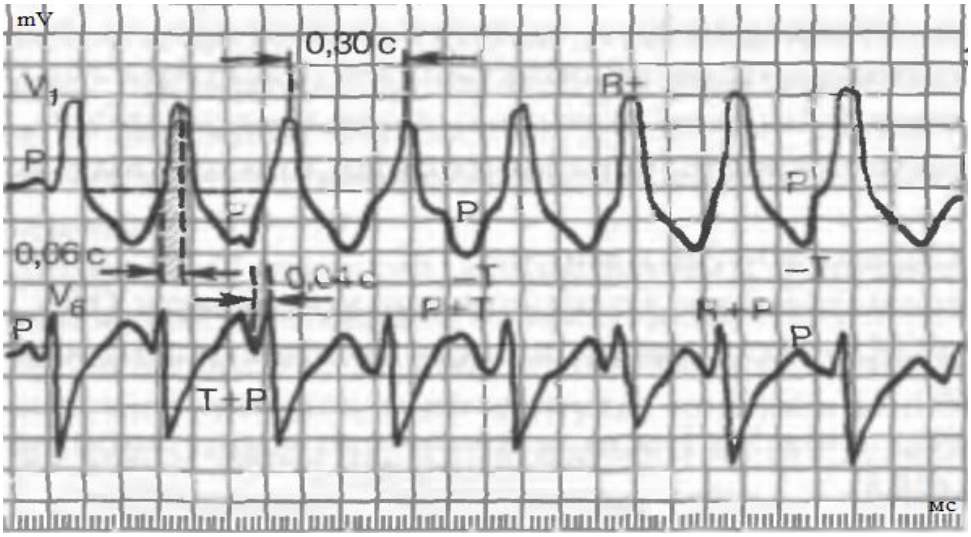

Рисунок 1.8 – Пример пароксизмальной ЖТ на ЭКГ

Выделяют пароксизмальные неустойчивые ЖТ, характеризующиеся появлением трех и более эктопических комплексов QRS, регистрирующихся при мониторной записи ЭКГ в пределах не более 30 секунд. Такие пароксизмы не оказывают влияния на гемодинамику, но повышают риск фибрилляции и ВСС [6].

Пароксизмальные устойчивые ЖТ продолжаются более 30 секунд. Эта разновидность ЖТ отличается высоким риском ВСС и сопровождается значительными изменениями гемодинамики (аритмогенный шок, острая левожелудочковая недостаточность).

Выделяют особые формы ЖТ, диагностика которых имеет клиническое значение, так как они отражают повышенную готовность миокарда желудочков к развитию фибрилляции.

ЖТ типа «Пируэт» («torsadedepointes») – неустойчивая (до 100 комплексов) двунаправленная ЖТ с волнообразным нарастанием и снижением

амплитуды комплексов QRS, неправильным ритмом, с частотой 200 – 300 в минуту и выше. Развитию «пируэта» обычно предшествует удлинение интервала QT и ранние желудочковые экстрасистолии (ЖЭ) (рисунок 1.9) [4].

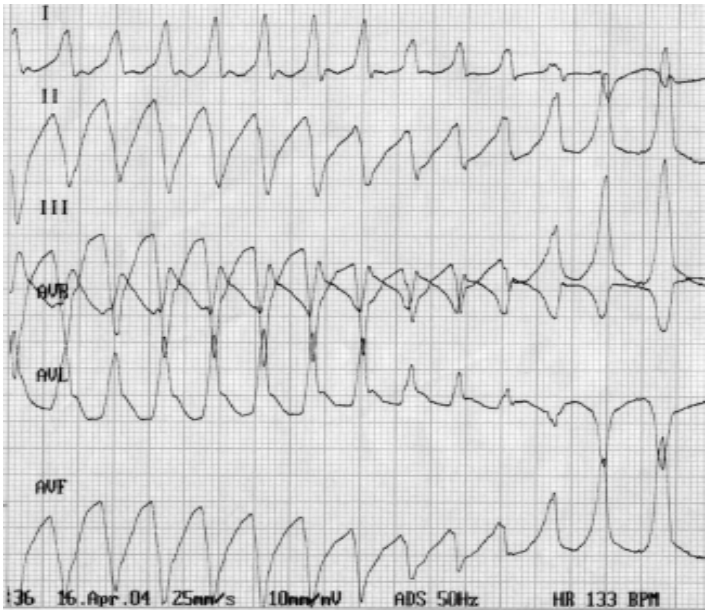

Рисунок 1.9 – Пример ЖТ типа «Пируэт» на ЭКГ

Неустойчивая двунаправленная ЖТ с волнообразным нарастанием и снижением амплитуды комплексов склонна к рецидивированию. Рецидивирующая ЖТ – возобновляется после периодов основного ритма.

Желудочковая пароксизмальная тахикардия не только крайне неблагоприятна для гемодинамики, но и угрожает переходом в трепетание и фибрилляцию желудочков, при которых координированное сокращение желудочков прекращается. Это означает остановку кровообращения и, при отсутствии реанимационных мероприятий, – переход в асистолию («аритмическая смерть»).

Наиболее опасными для жизни нарушениями сердечного ритма являются трепетание и фибрилляции желудочков.

Трепетание желудочков – это частое ритмичное (до 200–300) их возбуждение, обусловленное устойчивым круговым движением импульса,

локализованного в желудочках, в большинстве случаев быстро переходит в фибрилляцию, изредка – в синусовый ритм [4].

Фибрилляция (мерцание) желудочков – является основной причиной ВСС, характеризуется хаотичным сокращением волокон миокарда с частотой 200–500 в минуту, отсутствием координированного сокращения желудочков, часто является осложнением обширного трансмурального ИМ. Фибрилляция желудочков на ЭКГ представляет собой беспорядочную последовательность волн различной длительности, амплитуды (может значительно варьироваться, но обычно не превышает 1,0 мВ) и формы (рисунок 1.10) [4].

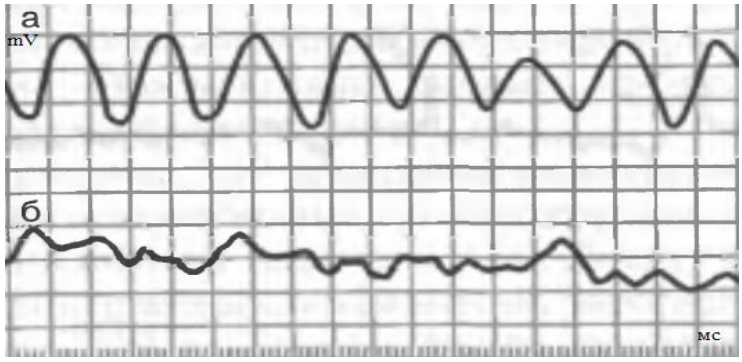

Рисунок 1.10 – Пример ЖА на ЭКГ: а – трепетание, б – фибрилляция

При желудочковой фибрилляции нарушение сердечного ритма зависит от беспорядочной деполяризации (возбуждения) желудочков, происходящего от нескольких хаотически возникающих эктопических очагов. В результате асинхронного возбуждения различных участков миокарда не происходит согласованного сокращения желудочков и выброса крови в сосудистое русло, следствием чего является нарушение кровоснабжения и смерть [7].

В большинстве случаев фибрилляция желудочков начинается с ЖТ. При классификации заболеваний, вызывающих нарушение сердечного ритма, многие кардиологи считают, что удобнее рассматривать ЖТ и фибрилляцию желудочков в совокупности [6].

Желудочковая экстрасистолия (ЖЭ) – это нарушение сердечного ритма, которое характеризуется появлением на ЭКГ внеочередного, измененного (расширенного и деформированного) комплекса QRS. Вызывают внеочередные, неполноценные сокращения сердца эктопические импульсы, в итоге возможна диссоциация (несогласованная деятельность) желудочков и фибрилляция [4].

С 1970–х годов кардиологи широко использовали классификацию, предложенную Б. Лауном и М. Вольфом, подразделяющую ЖЭ на пять градаций у больных, перенесших ИМ. В 1975 году М. Рейн предложил модифицированный вариант градации ЖЭ у пациентов без ИМ (таблица 1) [9].

Таблица 1 – Сравнительная классификация ЖЭ по Лауну-Вольфу и Рейну

Градация (классы)	Количественная и морфологическая характеристика ЖЭ по Лауну-Вольфу	Количественная и морфологическая характеристика ЖЭ в модификации Рейна
0	Отсутствие ЖЭ	Отсутствие ЖЭ
1	Редкая, монотопная ЖЭ (≤ 30 в час)	Редкая, монотопная ЖЭ (≤ 30 в час)
2	Частая, монотопная ЖЭ (≥ 30 в час)	Частая, монотопная ЖЭ (≥ 30 в час)
3	Политопные ЖЭ	Политопные ЖЭ
4А	Парные ЖЭ	Мономорфные парные ЖЭ
4Б	ЖТ (≥ 3 ЖЭ)	Полиморфные парные ЖЭ
5	Ранние ЖЭ (R на T)	ЖТ (≥ 3 ЖЭ)

В 1984 году Р. Майрбург с соавторами [9] предложили модифицированную классификацию ЖА, широко распространенную на сегодняшний день (таблица 2).

Таблица 2 – Классификация ЖА по Майрбургу

Частота ЖЭ	Морфология аритмии
1 – редкие (<1 в час)	A – единичные, мономорфные
2 – нечастые (1–9 в час)	B – единичные, полиморфные
3 – умеренно частые (10–30 в час)	C – парные
4 – частые (31–60 в час)	D – неустойчивая ЖТ (≤30 с)
5 – очень частые (>60 в час)	E – устойчивая ЖТ (>30 с)

Экстрасистолами, имеющими серьезное прогностическое значение, признаются экстрасистолы высоких градаций (со 2 по 5), наличие которых свидетельствует о перевозбуждении миокарда (2–3 градации) и опасности возникновения тахиаритмий по типу re-entry (4–5 градации), пароксизмальной ЖТ с резким ухудшением гемодинамики или фибрилляции желудочков [9].

В многочисленных исследованиях было показано, что для оценки прогностической значимости ЖЭ имеет значение не столько их высокая градация, сколько характер основного заболевания и наличие органического поражения сердца, которые определяют риск ВСС [10]. Частота и морфология ЖЭ у пациентов без структурных изменений в сердце не имеют прогностического значения. Только у больных, перенесших ИМ со сниженной фракцией выброса, выявление более десяти ЖЭ в час соответствует высокому риску ВСС. У больных с пороками и другими органическими поражениями сердца увеличение риска происходит при снижении сократительной функции миокарда [6]. По этой причине большее практическое значение придают классификации риск-стратификации ЖА, предложенной Биггером в 1984.

По Биггеру выделяют 3 класса опасности аритмий [9].

1. Безопасные аритмии – ЖЭ 1–10 в час, любые экстрасистолы и эпизоды неустойчивой тахикардии, не вызывающие нарушений гемодинамики, у лиц без признаков органического поражения сердца.

2. Потенциально опасные аритмии – ЖА, не вызывающие нарушений гемодинамики, у лиц с органическим поражением сердца, отсутствие обмороков и остановки сердца в анамнезе, наличие приступов неустойчивой тахикардии.

3. Опасные для жизни аритмии («злокачественные аритмии») – частота ЖЭ 10–100 в час, часто выявляются устойчивые пароксизмы, эпизоды устойчивой тахикардии, ЖА, сопровождающиеся нарушениями гемодинамики, или фибрилляция желудочков. У больных с опасными для жизни ЖА, как

правило, имеется выраженное органическое поражение сердца, обмороки или остановка сердца в анамнезе [9].

В зависимости от источников возникновения выделяют три типа ЖЭ [4].

Монотопные мономорфные экстрасистолы – имеют один источник возникновения, постоянный интервал сцепления в одном и том же отведении, имеют одинаковую форму ЭКС (даже при разной продолжительности комплекса QRS).

Монотопные полиморфные экстрасистолы – имеют один источник возникновения, постоянный интервал сцепления в одном и том же отведении, имеют разную форму.

Политопные экстрасистолы – возникают из нескольких эктопических очагов, имеют различные интервалы сцепления в одном и том же отведении (различия составляют более 0,02 – 0,04 с), разные отличающиеся друг от друга по форме экстрасистолические комплексы.

Продолжительность периода электрической диастолы после экстрасистолы называют компенсаторной паузой, которую делят на полную и неполную. При полной компенсаторной паузе суммарная продолжительность укороченной диастолической паузы до и удлинённой диастолической паузы после экстрасистолы равна продолжительности двух нормальных сердечных циклов. При неполной компенсаторной паузе суммарная продолжительность укороченной диастолической паузы до и удлинённой диастолической паузы после экстрасистолы меньше продолжительности двух нормальных сердечных циклов (обычно неполная компенсаторная пауза равна продолжительности нормального сердечного цикла) (рисунок 1.11) [4].

Чередование основного ритма и экстрасистолии в определенной последовательности называют аллоритмией. Различают следующие аллоритмы:

1)бигеминия – после каждого нормального сокращения следует экстрасистола;

2)тригеминия – за двумя основными комплексами следует одна экстрасистола или за одним очередным комплексом следует две экстрасистолы;

3)квадригеминия – экстрасистола следует после каждых трех нормальных сокращений[4].

Примеры вышеперечисленныхаллоритмов представлены на рисунке 1.12.

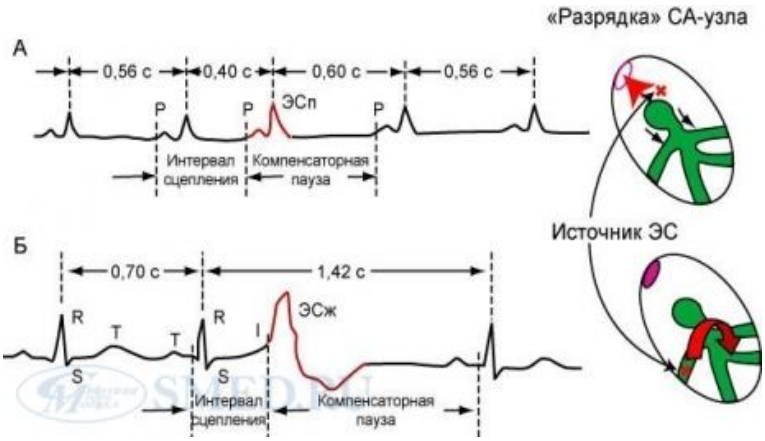

Рисунок 1.11 – Варианты компенсаторной паузына ЭКГ: А – неполная компенсаторная пауза, Б – полная компенсаторная пауза

Рисунок 1.12 – Примеры ЖА на ЭКГ: а – бигеминия, б, в – тригеминия, г – квадригенимия

Вопрос о том, какие желудочковые нарушения ритма представляют наибольшую опасность для жизни, до сих пор является предметом дискуссии. Поэтому любая желудочковая эктопия у пациентов с заболеваниями ССС или у людей, относящихся к группе риска, рассматривается как потенциально опасная, так как в 75–90 % случаев ВСС причиной являются ЖА [1].

1.4 Обоснование необходимости дифференциального подхода и выбора целевой аудитории при создании алгоритма автоматической диагностики ЖА

Актуальность разработки алгоритма автоматического определения ЖА для портативных устройств, позволяющих выявлять жизнеугрожающие состояния, такие как аритмия, фибрилляция и трепетание желудочков, определяется острой необходимостью в данных устройствах определенных групп людей.

Как известно различные группы людей подвержены заболеваниям ССС в различной степени в зависимости от воздействия факторов риска. Основными факторами риска болезней сердца и инсульта являются неправильное питание, физическая инертность, употребление табака, употребление алкоголя. Воздействие поведенческих факторов риска на человека может проявляться в виде повышения кровяного давления, повышения уровня глюкозы и липидов в крови, а также избыточной массы тела и ожирения. Оценка этих «промежуточных факторов риска» позволяет выявить склонность к возникновению ССЗ и принять неотложные меры. Согласно большинству моделей, управление факторами риска играет большую роль в снижении смертности, чем лечение. Люди, страдающие ССЗ или подвергающиеся высокому риску таких заболеваний, нуждаются в раннем выявлении и оказании помощи путем консультирования и, при необходимости, приема лекарственных средств [1].

Существуют специальные системы расчёта риска развития ССЗ, например шкалы Score, Framingham [10] (рисунок 1.13), система Procam.

Данные системы основаны на подсчете баллов для каждого фактора риска в отдельности, а так же учитывается значимость каждого фактора риска, с помощью специальных таблиц. Далее количество баллов суммируется и по сводной таблице, определяется абсолютный десятилетний риск ишемических событий. В комплекс мер для предотвращения ВСС людей с высоким уровнем риска ССЗ должна входить экспресс диагностика ЖА.

Так же необходимо отметить, что помимо людей с высоким риском развития ССЗ, в разработке данного прибора нуждаются представители опасных профессий, и профессий связанных с высокой ответственностью либо эмоциональными перегрузками, например, летчики, военнослужащие, полицейские, сотрудники спасательных служб. Также экспресс диагностика ССЗ необходима профессиональным спортсменам, чья ССС функционирует на пределе возможностей.

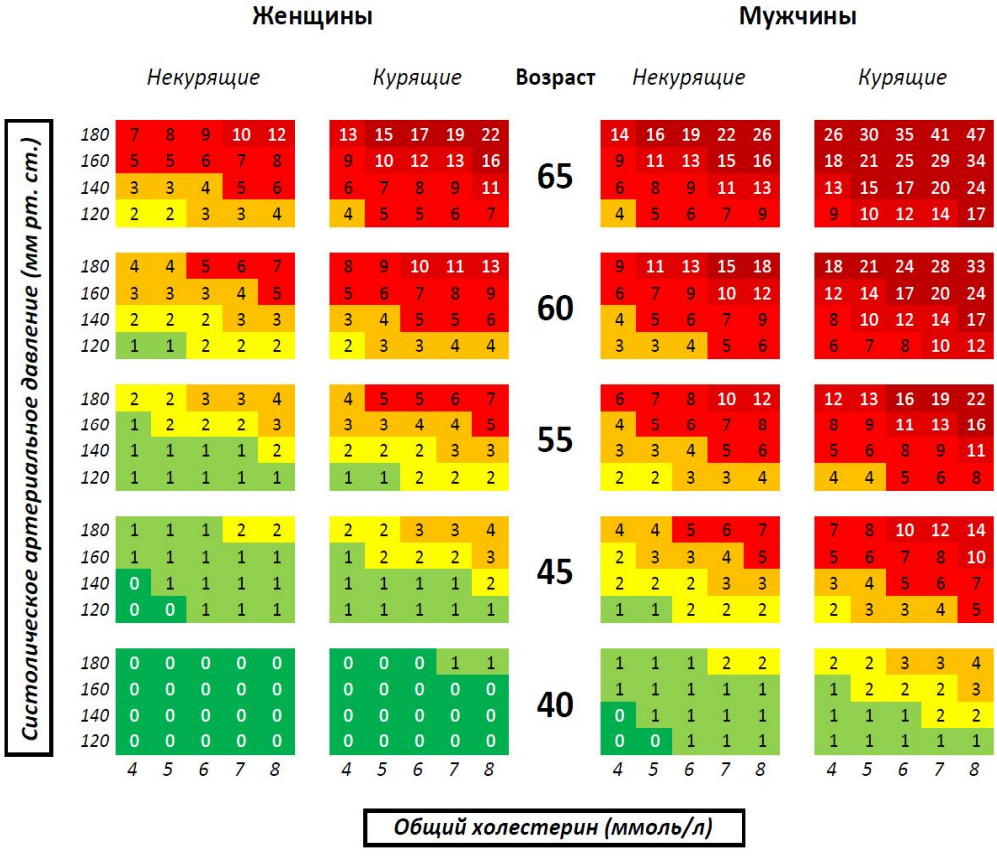

Рисунок 1.13 – Таблица Framingham для определения риска ССЗ

Определение критериев риска необходимо при разработке прибора, определяющего ЖА, так как на анализе данных факторов должен базироваться первый этап диагностики, от которого будет зависеть уровень чувствительности системы, пример скрининг теста приведен в таблице 3.

Скрининг тест пациент должен проходить самостоятельно, либо под контролем врача (анализ параметров, требующих инвазивных вмешательств: определение уровня глюкозы и липидов в крови). После ответов пользователя на предложенные вопросы, системы должна подсчитать суммарное количество баллов, присвоенное каждому вопросу и задать определенный уровень чувствительности. Таким образом, у пациентов с высоким риском развития ССЗ уровень чувствительность должен быть максимально высоким и каждый патологический импульс будет расцениваться как опасное состояние, то есть система принимает неотложное решение об оповещении пользователя и врача.

Таблица 3 – Пример вопросов и их значимости для теста, определяющего чувствительность прибора автоматической диагностики ЖА

Примеры критериев	Варианты ответа	Уровни значимости для каждого ответа
Отягощенный анамнез	да/нет	1/0
Наличие ССЗ либо перенесенные ССЗ	да/нет	2/0
Пол	Ж/М	0/1
Индекс массы тела	<30/>30	0/1
Возраст	до 40/от 40 до 50/ от 50 до 60/ от 60 до 70/ после 70	0/1/2/3/4
Средний уровень систолического АД	<140/>140	0/1
Средний уровень глюкозы в крови	<5,5/>5,5	0/1
Уровень общего холестерина	<6/>6	0/1
ЛПНП	<4/>4	0/1
Наличие вредных привычек (алкоголизм/курение)	да/нет	1/0
Профессиональный риск, эмоциональное напряжение	да/нет	2/0
Интенсивные занятия спортом	да/нет	1/0

Таким образом, 16 баллов будут соответствовать чувствительности 99%, 10 баллов чувствительности в 62%, и возрастанию уровня специфичности. Установление более низкого предела чувствительности грозит, пропуском патологического состояния. В то же время значение данных параметров достаточно сложно стандартизировать и усреднить, так как уровень значимости каждого фактора может различаться для разных людей, соответственно для повышения точности исследований необходима предварительная консультация специалиста и определение индивидуальной нормы.

При наступлении кардиологических катастроф часто девствуют правила «золотой минуты» и «золотого часа», эти образные выражения используются в кардиологии для обозначения исключительной роли времени. Исследования показали, что смертность напрямую зависит от времени госпитализации больного и начала лечения. Однако только 3% больных острым коронарным синдром своевременно поступают в больницу, и только 5% правильно оказывается первая помощь до приезда скорой помощи. В иных случаях больные не замечают симптомов, либо недооценивают их серьезность и пассивно ждут, хотя купирование симптомов медикаментозными препаратами в течения одной минуты после их появления позволяет существенно сократить риск осложнений [7].

Например, при ИМ, одним из проявлений которого на ЭКГ является аритмия желудочков, необратимые изменения в сердечной мышце появляются уже через 30–40 минут, а спустя3–6 часов погибают все клетки миокарда в зоне ишемии.С каждой потерянной минутой все сложнее добиться восстановления сердечной деятельности. Вместе с тем, проведенные впервый час от моментапоявления симптомов медицинские мероприятия у 40% больных позволяют прерватьпроцесс повреждения миокарда, более поздняя терапия, до 6 часов, позволяет сократить зону поражения миокарда – часть клеток погибнет, часть сохранит способностьфункционировать, что существенно снижает летальность. По статистике половина больных сИМпогибает в течение

первого часа от момента появления симптомов, соответственно очень важно быстро сделать правильныедиагностические выводы,выработать и реализовать правильную медицинскую тактику [7].

Таким образом, срочнаядиагностика является определяющим фактором для сохранения жизнеспособности миокарда и спасения жизни больного. Поэтому главная задача стоит в срочном анализе ЭКГи своевременном обращении за медицинской помощью. Особенно важны эти правила для лиц, подверженных повышенному риску развития ССЗ, представителей опасных профессий и спортсменов.

Комплексное решение данной проблемы станет возможным при разработке алгоритма, создании модели автоматической диагностики ЖА и дальнейшем широком внедрении в медицинскую практику телеметрической системы, позволяющей снимать ЭКГ данные в режиме реально времени, проводить автоматический анализ, принимать диагностическое решение, и подавать тревожный сигнал, это позволит существенно сократить инвалидизацию и смертность от ССЗ (рисунок 1.14).

Рисунок 1.14 –Примертелеметрической системы автоматической диагностики ЖА

Исходя из этого, подобное телеметрическое устройство должно обладать следующими функциями:

1) оценка риска развития ССЗ и определение уровня чувствительности системы;

2) запись и анализ ЭКГ в режиме реального времени;

3) классификация патологических комплексов по заданным параметрам;

4) синхронизация с мобильным устройством и службой скорой медицинской помощи, незамедлительное оповещение об угрожающем состоянии владельца устройства и службу скорой медицинской помощи;

5) сохранение патологических моментов в портативной памяти и возможность применения облачных технологий обработки и хранения информации.

Так же необходимо обозначить ряд требований, которым должен соответствовать подобный прибор:

1) точность и достоверность заключений;
2) высокая чувствительность (до 99%) и специфичность;
3) доступность широким слоям населения;
4) портативность и простота и удобство в использовании.

Следовательно, необходимо разработать алгоритм и создать экспериментальную модель диагностики жизнеугрожающих аритмий для подобной диагностической системы. Для этого требуется провести аналитический обзор существующих алгоритмов анализа ЭКС и выявить подход, который обеспечит высокую скорость и точность обработки ЭКС.

2 АНАЛИТИЧЕСКИЙ ОБЗОР АЛГОРИТМОВ И МЕТОДОВ АВТОМАТИЧЕСКОГО АНАЛИЗА ЭКС

2.1 Методы анализа ЭКС

Существует множество подходов к регистрации и анализу ЭКС, на которых базируются различные методики, обладающие своими преимуществами и недостатками. Анализ научно-технической литературы, позволил провести систематизацию методов обнаружения и классификации ЭКСи выделить наиболее перспективные на сегодняшний день. Методы анализа ЭКСможно разделить на две основные группы (рисунок 2.1) [11].

Рисунок 2.1 – Схема систематизации методов распознавания ЭКС

На первом уровне целесообразно выделить две основные группы методов распознавания: методы, использующие исходное описание ЭКС, которое представляет собой вектор дискретных мгновенных отсчетов сигнала; методы, основанные на получении (измерении, вычислении) специальных ИПФ [12].

На втором уровне существующие методы подразделяются на структурные и дискриминаторные[11].

Структурные методы обнаружения кардиоимпульсов (КИ) основаны на хорошо разработанном аппарате математической лингвистики, который базируется на синтезе формальных грамматик и последующем синтаксическом анализе (грамматическом разборе) полученных описаний. Основой структурного анализа служит разбиение (сегментация) ЭКС на мельчайшие элементы, представляющие собой простейшие градации грамматики. 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.) [11]. Сегментированный сигнал подвергается далее грамматическому разбору с использованием алгоритмов, в основу которого положены эмпирические представления о структуре сигнала.

Структурные методы характеризуются наглядностью, удобством для программирования, универсальностью, а также возможностью снижения избыточности информации, описывающей сигнал.

Следует отметить и недостатки, к которым можно отнести высокую сложность, вследствие резкого увеличения количества вариантов перебора по мере уменьшения размера минимальной грамматики, потерю части информации о сигнале при его сегментации, невозможность учета всех встречающихся вариантов структур желудочкового комплекса, вероятность скачкообразного изменения результатов анализа при незначительных случайных отклонениях в форме входного сигнала, а также невозможность сегментации при высоком уровне помех [11].

Существуют два подхода при структурном анализе ЭКС: структурно-лингвистический и структурно-статистический.

Структурно-лингвистический анализ формы ЭКС базируется на правилах разбора последовательностей имен сегментов. Алгоритмы, реализующие этот

подход, сравнительно просты, эффективность распознавания определяется полнотой грамматических правил и пороговых значений, подбираемых опытно-логическим путем, для чего требуется обширный и представительный обучающий материал [13].

Алгоритмы структурно-статистического анализа ЭКС оперируют с априорными и апостериорными вероятностями сочетаний значений различных сегментов. Между признаками объектов и классами, к которым они могут быть отнесены, существуют вероятностные связи, поэтому алгоритмы распознавания целесообразно строить на основе теории статистических решений. Как и при структурно-лингвистическом разборе, здесь могут строиться правила проверок сочетаний одиночных сегментов или их групп. Для построения грамматик также требуется репрезентативный архив, но процесс обучения может быть автоматизирован [11].

Дискриминаторные методы распознавания основываются на количественном описании объектов и применении решающих функций (дискриминанта). На распознаваемом элементе производится измерение характерных его свойств, называемых информативными признаками. Данную группу методов можно подразделить на детерминированные и стохастические.

К детерминированным относятся методы,не учитывающие априорные вероятностные зависимости между признаками обнаруживаемых КИ и классами, к которым их относят [12]. Это методы, использующие конкретные числовые значения признаков элементов ЭКС, которые рассматриваются в качестве координат КИ в пространстве признаков. В качестве таких признаков может применяться либо исходное описание ЭКС. В этом случае каждый КИ описывается вектором признаков, а анализ его формы осуществляется посредством разделения всего пространства признаков на непересекающиеся области. Для этого измеренные значения подставляются в решающие правила (РП), на основании которых с использованием эмпирически подобранных порогов сравниваемые КИ могут быть отнесены либо к одному и тому же

классу, либо к различным классам, если эти импульсы достаточно сильно отличаются по форме[14]. Детерминированные методы включают две большие группы: простые и сложные.

Простые детерминированные методыосновываются на сравнении с амплитудными порогами входного или преобразованного ЭКС (например, продифференцированного, выпрямленного или нелинейно усиленного), которое обычно ограничено по времени длительностью КИ. Пороги могут быть адаптивными к конкретным сигналам или помехам. Критериями обнаружения являются амплитуда, длительность, скорость изменения фронтов КИ [15].

Такие методы отличаются относительной простотой, но обладают невысокой устойчивостью к помехам, особенно к миографическим и стимулирующим импульсам, и к изменчивости КИ, так как не учитывают их структуру. Минусом является то, что при превышении амплитуды сигнала помехой, при любых усовершенствованиях, в рамках этих методов эффективного обнаружения КИ добиться невозможно[11].

Сложные детерминированные методы основываются на суммировании (часто весовом) дискретных отсчетов сигнала за определенные интервалы времени, поэтому их можно назвать интегральными, суммирующими или накопительными методами. К ним относятся: методы на основе разложения по различным опорным базисам (разложения в ряды, корреляционный анализ, секвентный анализ,W-анализ) и методы ЦФ [12].

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 [13]. Перспективным является применение многомасштабного волнового преобразования (wavelet-преобразования),позволяющего идентифицировать

локальные АВП сигналов на фоне интенсивных помех, для задач распознавания ЭКС, позволяющих выявить локальные АВП сигналов сложной формы. Волновое преобразование обладает большой помехоустойчивостью, но требует больших вычислительных мощностей (не менее 500 000 умножений в секунду). 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[16].

Недостатком всех методов распознавания на основе вычисления коэффициентов разложения по различным базисам является прямая зависимость коэффициентов разложений от амплитудных значений исследуемого сигнала, то есть отсутствие робастности, так как любые изменения амплитуды исследуемого сигнала прямым весом входят в результирующие коэффициенты разложений. Кроме того, при W-анализе не учитывается полярность КИ [11].

При корреляционном анализе между исследуемым ЭКС (массивом его дискретных отсчетов) и одним или несколькими опорными КИ вычисляют взаимокорреляционную функцию. В качестве опорных применяют усредненные модели различных видов ранее обнаруженных импульсов или заранее определенные «типовые» комплексы. Обнаружение КИ осуществляется по превышению полученной функцией взаимной корреляции заданного порога, что свидетельствует о высокой степени линейной зависимости анализируемого фрагмента ЭКС и соответствующего образца [12].

Такой метод имеет хорошее качество обнаружения КИ даже в условиях значительных помех[11]. Кроме того, одновременно с обнаружением КИ при этом решается и задача распознавания. Данный метод позволяет адаптироваться к форме сигнала каждого конкретного пациента.

Однако реализация корреляционных методов в системах оперативной обработки ЭКС связана с высокими требованиями к производительности

используемого процессора. Кроме того, возникает проблема надежного определения опорной точки каждого КИ, служащей для точного совмещения импульсов при вычислении коэффициента взаимной корреляции. В связи с этим часто используются упрощенные методы получения оценок взаимной корреляционной функции, хотя результаты анализа в таких случаях оказываются несколько ниже [16].

Подход, основанный на использовании ЦФ, для распознавания КИ может рассматриваться как один из вариантов упрощенной реализации корреляционных методов, метод позволяет совместить процессы обнаружения и распознавания КИ, при этом процедура распознавания распадается на два взаимосвязанных этапа. Сначала сигнал пропускается через ЦФ с частотной характеристикой, соответствующей спектру КИ, полученному усреднением спектральных оценок комплексов различных морфологий. Это адекватно вычислению взаимной корреляционной функции между сигналом и некоторым «типовым» желудочковым комплексом, форма которого соответствует импульсной характеристике применяемого ЦФ. На следующем этапе анализа по алгоритму, основанному на пороговых правилах, предварительно обнаруживается КИ и определяется его опорная точка, которая служит для совмещения во времени текущего комплекса с усреднёнными образцами ранее найденных комплексов, относящихся к различным классам формы. Вычисляются коэффициенты взаимной корреляции между обнаруженным комплексом и всеми имеющимися образцами. На основании полученных результатов анализируемый комплекс относится к одному из ранее существовавших классов, считается первым представителем нового класса формы или отбраковывается как артефакт[11].

Плюс данной методики заключается в качестве обнаружения QRSкомплекса при ограниченной производительности широко распространенных микропроцессоров. Сравнительная вычислительная простота описанного метода объясняется тем, что при этом обычно используются легко

реализуемые ЦФ, а вычисление выполняется для каждого образца в одной точке, вычисляется не функция, а коэффициент взаимной корреляции. Однако эффективность применения этих методов при непредсказуемо изменяющихся формах КИ и перекрытии спектров сигнала и помехи вызывает сомнения.[11].

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 [12]. Эти методы обнаружения базируются на проверке статистических гипотез в виде формулы:

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

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

При проверке статистических гипотез, относящихся к задачам обнаружения, существует два класса задач: параметрические и непараметрические. Различие между этими классами определяется функциями распределения результатов наблюдения. Гипотезы называют параметрическими, если они относятся к конечному числу констант, определяющих распределение. Например, нормальное распределение обычно характеризуется математическим ожиданием и дисперсией. Во всех случаях, когда законы распределения данных известны, используются параметрические гипотезы. Гипотезы, которые невозможно охарактеризовать конечным числом параметров (закон распределения данных неизвестен), называют непараметрическими [13].

Алгоритмы, используемые для проверки гипотез соответствующего класса, можно также разделить на параметрические и непараметрические.

Параметрические алгоритмы обнаружения сигналов основываются на предположении, что статистика результатов имеет распределения, принадлежащие какому-то определенному семействунормальному, рэлеевскому, показательному. Чаще всего параметрические алгоритмы обнаружения сигналов используют при нормальном распределении результатов наблюдений [17].

Непараметрические алгоритмы для обнаружения сигналов используют не значения наблюдаемых величин, а ту или иную форму их упорядоченности, закономерности результатов наблюдений и при этом заданы самые общие отличия между ситуациями наличия и отсутствия сигнала [17].

Именно так характеризуется процесс исследования ЭКС, поэтому эффективным решением задачи обнаружения КИ 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 КС, на котором заведомо не содержится КИ (несколько миллисекунд сразу после Тзубца). При обнаружении КИ в данной ситуации необходимо также учитывать априорную информацию о свойствах полезного сигнала. Для обнаружения КИ в таких ситуациях не подходят методы, основанные на поиске сходства с опорным КИ, так как понятие обобщенной модели неприменимо, кроме того, нельзя использовать ни предыдущий, ни среднестатистический КИ. Поэтому наиболее эффективными в этих условиях являются ранговые алгоритмы с адаптацией к текущей помехе [11].

Более простые и быстрые методы распознавания используют ИПФ. На рисунке 2.2 приведена систематизация методов выбора ИПФ КИ, являющихся определяющими при различных методах распознавания [17].

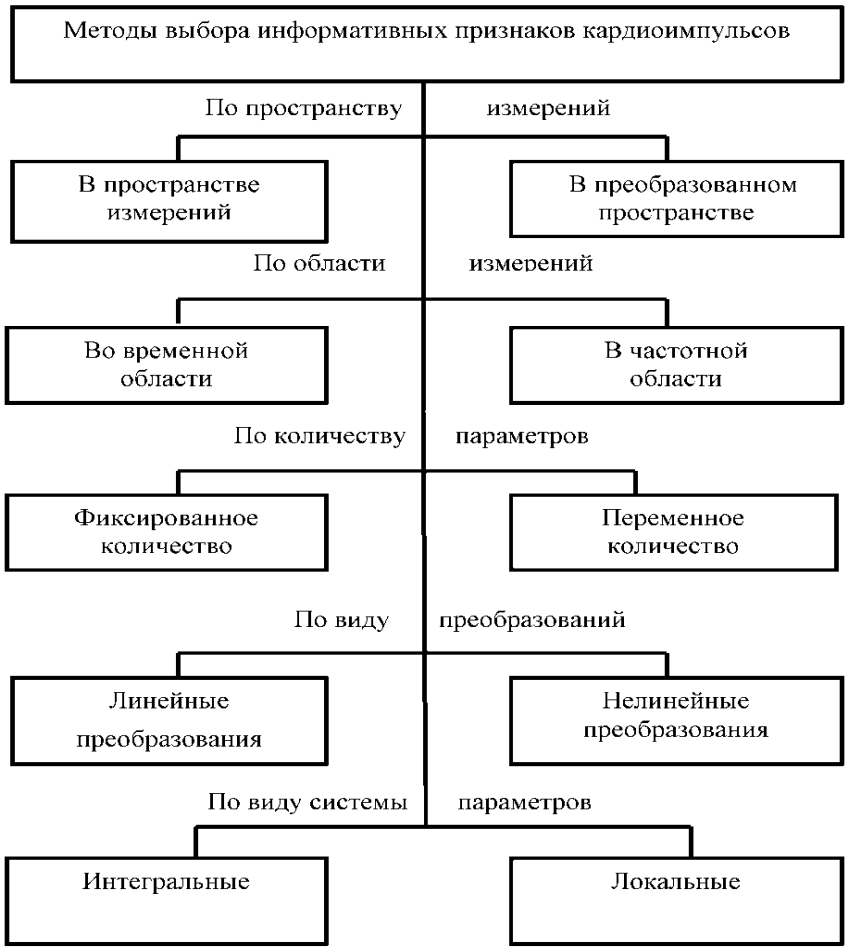

Рисунок 2.2 – Схема систематизации методов выбора информативных признаков КИ

Выбор информативных признаков при распознавании является сложной проблемой, при этом задачей выбора признаков является не только уменьшение размерности вектора, представляющего распознаваемый сигнал, но и обеспечение высокой надежности правильного распознавания, что достигается устранением избыточной информации [18]. 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 (ИПФ) КИ определяются (измеряются или

вычисляются) либо во временной, либо в частотной областях, а их количество может быть как фиксированным, так и переменным (например, при последовательном анализе)[11].

Достаточно часто в качестве ИПФ используют результаты измерения различных параметров сигналов. Применяются как локальные параметры, характеризующие сигнал в определенные моменты времени или на определенных уровнях, так и интегральные параметры, характеризующие сигнал в целом [13].

ИПФ, полученные на основе измерения АВП, представляют собой массив результатов измерения (контроля) амплитуд и длительностей исходного или преобразованного ЭКС (например, продифференцированного, выпрямленного или нелинейно усиленного). Методы распознавания на основе измерения АВП ЭКС достаточно просты в реализации, но обладают невысокой устойчивостью к помехам и к изменчивости КИ, т.к. не учитывают их структуру. Для повышения достоверности распознавания требуется введение адаптивных комплексных порогов, что усложняет техническую реализацию. При высоком уровне помех, любые усовершенствования, в рамках метода не обеспечивают эффективного распознавания КИ [11].

Использование интегральных параметров в качестве ИПФ 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 [11].

Заслуживает интерес применение усреднения повторяющихся сигналов (когерентное накопление) при обработке ЭКС [12]. 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 КИ. Однако, при создании современных портативныхкардиосистем, работающих в режиме реального времени, необходимы простые, быстрые и надежные алгоритмы распознавания КИ, основанные на упрощенном непротиворечивом описании. Изучение известных алгоритмов распознавания элементов ЭКС, позволило сделать вывод о целесообразности использования понятия опорных структур с отношениями при разработке формального описания формы КИ. ЭКС обладает характерной структурой, которая подчиняется вполне определенным правилам. Исходя из этого, структурные методы распознавания и методы распознавания по ИПФ достаточно широко применяются при автоматической обработке ЭКС и позволяют эффективно решить задачу анализа формы КИ.

2.2 Этапы автоматической обработки и анализа ЭКС

Целью автоматической обработки ЭКС является принятие диагностических решений о ситуациях, характеризующих патологические диагностические факты сердечной деятельности. Основными этапами обработки ЭКС являются:

1) усиление и фильтрация ЭКС (предварительная обработка);
2) обнаружение КИ на фоне помех;
3) анализ формы КИ и измерение АВП сигнала;
4) классификация КИ ЭКС (отнесение КИ к нормальному или патологическому;
5) анализ периодичности следования обнаруженных КИ (анализ сердечного ритма);
6) принятие диагностических решений.

В настоящее время сигнал после предварительной обработки подвергается аналогово-цифровому преобразованию, и все последующие операции выполняются методами цифровой обработки сигналов при помощи процессорных средств [17].

Обнаружение информативных КИ в условиях интенсивных помех и индивидуальной изменчивости формы самих КИ является наиболее сложной проблемой, которая заключается в установление факта наличия КИ на исследуемом участке сигнала, который может быть либо только помехой, либо комбинацией полезного сигнала и помехи. Эта задача возникает при длительном исследовании в режиме двигательной активности ЭКС пациентов с нарушениями сердечного ритма, при кардиостимуляции, при передаче ЭКС по различным каналам связи[17].В этом случае анализируемый сигнал содержит нестационарные помехи, различные по своему происхождению, интенсивности, спектральному составу и функциям распределения. В процессе исследования могут меняться также свойства полезного сигнала, причем изменяются не только временные интервалы между соседними КИ и амплитуда КИ (за счет длительного исследования ЭКС), но и их форма. При патологиях функционирования сердца, приводящих к изменению формы КИ (например, при политопных ЖЭ), а также при физической нагрузке (связанной с увеличением ЧСС) спектры сигнала и помех, к которым можно отнести также неинформативные части ЭКС, миографические и стимулирующие импульсы, перекрываются. Кроме того, при двигательной активности появляются и другие затрудняющие исследования факторы: высокий уровень миосигналов, промышленные и бытовые помехи (от работающей радиоаппаратуры, бытовых электроприборов, лифтов, транспортных средств). Учитывая вышесказанное, процедура фильтрации ЭКС имеет большое значение для работы алгоритмов исследования ЭКС в целом. Информация, полученная на этапе обнаружения КИ, необходима для анализа ритма сердца, для измерения АВП сигнала [17].

В большинстве случаев обнаружение КИна фоне помех и анализ их формы решаются одновременно, при этом обнаружение является либо составной частью (этапом), либо частным случаем задачи распознавания элементов ЭКС.

Наиболее информативными комплексными параметрами ЭКС, позволяющими выявлять сердечные аритмии с помощью автоматизированных средств, являются форма и периодичность информативных КИ ЭКС. Наиболее информативные АВП ЭКС в норме имеют следующие значения: импульс P (амплитуда $U_p \leq 0{,}25$ мВ;длительность $T_p = 0{,}1$ с); импульс R(амплитуда $U_R = 0{,}5–2{,}5$ мВ; длительность $T_R = 0{,}05–0{,}1$ с);импульс сложной формы QRS (амплитуда $U_{QRS} \leq 2{,}5$ мВ; длительность $T_{QRS} \leq 0{,}1$ с);интервал RR (длительность $T_{RR} = 0{,}7–1$ с). Наиболее информативным импульсом является QRS комплекс [4].

При автоматической обработке ЭКС большое значение имеет анализ формы КИ, позволяющее обнаружить и разделить на классы патологические комплексы, имеющие форму, отличную от нормальной. В реальных условиях решение задачи распознавания элементов ЭКС представляет серьезную проблему, т.к. при непрерывном исследовании сигнала форма даже непатологических КИ зависит от индивидуальных особенностей человека, расположения электродов, и может существенно меняться во времени за счет изменения свойств системы. Для решения этой проблемы используют методы распознавания образов, которые применительно к анализу формы КИ представляют собой преобразование информации о свойствах сигнала с целью получения заключения о том, к какому классу принадлежит распознаваемый элемент. При этом классом является совокупность элементов, обладающих близкими свойствами[18].

Кроме анализа формы КИ некоторые алгоритмы распознавания позволяют определить характерные точки КИ (точки начала и конца, опорные точки, служащие для измерения кардиоинтервалов, границы сегментов), что позволяет анализировать сердечный ритм. Задачей анализа сердечного ритма является распознавание аритмий – сложных явлений электрической дестабилизации в сердце, при которых могут происходить как нарушения электрических связей между отделами сердца, так и появление новых паразитных источников возбуждения [16].

Для дальнейшего распознавания сердечных аритмий, и принятия диагностического решения, необходимо классифицировать КИ, для этого используются РП, состоящие из условий, накладываемых на последовательность интервалов и форму КИ. При принятии диагностического решения, распознавание формы ЭКС заключается в том, чтобы на основании сопоставления апостериорной информации относительно каждого элемента с априорным описанием классов принять решение о принадлежности КИ к одному из классов. Геометрической интерпретацией РП являются решающие границы в пространстве признаков. При определении РП для распознавания КИ в зависимости от объема исходной априорной информации рассматриваются следующие ситуации [18].

Исходной информации достаточно для того, чтобы путем ее анализа и непосредственной обработки определить РП. В этом случае реализуется процедура распознавания без обучения. Априорный словарь признаков известен. Алфавит классов задан заранее, на основании исследования и выбора характерных, наиболее часто встречающихся конфигураций.

При недостаточном количестве исходной информации для нахождения РП на основе ее непосредственной обработки реализуется процедура обучения. Алфавит классов КИ и словарь признаков в этом случае известны. Словарь признаков известен, но неизвестен алфавит классов. При этом определен некоторый набор правил, в соответствии с которыми на основании процедуры самообучения находится искомый алфавит классов по результатам исследования обучающей выборки. Затем определяются РП.

Таким образом, в подобных алгоритмах анализа ЭКС диагностическое решение принимается на основании принадлежности формы КС к определенному классу, а так же сердечного ритма, данные параметры являются наиболее информативными и постоянными, поэтому являются наиболее перспективными при разработке современных алгоритмов автоматической диагностики ЖА.

2.3 Подходы к исследованию ЭКС

Существуют два подхода к исследованию ЭКС. Применительно к распознаванию ЭКС, при первом подходе, решение о принадлежности распознаваемого КИ к соответствующему классу, принимается после измерения всей совокупности признаков этого импульса. Однако возможен и другой подход: после измерения каждого очередного признака запускается процедура распознавания на основе данных об измеренных к текущему моменту признаках неизвестного КИ. При этом в зависимости от результатов сравнения полученного решения с некоторыми установленными заранее границами либо измеряется очередной (следующий) признак КИ, либо прекращается дальнейшее накопление информации о нем. Такая процедура распознавания, называемая последовательной, основана на положениях одного из разделов статистики – последовательного анализа [12].

Последовательная процедура распознавания заключается в следующем. Пусть множество КИ подразделено на классы Ω_1и Ω_2, рабочий словарь содержит признаки $x_1, \ldots, x_N$ и функции условной плотности распределения вероятностей будут $f_i(x_1); f_i(x_1, x_2); \ldots ; f_i(x_1, \ldots, x_N), i=1, 2 \ldots n.$

Допустим, что проведена серия, состоящая из n экспериментов, в результате которых определены признаки $x_1, \ldots, x_n$ $(n<N)$. Сопоставим отношения n-мерных функций условных плотностей распределения вероятностей по формуле:

$$\lambda_n = f_1(x_1, \ldots, x_n) / f_2(x_1, \ldots, x_n); \quad (2.2)$$

где: f_1, f_2 – функций распределения вероятностей с величинами А и В.

При этом, если $\lambda_n \leq$ А, то проведение экспериментов прекращается и принимается решение о том, что $\omega \in \Omega_1$, если $\lambda_n \leq$ В, то проведение экспериментов также прекращается и принимает решение о том, что $\omega \in \Omega_2$;

если B $<\lambda_n<$ A, то выполняется следующий эксперимент и определяется очередной *(n+1)*-й признак распознаваемого КИ [11].

ПостоянныеA и B, называемые верхними и нижними порогами, могут быть определены, исходя из заданных допустимых значений ошибок первого и второго рода по формулам:

$$A \leq [(1-\alpha)/\beta]; \tag{2.3}$$

$$B \geq [(\alpha/(1-\beta)]; \tag{2.4}$$

где: α – ошибка первого рода*;*

β – ошибка второго рода.

Последовательное и многократное решение задачи распознавания с использованием на каждом шаге все возрастающего числа измеренных признаков особенно целесообразно в ситуациях, когда распознаванию сопутствует безотлагательное выполнение тех или иных действий, что имеет место при диагностике ССЗ [11].

Необходимо отметить, что ни одна из рассмотренных методик распознавания, взятая в отдельности, не отвечает требованиям обработки ЭКС в реальном времени при воздействии интенсивных помех. Поэтому при разработке новых целесообразно применять сочетания различных известных методов. Кроме того, необходимо учитывать, что наиболее помехоустойчивыми являются интегральные методы, основанные на суммировании отсчетов сигнала [11].

Первым этапом при создании новых методов и алгоритмов распознавания ЭКС является создание формализованного описания КИ и разработка их опорных структур.

Описанные особенности ЭКС обуславливают неточности и неопределенности, которые не всегда могут быть интерпретированы в вероятностных терминах. Кроме того, существуют объективные и субъективные факторы, которые определяют нечеткость границ классов, размытых по своей природе. Такая нечеткость обусловлена тем, что переход от принадлежности к непринадлежности элементов к конкретному классу является не скачкообразным, а плавным и постепенным.

Таким образом, мы имеем нечеткое представление, как исходных данных, так и диагностических классов. В подобных ситуациях традиционные количественные методы, используемые при автоматическом анализе ЭКС, являются недостаточно эффективными. Один из способов повышения эффективности такого анализа состоит в использовании нечетких понятий, проведении операций с использованием нечетких логических правил и в получении на их основе нечетких выводов, на базе которых формируются алгоритмы принятия диагностических решений. При этом целесообразно использовать математическую теорию нечеткой логики и нечетких множеств, основные идеи которой были предложены Лотфи Заде почти 50 лет назад.

3 РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ

3.1 Описание алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий

Алгоритм работы устройства автоматического распознавания ЖА должен содержать следующие этапы.

1. Установка индивидуальных параметров пациента.
2. Регистрация ЭКС.
3. Анализ ЭКС по текущему и среднему значению R–R интервала и формеQRS комплексов.
4. Выявление ЖА и принятия неотложного решения.
5. Оповещение об угрожающем состоянии пациента и врача.
6. Сохранение параметров патологического момента в памяти.

Основной задачей при разработке устройства автоматической диагностики ЖАявляется реализация программного обеспечения для автоматического выявления ЖА и принятия диагностического решения.

При создании алгоритма выявления жизнеугрожающих аритмий предложено выбирать параметры ЭКС, которые имеют максимальную надежность измерений в условиях свободной активности, то есть при возникновении помех различного вида. К таким параметрам рекомендуют отнести относительную длительность кардиоциклови форму QRS комплекса.

Был определен подход к анализу формы QRS комплекса ЭКС с дальнейшим выявлением жизнеугрожающих аритмий, заключающийся в том, что элементы перепадов являются мельчайшими обнаруживаемыми фрагментами КИ и представляют собой линейно аппроксимируемые участки сигнала, из которых составляется последовательная кодовая цепочка. В математическом смысле ЭКС представленбинарноквантованным дискретным приращением. Такой фрагмент ЭКС предложено назвать «склоном». В

соответствии с традиционной медицинской классификацией, КИ могут состоять из склонов в количестве от 2 до 5. Склоны могут быть положительными и отрицательными, а также иметь различную длительность (протяженность)[3], формы QRS комплексов представлены на рисунке 3.1.

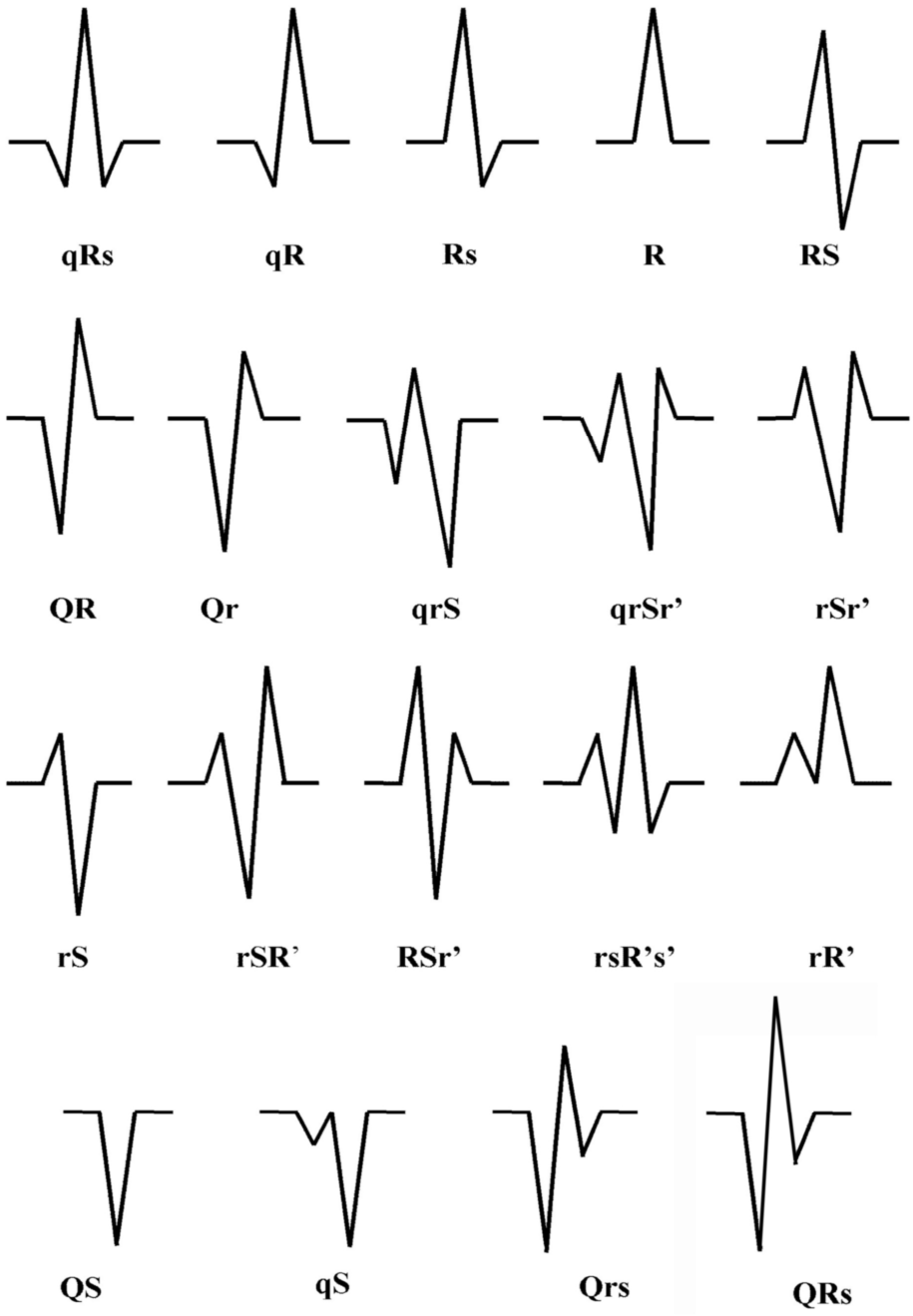

Рисунок 3.1 – Различные формы QRS комплексов ЭКС

Анализ ЭКС сводится к последовательному обнаружению склонов, определению их знака и длительности, и составлению из них кодовой цепочки, соответствующей КИ определенной формы. Кодовая цепочка представляет комплекс QRSцифровом виде. Данные о целом ЭКС есть не что иное, как последовательность кодовых цепочек, которые сгруппированы в массив.

В портативном устройстве заранее имеется информация о репрезентативном QRS комплексе представленная в виде кодовой цепочки. Данные о репрезентативном комплексе обработаны врачом – кардиологом и занесены в память устройства. Массив данных, полученный при обработке ЭКС, далее будет сравниваться с репрезентативным QRS комплексом в числовом виде. По полученному результату в зависимости от диапазона числа принимается решение о наличии или отсутствии патологии.

Под репрезентативным комплексом понимается усредненный или наиболее типичный из всех найденных комплексов во всей записи ЭКГ [16].

Существует несколько подходов для получения репрезентативного ЭКС.

1. Использование зарегистрированногокардиоцикла без обработок. Плюсом данного метода является наблюдение реального ЭКС и упрощенность получения данных, но данный фрагмент является лишь одной из возможных реализаций электрической работы сердца с наложенными на неё помехами.

2. Нахождение среднего кардиоцикла по несколькимкардиоциклам, синхронизированным относительно R зубца. Выигрышность данного подхода в подавлении случайных изменений ЭКС и выделении только типовой структуры, но аритмичные и артефактныекардиоциклы могут значительно искажать усредненныйкардиоцикл.

3. Удаление аритмичных (нетипичных) кардиоциклов перед процессом усреднения. Для этого исходный сигнал подвергается обработке специальными методами, что может вносить искажения [16].

Наиболее точные результаты дает использование усредненного реального кардиоцикла с последующей обработкой.

Описанные выше принципы были положены в основу разработки алгоритма обнаружения ЖА для системы ЭКГ диагностики критических состояний (рисунок 3.2)

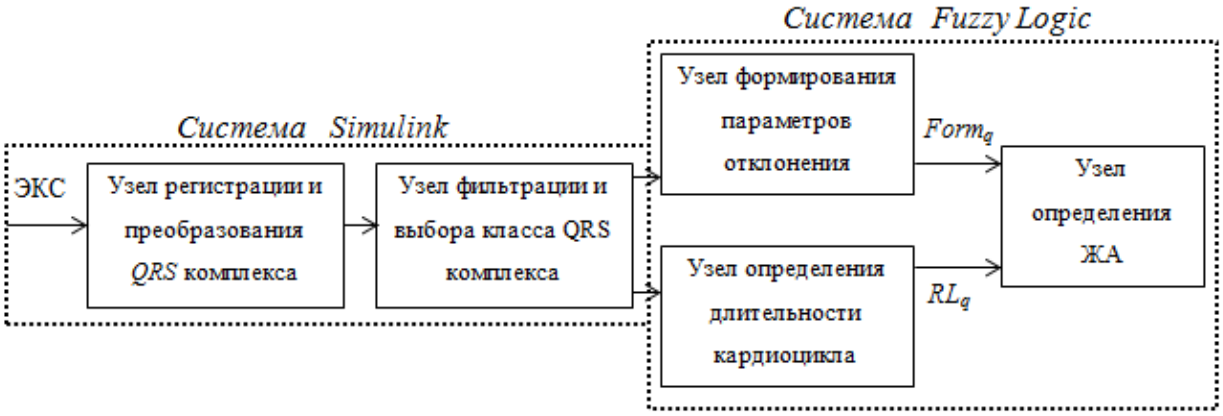

Рисунок 3.2 – Структура, иллюстрирующая алгоритм определения желудочковых аритмий

Таким образом, алгоритм обнаружения ЖА сводится к следующим этапам.

1. ЭКС регистрируется, преобразуется в цифровую форму и фильтруется.

2. Для выделения ИПФ необходимы следующие этапы:

– определение наличия в сигнале склона QRS комплекса;

– определение направления склона, вычисление длин элементарных участков;

– подсчет длины склона путем суммирования длин элементарных участков.

3. Полученные значения длины склона QRS комплекса сохраняются в массив, после этого осуществляется повтор предыдущих этапов обработки для других склонов QRS комплекса. После окончания QRS комплекса цикл обработки сигнал повторяется для следующего комплекса. Все полученные данные сохраняются и применяются для вычисления отклонения, дальнейшего

распознавания патологий и принятия решения с применением аппарата нечеткой логики.

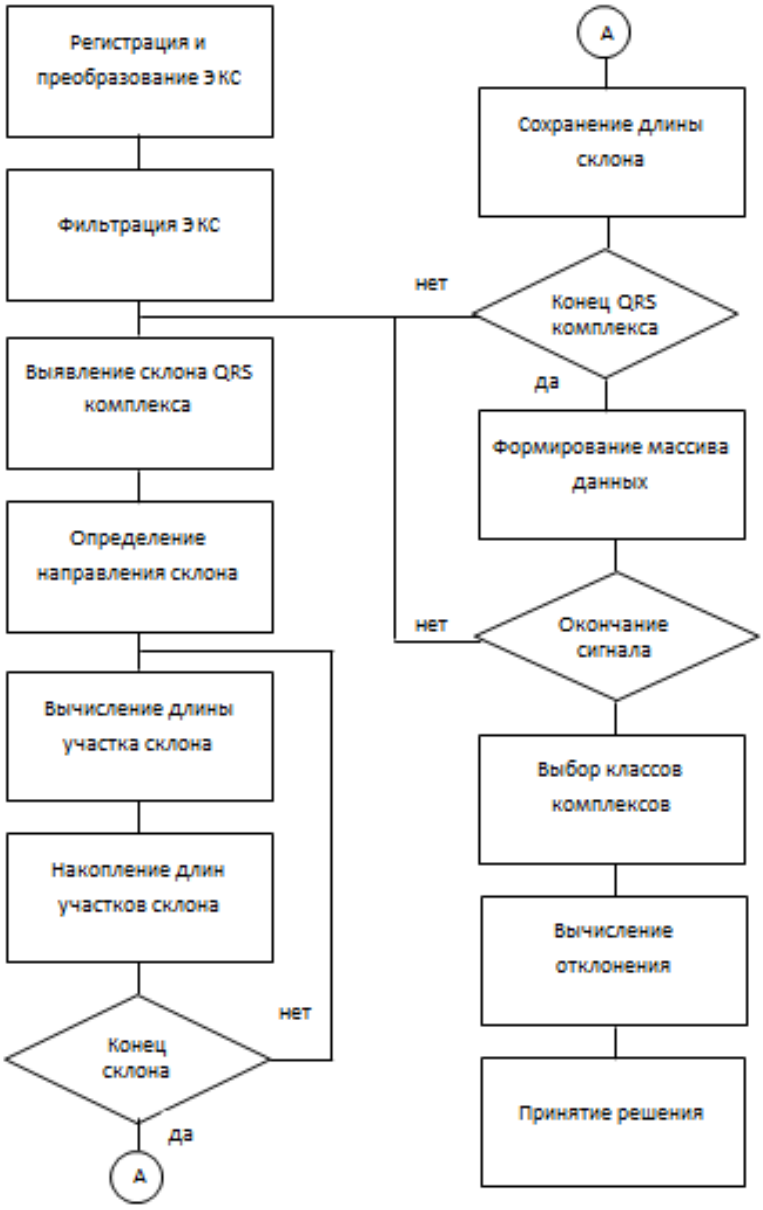

Рисунок 3.3 – Алгоритм выявления ЖА

В результате был разработан алгоритм автоматической диагностики ЖА, ранние этапы которого формируют исходные данные для последующих этапов. Используемый алгоритм определения жизнеугрожающих аритмий представлен на рисунке 3.3.

3.2 Возможность реализации алгоритма автоматической диагностики желудочковых аритмий с применением нечеткой логики в средеMatlab

Реализация созданного алгоритма возможна с помощью программирования по средствам нечеткой логики. Нечеткая логика (fuzzylogic) – это математическая наука, служащая расширением классической логики и основанная на концепции частичной правды. Нечеткие числа, получаемые в результате, “не вполне точных измерений”, во многом аналогичны распределениям теории вероятностей, но свободны от их недостатков. В пределе возрастания точности нечеткая логика приходит к стандартной, булевой. В нечеткой логике вводится понятие лингвистической переменной, значениями которой являются не числа, а слова естественного языка, называемые термами [19].

К нечетким множествам можно применять следующие операции: объединение, пересечение, дополнение, концентрация, размывание. Под фаззификацией понимается сопоставление множества значений x ее функции принадлежности *M(x)*, перевод значений x в нечеткий формат. Дефаззификация – это процесс, обратный фаззификации [20].

Основой для проведения операции нечеткого логического вывода является база правил, содержащая нечеткие высказывания в форме «Если-то» и функции принадлежности для соответствующих лингвистических термов. При этом должны соблюдаться следующие условия:

1) существует хотя бы одно правило для каждого лингвистического терма выходной переменной;

2) для любого терма входной переменной имеется хотя бы одно правило, в котором этот терм используется в качестве предпосылки.

Принадлежность каждого точного значения к одному из термов лингвистической переменной определяется посредством функции принадлежности. Ее вид может быть абсолютно произвольным, те не менее существуют стандартные функции принадлежности (рисунок 3.4) [20].

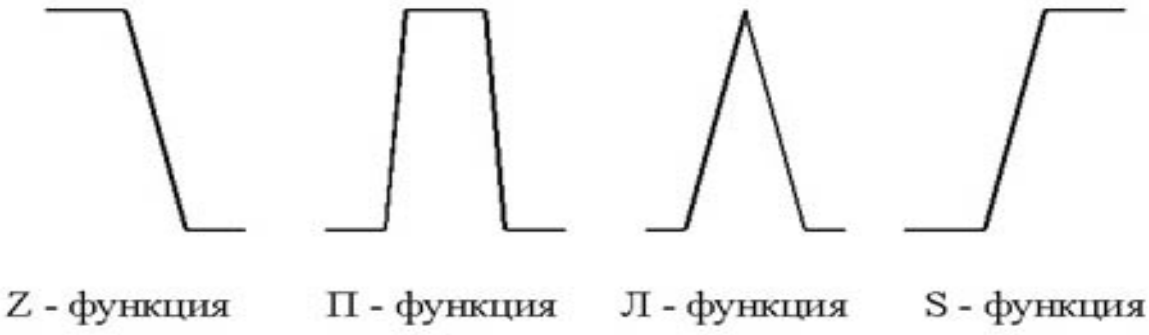

Рисунок 3.4 – Стандартные функции принадлежности

В общем случае механизм логического вывода включает четыре этапа: введение нечеткости (фазификация), нечеткий вывод, композиция и приведение к четкости, или дефазификация (рисунок 3.5) [20].

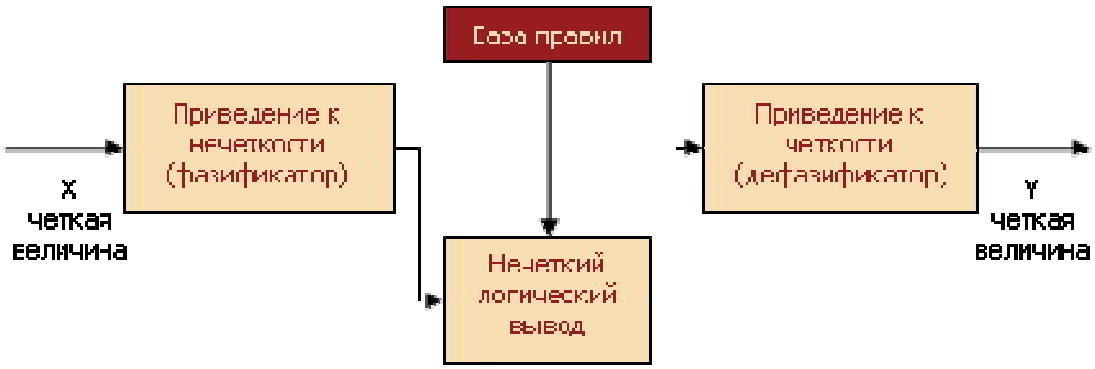

Рисунок 3.5 – Модель нечеткого логического вывода

На вход системы (модель) нечеткого вывода (СНВ) поступает информация о реальных значениях (четких) входных переменных, на выходе формируются реальные четкие сигналы процесса управления [21].

Основными этапами нечеткого вывода являются:

1) формирование базы правил нечеткого вывода;
2) фаззификация входных переменных;
3) агрегатированиеподусловий;

4) активизация подзаключений;

5) аккумулирование заключений;

6) дефаззификация.

Таким образом, алгоритм формализации задачи в терминах нечеткой логики содержит следующие обязательные этапы.

После формирования базы правил нечеткого вывода необходимо для каждого из термов взятой лингвистической переменной найти числовое значение или диапазон таковых значений, наилучшим способом характеризующих данный терм. Так как это значение либо значения являются «прототипом» данного терма, то для них выбирается единичное значение функции принадлежности. После определения значений с единичной принадлежностью нужно определить значение параметров с принадлежностью ноль для данного терма, оно выбирается как значение с принадлежностью единица к другому терму из числа выделенных ранее. После определения экстремальных значений нужно определить промежуточные значения. Для них выбираются П- или Л-функции принадлежности. Для значений, соответствующих экстремальным значениям параметра, выбираются S- или Z-функции принадлежности [22].

Агрегатированиеподусловий представляет собой процедуру определения степени истинности условий по каждому из правил СНВ.

Активизация подзаключений представляет собой процедуру нахождения степени истинности каждого из подзаключений правил нечеткой продукции.

Аккумулирование заключений в СНВ представляет собой процесс нахождения функции принадлежности для каждой из выходных лингвистических переменных.

На этапе дефаззификации осуществляется переход от нечетких значений величин к определенным четким физическим параметрам, которые могут служить командами исполнительному устройству [22].

Рассмотренные этапы нечеткого вывода могут быть реализованы различным образом, поскольку включают в себя отдельные параметры, которые должны быть фиксированы или специфицированы. Выбор конкретных вариантов параметров для каждого из этапов определяет алгоритм, реализующий нечеткий вывод.

Таким образом, преимуществами нечетких систем по сравнению страдиционными являются: лучшая помехозащищенность, быстродействие и точность за счет более адекватного описания реальных условий, в которых они функционируют. Единственной сложностью в реализации продукционных систем остается то, что для их функционирования требуется наличие полной информации о системе.

Наиболее мощным и универсальным средством компьютерной математики, в котором реализована технология нечеткого моделирования, является средаMatlab, в которой была создана и протестирована модель алгоритма автоматической диагностики ЖА [20].

Пакет расширения MatlabFuzzyLogicToolbox, содержащий инструменты для проектирования систем нечеткой логики – одно из самых эффективных программных средств нечеткого моделирования. Задав входные и выходные логические переменные, построив функции принадлежности и определив ряд правил, можно создать достаточно достоверную модель для анализа ЭКС, с возможностью интегрирования в Simulink. В пакете FuzzyLogicToolbox гибридные сети реализованы в форме так называемой адаптивной CHBANFIS, представляющей CHBFIS типа Мамдани нулевого или первого порядка, в которой каждое из правил нечетких продукций имеет постоянный вес, равный 1. В средеMatlab пользователь имеет возможность редактировать и настраивать гибридные сети ANFIS аналогично CHB [20]. С помощью пакета Simulinkвозможноразработать графическую модель алгоритма автоматической диагностики ЖА.

4 РАЗРАБОТКА МОДЕЛИ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ В СРЕДЕ MATLAB

4.1 Подготовка и фильтрация ЭКС

Для корректной обработки ЭКС существует необходимость представления всех сигналов по системе единых правил и единиц измерений. Данная проблема является очень актуальной и во многом облегчает обработку ЭКС, получения результатов и их применения при дальнейшем исследовании.

При снятии ЭКС и записи его на ленту используются стандартные параметры. Так, при скорости движения ленты 50 мм/с, каждый миллиметр соответствует 0,02 с, каждые 5 мм – 0,1 с, 10 мм – 0,2 спо оси абсцисс и 0,2 мВ по оси ординат [4]. Данное соотношение координатных осей позволяет получить сигнал в цифровой форме с определенным временным интервалом и значениями напряжений.

Таким образом, чтобы получить единую форму оцифровки на каждый миллиметр по оси абсцисс приходится 80 отсчетов дискретного сигнала, то есть частота дискретизации сигнала составляет 500 отсчетов в секунду (0,5 КГц). На 10 миллиметров по оси ординат приходится 0,2 единицы цифрового сигнала, то есть единицей цифрового сигнала является 1 мВ.

Процесс автоматической обработки сигнала включает в себя все этапы, начиная с предварительного исследования полученного сигнала до конечного анализа результатов обработки биоэлектрического сигнала. В большинстве случаев обнаружение КИ на фоне помех и анализ их формы решаются одновременно, при этом обнаружение является либо составной частью (этапом), либо частным случаем задачи распознавания элементов ЭКС. Важным этапом является фильтрация сигнала, позволяющая выделить информативную часть, отфильтровав помехи.

Для исследования использовался короткий тестовый сигнал, созданный искусственно, не содержащий помех, представленный на рисунке 4.1.

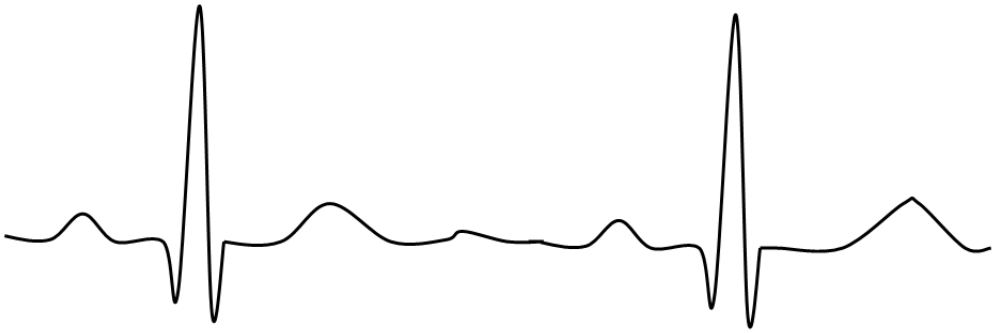

Рисунок 4.1 – ЭКС без помех

С помощью среды математического моделирования Matlab можно осуществить процедуру ЦФ сигнала [22]. Для данной реализации и получения наглядных результатов на выходе фильтра, на идеальный сигнал накладывается шум, полученный суммированием синусоидального сигнала частотой 100 Гц и случайного шума, имеющего равномерный закон распределения. Результат суммирования идеального сигнала и шума представлен на рисунке 4.2.

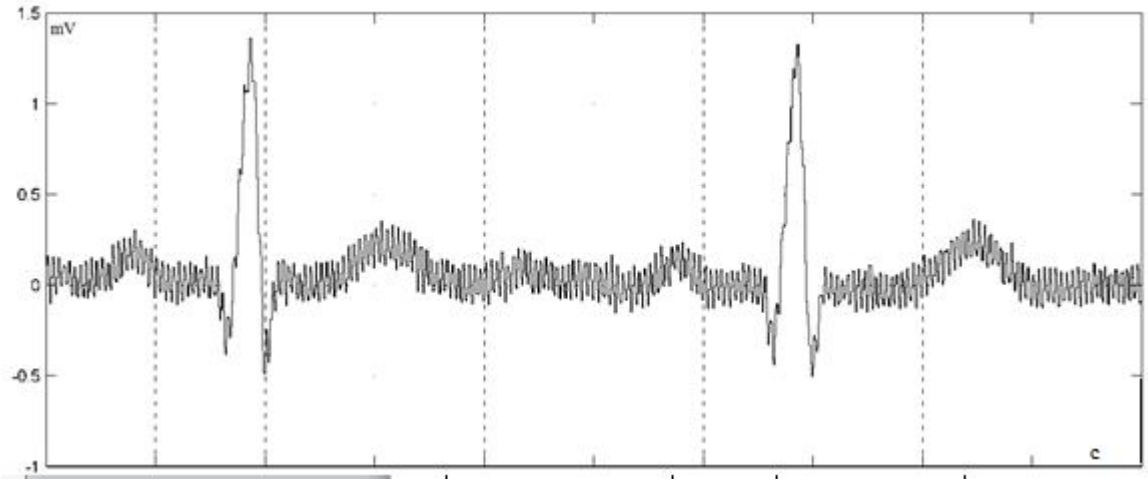

Рисунок 4.2 – Результат суммирования идеального сигнала и шума

Так как спектр ЭКС сосредоточен в области частот от 0 до десятковГц, то для фильтрации используется фильтр низких частот с частотой пропускания 50 Гц. Схема исследования представлена на рисунке 4.3.

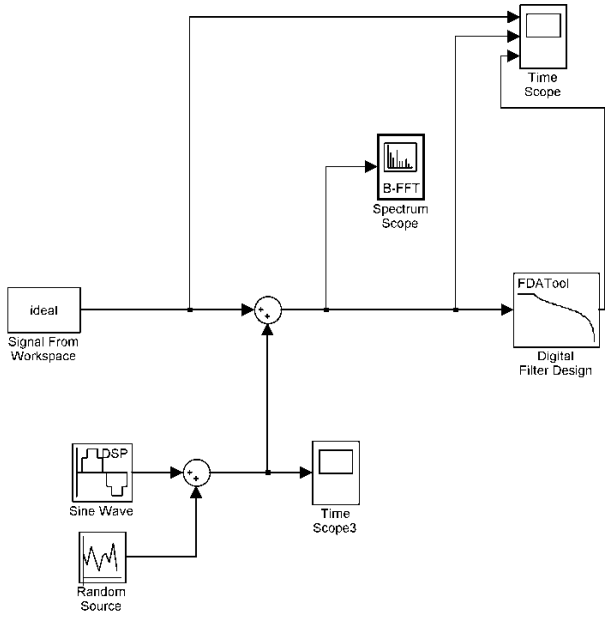

Рисунок 4.3 – Модель фильтра низких частот

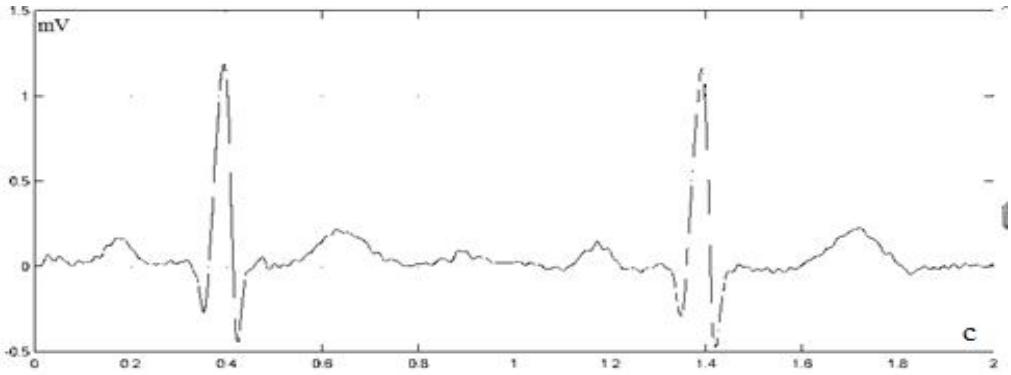

Рисунок 4.4 – Применение фильтра для выделения информативной части ЭКС

На рисунке 4.4 представлен результат применения фильтра для выделения информативной части ЭКС.

4.2 Выделение информативных признаков формы ЭКС

Для выделения из ЭКС необходимых для дальнейшего анализа Q,R,S зубцов QRS комплекса и их фрагментов можно использовать то, что они имеют наибольшую крутизну фронтов. Для этого вычисляется приращение дискретизированного сигнала за некоторое количество отсчетов при помощи схемы, изображенной на рисунке 4.5.

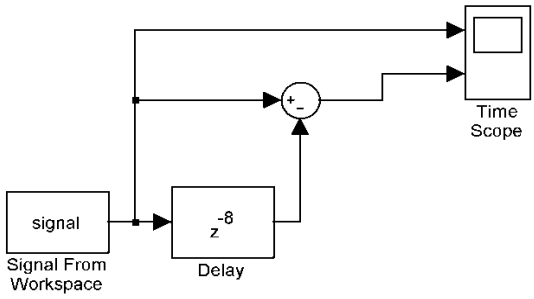

Рисунок 4.5 – Схема вычисления приращения дискретизированного сигнала

Из результатов работы данной схемы, приведенных на рисунке 4.6, видно, что приращение сигнала QRS комплекса превышает 0,08 мВ на 8 мс.

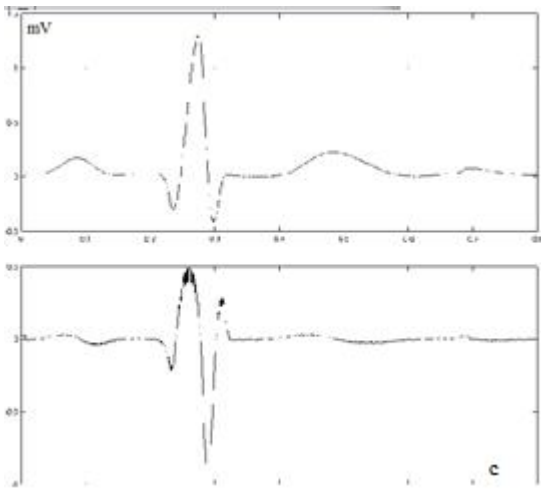

Рисунок 4.6 – Приращение сигнала QRS комплекса

Для сравнения приращения сигнала с порогом 0,08 мВ, его необходимо подать на компараторы. Компараторы позволяют определить момент преодоления сигналом положительного или отрицательного порогов. Результаты сравнения складываются, и полученный сигнал свидетельствует о наличии склона в данный момент. Но в некоторых случаях приращение сигнала не имеет точки, находящейся в области от 0,08 до –0,08 (не происходит разделения склонов). Чтобы избежать подобных ошибок, на выходе одного из компараторов устанавливается элемент (DetectChange) [23]. Он регистрирует изменение входного сигнала единицей на выходе. Инвертировав это значение и умножив его с результатом суммирования сигналов с компараторов, получается выходной сигнал, единичный уровень которого свидетельствует о наличии склона, а нулевой – о смене его направления, то есть переходу к другому склону (рисунок 4.7).

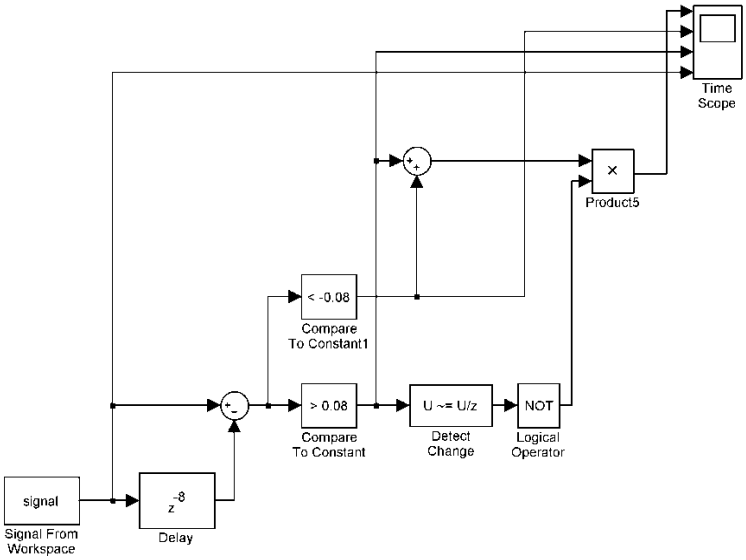

Рисунок 4.7 – Схема системы компараторов

После данного преобразования сигнал вырождается в последовательность единичных сигналов, число которых соответствует числу склонов QRS комплекса (рисунок 4.8).

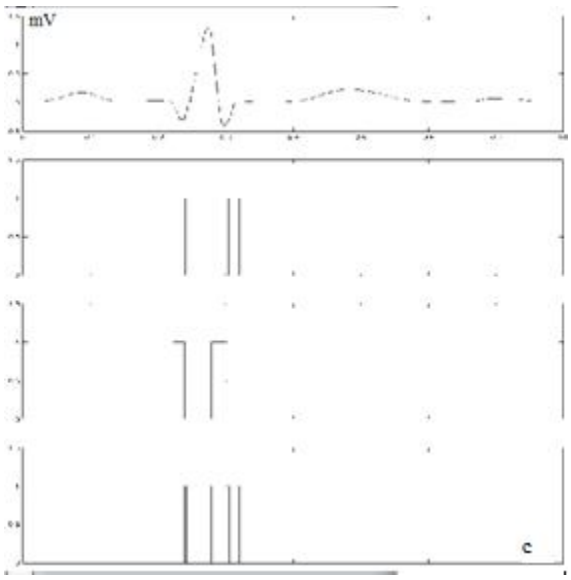

Рисунок 4.8 – Выходной сигнал

Для разделения различных QRS комплексов удобно использовать счетчик, сбрасываемый по переднему фронту каждого единичного сигнала (рисунок 4.9).

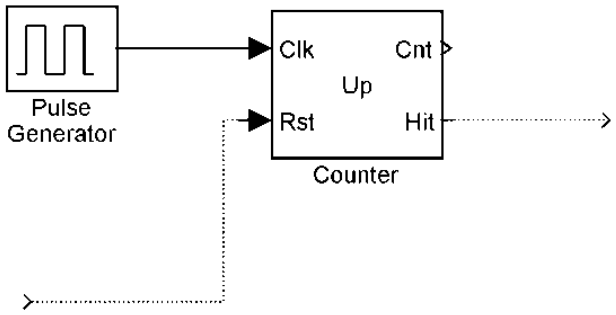

Рисунок 4.9 – Модель счетчика

Формирование сигнала разделения последовательности QRS комплексов приведено на рисунке 4.10.

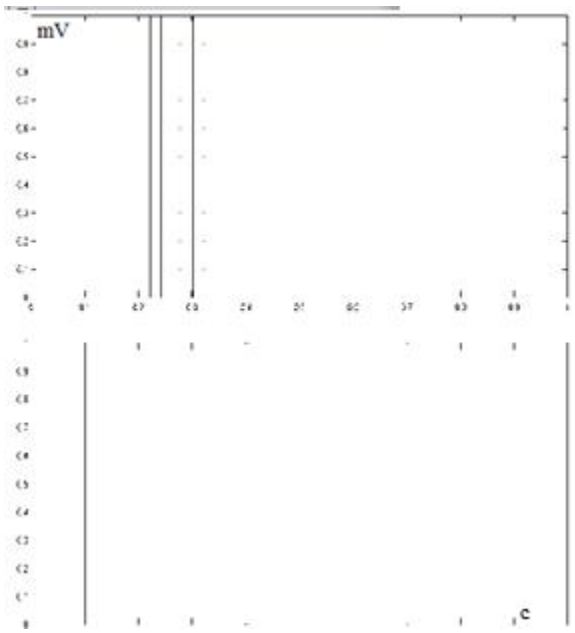

Рисунок 4.10 – Формирование последовательности QRS комплексов

Для подсчета длины каждого из склонов используется суммирование длины элементарных участков склона в каждой точке дискретизированного сигнала. Длина элементарного участка склона вычисляется как квадратный корень из суммы квадратов приращений по оси абсцисс и ординат. Схема вычисления длины элементарного участка приведена на рисунке 4.11.

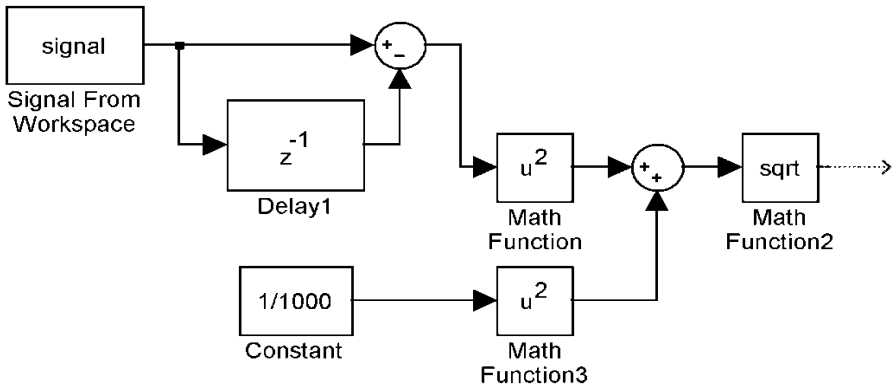

Рисунок 4.11 – Схема вычисления длины элементарного участка

Длины элементарных участков, с учетом знака для нарастающего и убывающего склона, суммируются и накапливаются в элементе памяти в момент присутствия единичного сигнала. Запись числовых значений в выходной массив осуществляется по заднему фронту этого сигнала или сигнала разделения последовательности QRS комплексов. Графические результаты выделения параметров ЭКС представлены на рисунке 4.12.

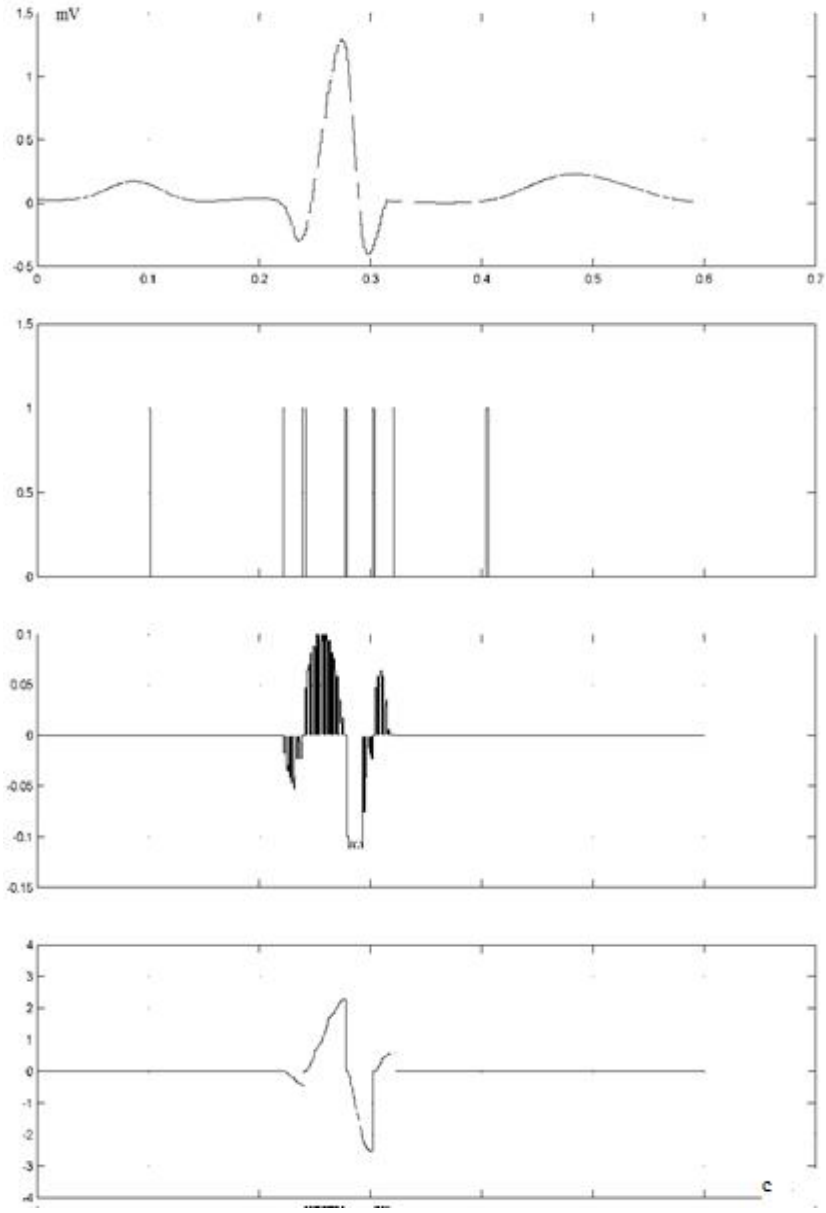

Рисунок 4.12 – Графические результаты выделения параметров ЭКС

Полная схема модели выделения ИПФ представлена на рисунке 4.13.

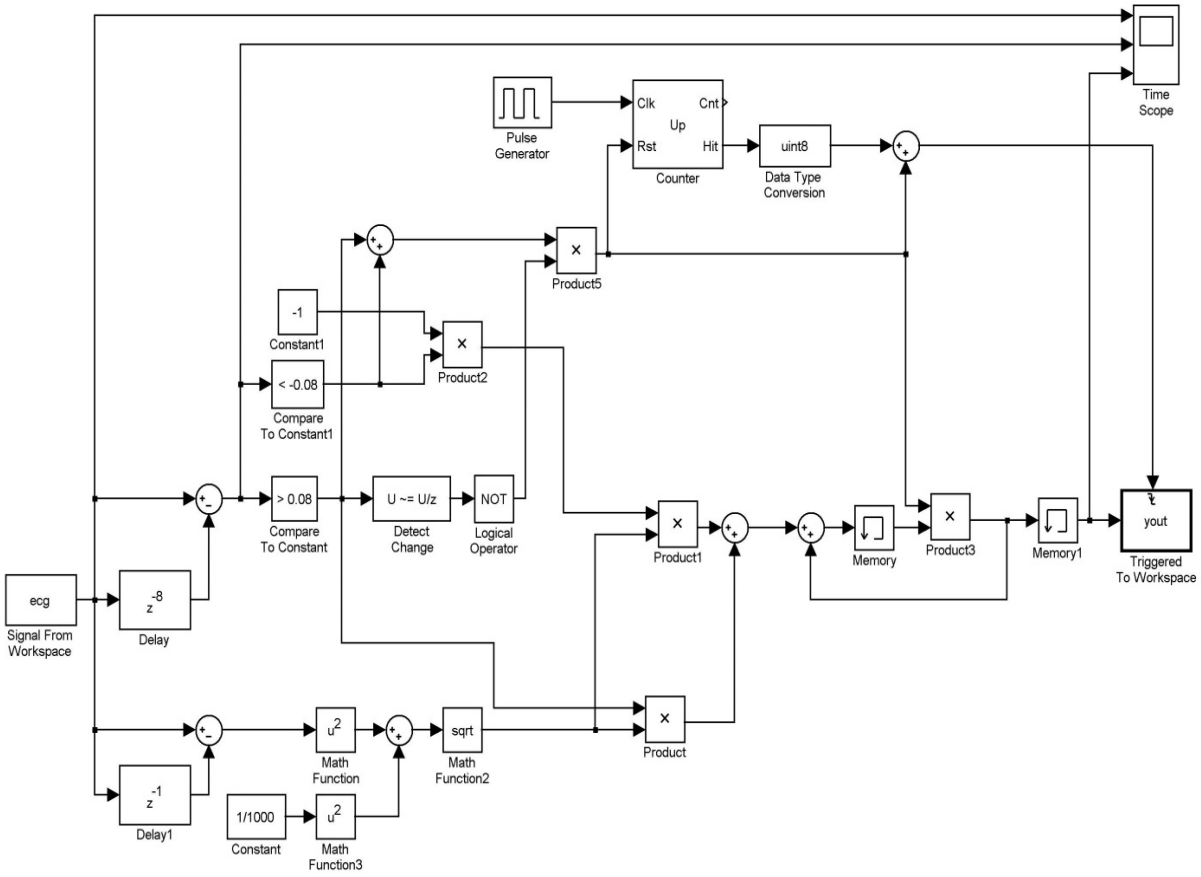

Рисунок 4.13 – СхемаSimulink-модели выделения ИПФ

Таким образом, с помощью графического пакета Simulinkсреды Matlabбыла разработана графическая модель алгоритма автоматической диагностики ЖА состоящая из модели фильтра низких частот, модели системы вычисления приращения дискредитированного сигнала, модели системы компараторов, модели счетчика, а так же модели системы вычисления длины элементарного участка ЭКС. На выходе системы регистрируются числовые значения склонов QRS комплексов, в зависимости от которых будет осуществляться классификация QRS комплексов и сравнение их с заданным репрезентативным QRS комплексом с помощью СНВ.

4.3 Разработка системы принятия решения

Для осуществления процедуры распознавания ЭКС может быть использована СНВ [21]. При разработке модели автоматической диагностики ЖА использовалась система FuzzyLogicToolbox, представляющая пакет программ, который реализует создание систем нечеткого логического вывода в среде Matlab, с возможностью их интегрирования в Simulink.

Для распознавания ЭКС с помощью СНВ необходимо создать fis-структуру СНВ, представленную на рисунке 4.14.

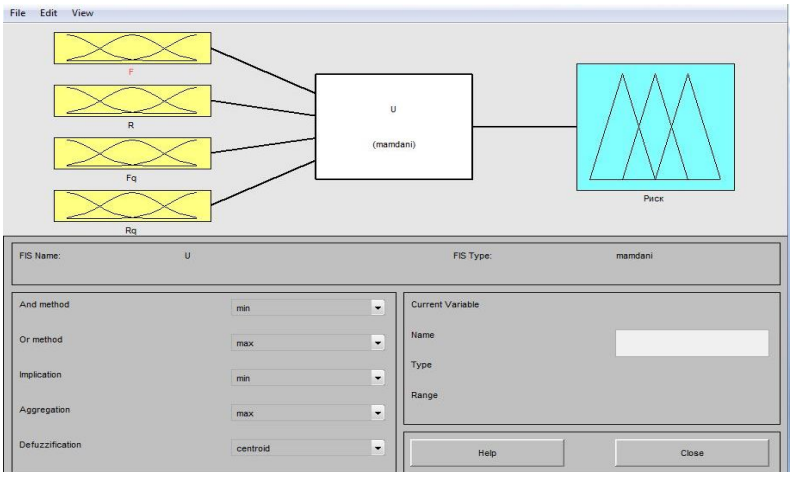

Рисунок 4.14 –Fis-структура СНВ

Далее для всех входных переменных задаются термы с функциями принадлежности определенного типа (Л-типа, П-типа, S-типа). Дальнейшая разработка заключается в создании нечетких правил, которые связывают лингвистические переменные [22]. Совокупность таких правил описывает стратегию управления, применяемую в данной задаче в соответствии со спецификацией распознаваемых классов QRS комплекса. При выполнении нечетких правил определяется нечеткое значение управляющей переменной, после чего производится устранение нечеткости, то есть дефаззификация. При

этом на выходе fis-структуры устанавливается номер класса, к которому относится заданный QRS комплекс.

Таким образом, полученные числовые значения склонов QRSкомплексов классифицируются в соответствии с ИПФ всех вариантов QRS комплексов (рисунок 3.1), которые приведены в традиционной медицинской классификации (таблица 4), база правил была создана в соответствии с данными значениями.

Если класс QRS комплекса отличен от нормального (класса формы QRS репрезентативного комплекса), рассчитываются коэффициенты отклонения формы $Form_q$и длительности RL_q полученного распознанного комплекса от типичного. Количественные критерии степени искажения ЭКС $Form_q$ и RL_qзаключаются в определения численного значения отклонения между репрезентативным и отфильтрованным ЭКС.

Таблица 4 – ИПФ вариантов QRS комплексов

Длины склонов QRS комплексов					Номер класса
Склон 1	Склон 2	Склон 3	Склон 4	Склон 5	
-0,28202	1,2476	-1,1636	0,27724	0	1
-0,27664	1,2009	-0,83975	0	0	2
1,5475	-1,7875	0,1121	0	0	3
1,2873	-1,0763	0	0	0	4
0,9309	-1,6278	0,6794	0	0	5
-1,1051	1,7419	-0,78205	0	0	6
-0,88855	1,2409	-0,12309	0	0	7
-0,4957	0,80955	-1,3348	0,97565	0	8
-0,33337	0,6814	-1,3451	1,3602	-0,31092	9
0,38593	-1,2061	1,4206	-0,42872	0	10
0,38532	-1,9197	1,3649	0	0	11
0,35254	-1,2856	1,822	-0,87385	0	12
0,9096	-1,6856	1,2509	-0,34447	0	13
0,35796	-0,6921	1,1296	-1,2938	0,35213	14
0,40966	-0,39017	0,96165	-0,93755	0	15
-1,1186	1,0041	0	0	0	16
-0,265	0,21776	-1,0515	1,1064	0	17
-1,0814	1,6438	-1,0087	0,34282	0	18
-1,0224	1,9935	-1,2479	0,3947	0	19

0	0	0	0	0	20

Полученная СНВ, представлена на рисунке 4.15.

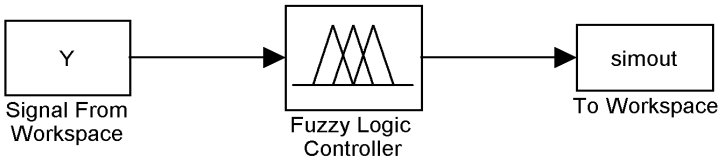

Рисунок 4.15– СНВ для классификации QRS комплексов

На вход FuzzyLogic поступают данные, которые являются ИПФ (длины фронтов QRS комплексов) реального сигнала. Данный сигнал содержит четыре пары QRS комплексов, которые соответствуют следующим классам: 3, 4, 7, 11, из традиционной медицинской классификации, представленной на рисунке 3.1. Пример ЭКС с различной формой QRS комплексов изображен на рисунке 4.16.

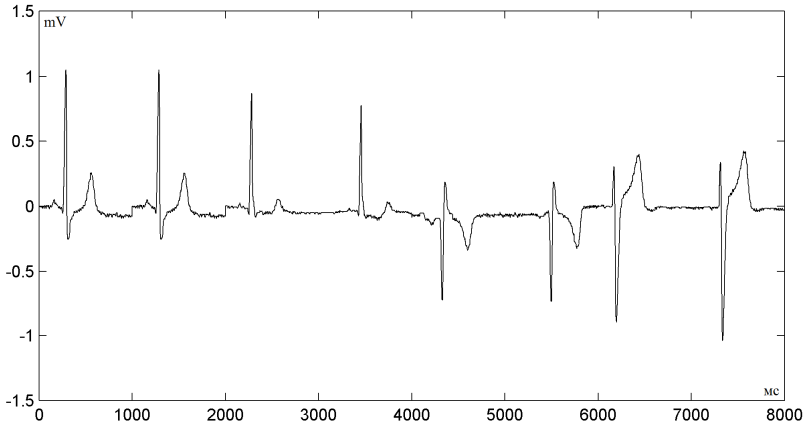

Рисунок 4.16 – Пример ЭКС с различной формой QRS комплексов

В результате процедуры распознавания на выходе схемы получен массив данных, содержащий номера классов (рисунок 4.17), к которым относятся QRS комплексы представленного сигнала, а так же коэффициенты отклонения для параметров формы и длительности QRS комплексов. Выходной массив данных представлен в таблице 5. Сравнивая

соответствующие значения таблицы, можно констатировать совпадение этих значений.

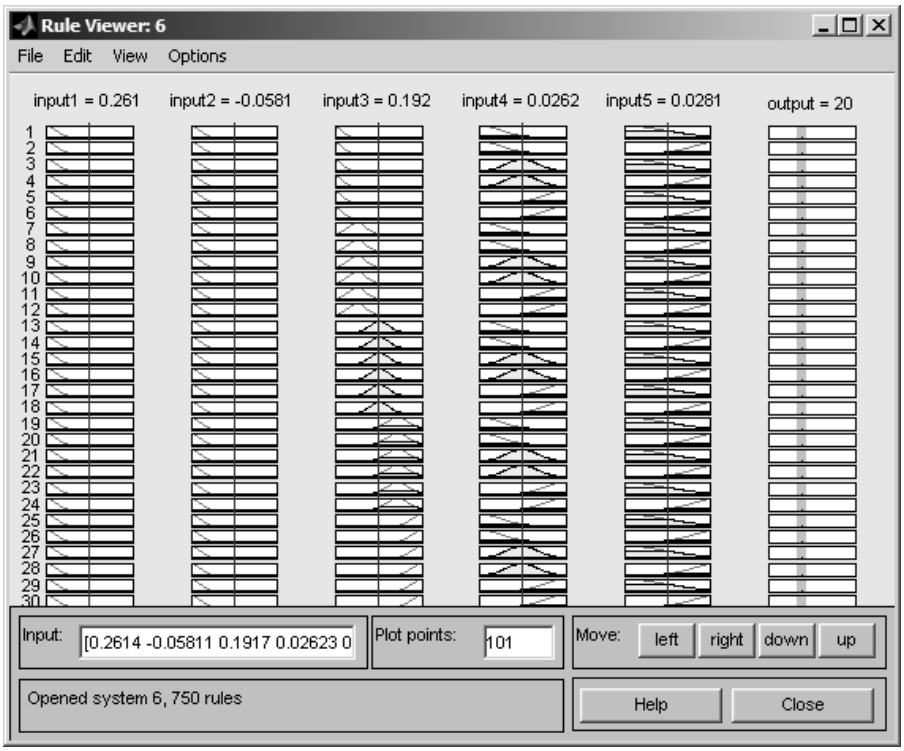

Рисунок 4.17 – Выходной массив данных, содержащий номер класса QRS комплекса

Таблица 5 – Массив данных, содержащий номера классов

Форма QRS комплекса	Номера классов, содержащиеся в сигнале	Распознанные номера классов (выходной массив данных)
Rs	3	3,0709
Rs	3	3,0341
R	4	4,058
R	4	4,0036
Qr	7	7,3151
Qr	7	7,416
rS	11	11,089
rS	11	11,083

В результате предыдущих этапов алгоритма был получен ЭКС, состоящий из некоторого количества кардиоциклов. В ходе дальнейшего

анализа кардиоциклы будут рассматриваться по триадам, каждый раз смещаясь на один цикл. Алгоритм нечеткого вывода построен по алгоритму Мамдами [23].

Каждый кардиоцикл (CardioCycle, CC) описывается двумя наиболее информативными входными переменными ЭКС: относительная длительность кардиоцикла, а так же формой QRS комплекса:

$$CC_q=(Form_q,\ RL_q); \tag{4.1}$$

где: $Form_q$–отклонение формы распознанного комплекса от типичного;
RL_q– относительная длительность кардиоцикла.

RL_q(RelativeLength) – отношение длительности выделенного кардиоцикла к длительности нормального кардиоцикла. Для определения ЖА необходимо анализировать три смежных кардиоцикла (q, q+1, q+2).

Принадлежность каждого значения переменных к одному из термов лингвистической переменной определяется посредством функции принадлежности. Так как рассматриваются 3 кардиоцикла, то общее количество входных лингвистических переменных будет равно 6.

Параметр *Form* является параметром отклонения между типичным и распознанным комплексом в выбранном пространстве признаков. Параметр может принимать два значения «Типичная» или «Эктопическая». В символическом виде терма-множества лингвистической переменной *Form* имеет вид: *ST1={Tp, Ec}*. Правило (функция принадлежности) для определения параметра Form представлено на рисунке 4.18.

Так как рассматривается 3 идущих подряд кардиоцикла, то количество лингвистических переменных Form равно 3. Как для типичного, так и для эктопического значения переменных *Form1, Form2, Form3* заданы одинаковые интервалы. Функции принадлежности заданы в таблице 6.

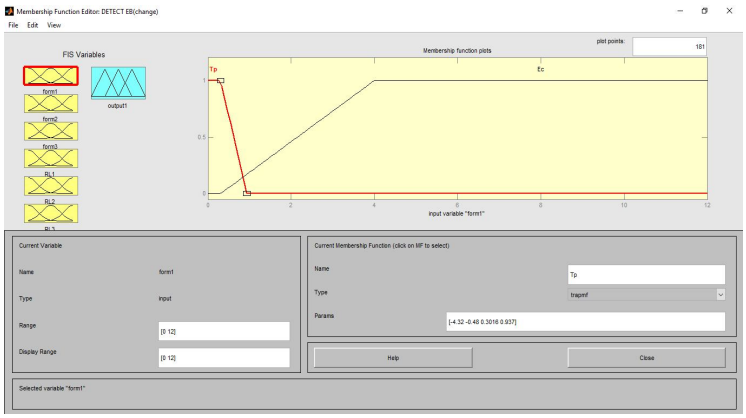

Рисунок 4.18 – График функций принадлежности для параметра *Form*

Таблица 6 – Заданные значения параметра *Form*

Значение параметра Form	Функция принадлежности
Tp	[-4.32 -0.48 0.3016 0.937]
Ec	[0.3016 4 12.5 16.3]

Так как рассматривается три идущих подряд кардиоцикла, то количество лингвистических переменных *RL* также равно 3 (рисунок 4.19).

Для переменной *RL* приняты следующие значения множества: *ST2={«Малая», «Средняя», «Большая»}* или *ST2={Lt, Md, Bg}* (таблица 7).

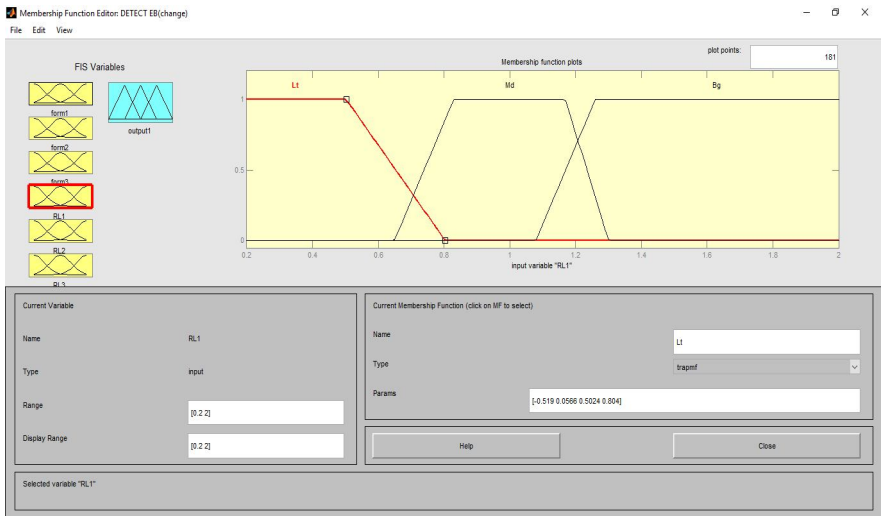

Рисунок 4.19 –График функций принадлежности параметра *RL*

Таблица 7 – Задание значений параметра *RL*

Значение параметра *RL*	Функция принадлежности
Lt	[-0.5 0.3 0.7 0.89]
Md	[0.81 0.9 1.16 1.2]
Bg	[1.15 1.25 1.58 2]

В качестве термы-множества для выходной лингвистической переменной используется множество: output1={«норма», «одиночная», «парная», «групповая»}, или в символьном виде *output1={N, 1, 2, 3}*. Функция принадлежности изображена на рисунке 4.20. Функции принадлежности заданы в таблице 8.

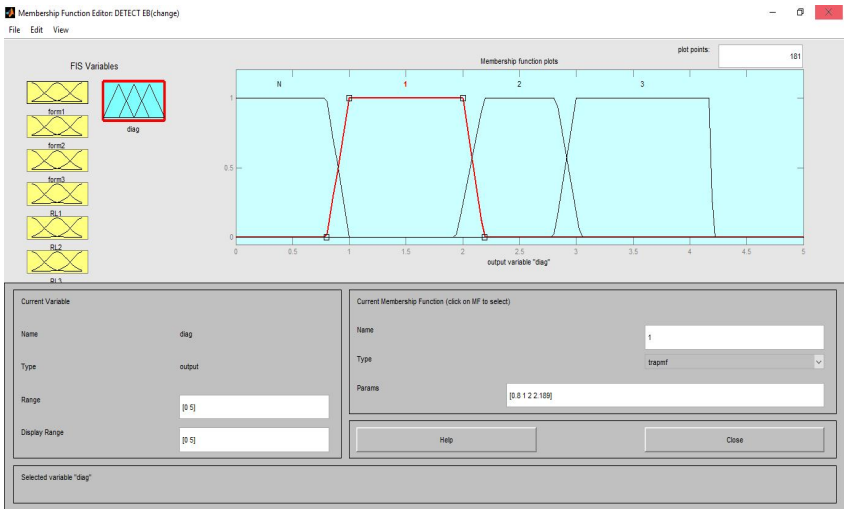

Рисунок 4.20 – График функций принадлежности для параметра *Diag*

Таблица 8 – Задание значений параметра *Diag*

Значение параметра *RL*	Функция принадлежности
N	[-0.189 -0.0451 0.811 1.01]
1	[0.8 1 2 2.189]
2	[1.939 2.19 2.82 3.04]
3	[2.8 3 4.18 4.2]

Дальнейшая разработка заключается в создании нечетких правил, которые связывают заданные лингвистические переменные. На этом этапе осуществляется задача принятия диагностического решения.

Были заданы следующие РП.

1. Если первый кардиоцикл *(q)* имеет «эктопическую» форму и «малую» длительность, а второй кардиоцикл *(q+1)* имеет «не малую» продолжительность, то диагностируется одиночная ЖЭ.

Задание данного правила исходило из того, что второй кардиоцикл с характеристиками «эктопическая и средняя» или «эктопическая и большая» не распознаётся как экстрасистола, а принимается за норму. Если лингвистическая переменная *Form* принимает значение «типичная», то при любом значении продолжительности кардиоцикла, он воспринимается как «нормальный». То есть за экстрасистолу принимается кардиоцикл только со значениями лингвистических переменных «эктопическая» форма и «малая» длительность. Остальные случаи рассматриваются как нормальные. Данные допущения были сделаны для упрощения модели. Для большей реалистичности необходимо определить, каким является кардиоцикл при том или ином сочетании формы и продолжительности.

2. Если первый и второй кардиоциклы имеют «эктопическую» форму и «малую» длительность, а следующий за ними третий кардиоцикл *(q+2)* имеет «не малую» продолжительность, то диагностируются парные ЖЭ.

3. Если первый, второй и третий кардиоциклы «эктопические» и имеют «малую» длительность, диагностируется множественная ЖЭ, иными словами регистрируется эпизод ЖТ.

Необходимость анализа именно с первого (q-ого кардиоцикла) привела к записи правил 4 и 5. Если первый кардиоцикл не короткий, при любой форме он воспринимается как нормальный;

4. Если первый кардиоцикл имеет среднюю длительность, то регистрируется нормальное состояние сердечного ритма.

5. Если первый кардиоцикл большой длительности, то регистрируется нормальное состояние сердечного ритма.

6. Если первый кардиоцикл является типичным, то регистрируется нормальное состояние сердечного ритма.

Вид правил в программе представлен на рисунке 4.21. РП в символическом виде имеют следующий вид:

Пусть «none» означает, что переменная не задана.

1. Если $(CC_q=\{Ec, Lt\})$ *И* $(CC_{q+1}=\{none, \overline{Lt}\})$, то «Одиночная ЖЭ» *SV*;
2. Если $(CC_q=\{Ec, Lt\})$ *И* $(CC_{q+1}=\{Ec, Lt\})$ *И* $(CC_{q+2}=\{none, \overline{Lt}\})$, то «Парная ЖЭ» *PV*;
3. Если $(CC_q=\{Ec, Lt\})$ *И* $(CC_{q+1}=\{Ec, Lt\})$ *И* $(CC_{q+2}=\{Ec, Lt\})$, то «Групповая ЖЭ» *VT*(эпизод ЖТ);
4. Если $(CC_q=\{Md\})$, то «Норма» *N*;
5. Если $(CC_q=\{Bg\})$, то «Норма» *N*;
6. Если $(CC_q=\{Tp, \times\})$, то «Норма» *N*.

Где знак «×» означает, что соответствующая переменная может принимать любое значение.

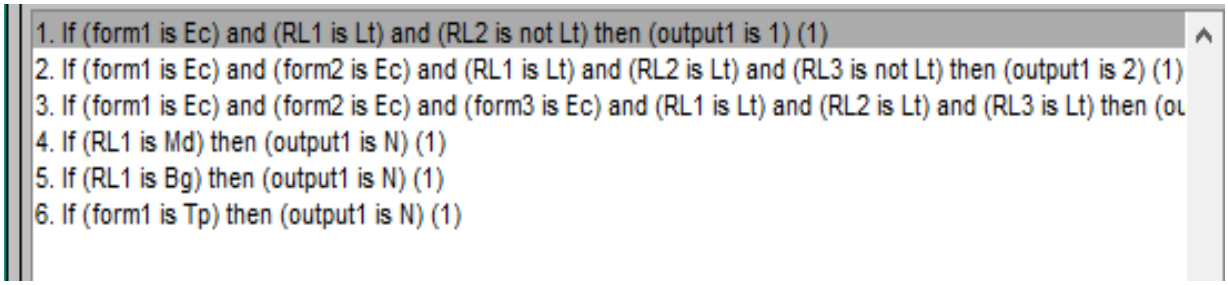

Рисунок 4.21 – Совокупность РП для определения ЖЭ

Таким образом, в системе FuzzyLogicToolbox была создана fis-структура на основе СНВ. Модель автоматической диагностики ЖА дает хорошие результаты распознавания, имеет простую внутреннюю структуру и высокую скорость обработки информации, что обеспечивается параллельностью прохождения данных по структуре. Далее необходимо произвести исследование полученной модели на тестовых и реальных ЭКС.

5 ЭКСПЕРЕМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ МОДЕЛИ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ЖЕЛУДОЧКОВЫХ АРИТМИЙ

Для тестирования модели автоматической диагностики ЖА использовались короткие одноканальные записи ЭКГ с крупнейшего ресурса физиологических данных PhysioNet [2], а так же тестовые искусственные сигналы, сгенерированные в программе MicrosoftExcel.

Полученные данные QRS комплекса и данные репрезентативного QRS комплекса обработанные в Simulink-модели, поступают в систему нечеткой логики FuzzyLogiccредыMatlab. Таким образом, на вход системы нечеткой логики поступают данные, которые являются ИПФ сигнала а так же относительная длительность кардиоцикла для трех соседних кардиоциклов.

В таблице 9 представлен массив данных реального ЭКС.

Таблица 9 – Массив данных ЭКС

Переменная	*q*	*q+1*	*q+2*
Form	3.31 *(Ec)*	0.21*(Tp)*	0.25 *(Tp)*
RL	0.645922 *(Lt)*	*1.532642(Bg)*	0.917633 *(Md)*
Form	6.66*(Ec)*	4.24*(Ec)*	0.23*(Tp)*
RL	0.556308*(Lt)*	0.620308*(Lt)*	1.132308*(Bg)*
Form	2.12*(Ec)*	1.13*(Ec)*	1.24*(Ec)*
RL	0.639731*(Lt)*	0.639731*(Lt)*	0.587205*(Lt)*
Form	0.25 *(Tp)*	0.21 *(Tp)*	0.41 *(Ec)*
RL	1.052708*(Md)*	0.971283 *(Md)*	0.966921 *(Md)*
Form	0.15 *(Tp)*	0.46 *(Ec)*	0.123 *(Tp)*
RL	0.895616 *(Md)*	0.964509*(Md)*	1.033403 *(Md)*
Form	0.15 *(Tp)*	0.23 *(Tp)*	0.21 *(Tp)*
RL	0.978869*(Md)*	0.973275*(Md)*	0.978869 *(Md)*

На рисунке 5.1 представлено значение выходной лингвистической переменной равное 1.5, это значит, что системой был зарегистрирован случай одиночной экстрасистолы.

Рисунок 5.1 – Значение выходной лингвистической переменной при одиночной экстрасистоле

На рисунке 5.2 представлено значение выходной лингвистической переменной равное 2.51 (в интервале от 2 до 3), случай парной экстрасистолы.

Рисунок 5.2 – Значение выходной лингвистической переменной при парной экстрасистоле

При значении выходного параметра равного 3.56 (в интервале от 3 до 4), была зарегистрирована групповая экстрасистола (рисунок 5.3).

Рисунок 5.3 – Значение выходной лингвистической переменной при групповой экстрасистоле

В дальнейших исследованиях значения выходных параметров находились в интервале от 0до 1, что соответствует отсутствию экстрасистолы, данные представлены на рисунках 5.4, 5.5, 5.6.

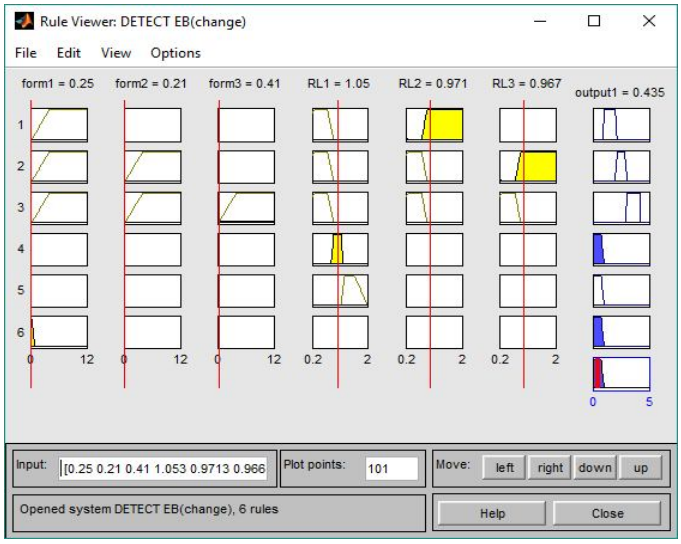

Рисунок 5.4 – Значение выходной лингвистической переменной в норме

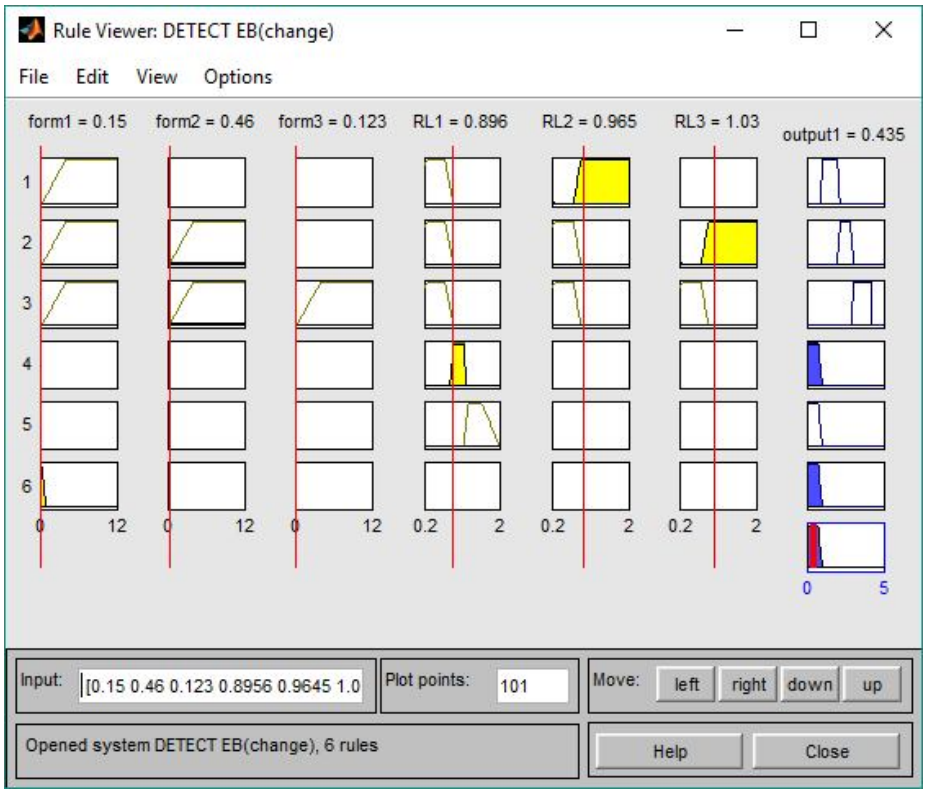

Рисунок 5.5 – Значение выходной лингвистической переменной в норме

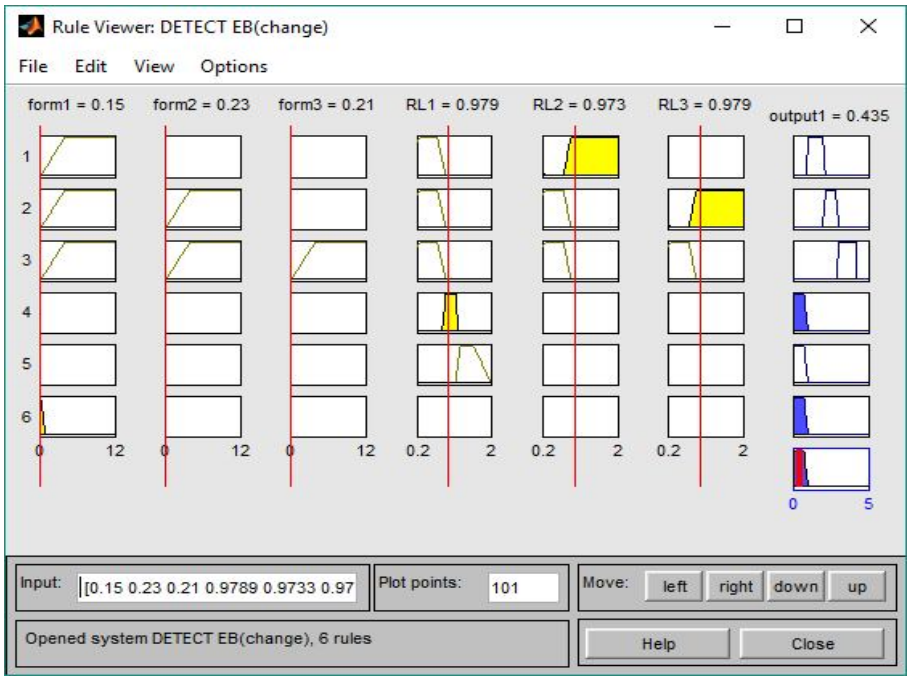

Рисунок 5.6 – Значение выходной лингвистической переменной в норме

Результаты обработки ЭКС представлены в таблице 10

Таблица 10 – Результаты обработки ЭКС

Переменная	*q*	*q+1*	*q+2*	Результаты	Экстрасистола
Form	3.31 *(Ec)*	0.21*(Tp)*	0.25 *(Tp)*	1.5	Одиночная
RL	0.645922 *(Lt)*	*1.532642(Bg)*	0.917633 *(Md)*		
Form	6.66*(Ec)*	4.24*(Ec)*	0.23*(Tp)*	2.49	Парная
RL	0.556308*(Lt)*	0.620308*(Lt)*	1.132308*(Bg)*		
Form	2.12*(Ec)*	1.13*(Ec)*	1.24*(Ec)*	3.5	Групповая
RL	0.639731*(Lt)*	0.639731*(Lt)*	0.587205*(Lt)*		
Form	0.25 *(Tp)*	0.21 *(Tp)*	0.41 *(Ec)*	0.43	Не обнаружена
RL	1.052708*(Md)*	0.971283 *(Md)*	0.966921 *(Md)*		
Form	0.15 *(Tp)*	0.46 *(Ec)*	0.123 *(Tp)*	0.43	Не обнаружена
RL	0.895616 *(Md)*	0.964509*(Md)*	1.033403 *(Md)*		
Form	0.15 *(Tp)*	0.23 *(Tp)*	0.21 *(Tp)*	0.43	Не обнаружена
RL	0.978869*(Md)*	0.973275*(Md)*	0.978869 *(Md)*		

Экстрасистола отмечается при эктопической форме и минимальной продолжительности комплекса, в остальных случаях данные распознаются как нормальная последовательность кардиоциклов.

Однако если срединный *(q+1)*кардиоцикл из 3-х будет соответствовать экстрасистоле, программа этого не обнаружит, это обусловлено тем, что при сдвиге на 1 (когда *q+1*кардиоцикл станет *q*-ым), он будет расценен как экстрасистола.

Таким образом, значение отклонения менее единицы соответствует отсутствию экстрасистолы, значение более единицы, но менее 2 соответствует случаю единичной экстрасистолы, значение более 2, но менее 3 соответствует случаю парной экстрасистолы, значение более 3 соответствует случаю групповой экстрасистолы.

При дальнейшей работе можно учесть среднюю и большую продолжительность при эктопической форме, что приведет к увеличению количества значений выходной лингвистической переменной, а значит, дифференцировка сигнала будет более точной. Еще одной особенностью модели с применением нечеткой логики является то, что значение

лингвистической переменной может зависеть от значения соседних лингвистических переменных.

Полученный алгоритм обеспечивает определение ЖЭ (одиночных, парных) и ЖТ (группу из трех и более экстрасистол), при этом одновременно анализируется три смежных кардиоцикла.

Таким образом, после изучения созданной модели можно сделать следующие выводы:

1) Результаты исследования соответствуют поданным на вход данным, каждый случай ЖЭ был зафиксирован, что свидетельствует о высокой чувствительности модели, средняя ошибка является минимальной, что позволяет точно определять угрозы патологического состояния ССС,

2) Модель функционирует стабильно с высокой скоростью обработки данных, что позволяет использовать ее дляэкспресс диагностики ЖА.

3) Использование большого объема тестовых и реальных коротких одноканальных записей ЭКГ позволило получить оптимальные параметры созданноймодели.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1.ССЗ являются основной причиной смерти во всем мире, по статистические данным ВОЗ за 2016 год РФ находится в первой десятке стран с высокими показателями смертности от ССЗ [1]. При анализе структуры смертности от ССЗ и их этиологических причин было установлено, что наиболее опасными и распространенными являются ЖА, они приводят к наиболее значимым и серьезным нарушениям функционирования ССС и лидируют по летальности исходов. Выявление ЖА на ранних стадиях является стратегическим направлением мирового и Российского здравоохранения [2]. Метод ЭКГ является основным и наиболее перспективным методом диагностики заболеваний ССЗ, автоматический анализ ЭКГ записей позволит снизить затраты на Здравоохранение, ускорить процесс обработки ЭКГ и поднимет экспресс диагностику ССЗ на качественно новый уровень.

2.Существующие методики автоматической диагностики ЭКС недостаточно точны за счет низкой помехоустойчивости либо сложны в реализации, таким образом, обоснована необходимость реализации нового интегрированного метода автоматической обработки и анализа ЭКС на основании наиболее устойчивых информативных параметров: формы QRS комплекса и длительности кардиоциклов. Так же необходимой является возможность определения индивидуально порога чувствительности для каждого пациента.

3.Алгоритм автоматической диагностики ЖА разрабатывался на основании теории нечеткой логики, обеспечивающей возможность простого способа анализа ЭКС с применением РП и методов нечеткого вывода. Полученный алгоритм (рисунок 3.3) сводится к определению длины склонов QRS комплекса путем суммирования длин элементарных участков и вычисления отклонения данных параметров от заданных.Алгоритм автоматической диагностики ЖА является оригинальной комбинацией методов ЦФ ЭКС и совмещает простоту реализации с надежностью работы

4. Модель автоматической диагностики ЖА была создана в среде Matlab с применением прикладных пакетов Simulink (рисунок 4.14), FuzzyLogicToolbox. В Simulink были созданы схемы основных узлов модели, пакет FuzzyLogicToolbox позволил реализовать систему принятия решения. Модельавтоматической диагностики ЖА позволяет произвести фильтрацию сигнала, выделить кардиоцикл и его ИПФ (длины фронтов QRS комплексов), произвести процедуру распознавания сигнала (отнесение объекта к одному из заданных классов).

5. Результатом работы является алгоритм и модель автоматической диагностики ЖА, обеспечивающие определение ЖЭ (одиночных, парных) и ЖТ (группу из трех и более эктрасистол), при этом одновременно анализируется три смежных кардиоцикла. Достоверность алгоритма и модели автоматической диагностики ЖАобеспечена большим объемом экспериментальных данных и хорошей воспроизводимостью результатов. Для тестирования модели алгоритма автоматической диагностики ЖА использовались короткие одноканальные записи ЭКГ с крупнейшего ресурса физиологических данных PhysioNet [2].

6 Перспективой дальнейшей разработки является модификация предложенного алгоритма распознавания ЖА для разработки и создания кардиологической аппаратуры. Это позволит повысить доступность и качество медицинской помощи для широких слоёв населенияза пределами медицинского учреждения, без участия медицинского персонала, снизить стоимость медицинского обслуживания, улучшить результаты лечения и показатели здоровья, повысить качество жизни, снизить инвалидизацию и смертность.

СПИСОКИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Статистические показатели смертности от ССЗ в разны странах за 2016 год/[Электронный ресурс]/Всемирная организация здравоохранения: электронн. научн. журн., 2017/режим доступа URL: http://www.who.int/ru/ (дата обращения: 10.02.2017).

2. CardiologyChallenge 2017/[Электронный ресурс]/Physionet: электронн. научн. журн., 2017/режим доступа URL: https://www.physionet.org/ (дата обращения 20.03.2017).

3. Орлов В.Н. Руководство по электрокардиографии. – М.: Медицина, 1984 г.

4. Мурашко В.В, Струтынский А.В. Электрокардиография. – М.: МедЛит, 1998 г.

5. Иванов Г.Г.,ДворниковВ.Е. Электрокардиографиявысокого разрешения. – М.: РУДН, 2015 г.

6. Дощицин В.Г. Клиническая диагностика сердечных аритмий. – М.: МедЛит, 1993 г.;

7. Бокерия Л.А., Ревишвили А.Ш., Ардашев А.В., Кочович Д.З. Желудочковые аритмии. Современные аспекты консервативной терапии и хирургического лечения. Монография. — М.: Медпрактика-М, 2002 г.

8. Окорков А.Н., Диагностика болезней сердца и сосудов — М.: МедЛит, 2000 г.

9. HuikuriH.V., CastellanosA. Классификацияжелудочковыхаритмий. —NewYork, Basel, Marcel,Dekker: FoundationsofCardiacArrythmias, 2000 г.

10. Шкалы стратификации риска ССЗ/[Электронный ресурс]/medcalcacademic: электронн. научн. журн., 2008/режим доступа URL: http://www.hsls.pitt.edu/medcalc/PROCAM (дата обращения: 17.03.2017).

11. Истомина Т.В., Сидорова М.А., Кривоногов Л.Ю. Методы и средства кардиологических исследований – Пенза: Издательство ПГУ, 2002 г.

12. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов – М.: Физматлит, 2007.

13. Горелик А.Л., Скрипкин В.А. Методы распознавания: Учеб.пособие для вузов. – М.: Высшая школа, 1989 г.

14. Чирейкин Н.В., Шурыгин Д.Я., Лабутин В.К. Автоматический анализ электрокардиограмм – М.: Медицина, 1977 г.;

15. Неймарк Ю.И. Распознавание образов и медицинская диагностика. – М.: Наука, 1972 г.

16. Барановский А. Л., Калиниченко Л.А. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ – М.: Радио и связь, 1999 г.

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

18. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. –Киев: Наука дум, 2008 г.;

19. Печинкин А.В., Тескин О.И., Цветкова Г.М. Теория вероятностей – М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2001 г.

20. Леоненков А.В. Нечеткое моделирование в среде Matlab и fuzzyTech. – СПБ.: БХВ Петербург, 2003 г.

21. Асаи К., Ватада Д., Иваи С. Прикладные нечеткие системы. Под ред. Тэрано Т., Асаи К., Сугено М. – М.: Мир, 1993 г.

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

23. Дащенко А.Ф. Mathlab в инженерных и научных расчетах. – Одесса: Астропринт, 2003 г.