**1** ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

## **1.1** Обзор существующих аналогов

На этапе проектирования системы были тщательно изучены существующие аналоги. Программное обеспечение – есть основа при построении любой системы. Именно алгоритмическое и программное обеспечение определяют функциональные возможности данного проекта, определяющие правильное диагностирование.

Многим программам для анализа и интерпретации ЭКГ присущи свои проблемы при реализации:

* сложность автоматического диагностирования при отсутствии сведений, которые используются для анализа врачом;
* диагностические ошибки. Встречаются случаи, когда автоматическое диагностирование не может выявить все ошибки, при этом улучшение диагностирования одного класса ошибок может привести к уменьшению диагностирования другого класса;
* неудобный пользовательский интерфейс.

Одним из рассматриваемых аналогов данного проекта является SAECG (Signal Averaged ECG) – анализ сигнал-усредненной ЭКГ [1], где производится оценка риска развития аритмии. Производителем данного программного обеспечения является Schiller (Швейцария). Основные характеристики:

* Распознавание высокочастотных поздних потенциалов
* Простая процедура регистрации данных измерений
* Полная и четкая оценка данных за короткое время
* Оптимальное справочное отведение ЭКГ для усреднения сигнала определяется автоматически или может быть выбрано пользователем
* Программа может быть инсталлирована на различные приборы Schiller.

Еще одним из аналогов является программа, разработанная в Нидерландах, MEANS (Modular ECG Analysis System) [2], которая производит интерпретацию данных на основе оценки сердечного ритма и морфологии комплексов. Интерпретация состоит из трёх частей:

1. Оценка сердечного ритма;
2. Непосредственно интерпретация;
3. Заключение о наличии той или иной патологии.

Такую программу удобно использовать в случаях, если для определения результатов нет возможности присутствия квалифицированного врача для расшифровки кардиограммы. Кроме того, даже опытному специалисту, данная программа может оказать помощь, указав на те или иные результаты, которые могут быть не замечены сразу.

Данная программа не требует дополнительного проведения исследования у тех пациентов, которым была снята обычная ЭКГ в 12-ти стандартных отведениях, она самостоятельно выстраивает векторную кардиограмму на основе имеющихся данных. Векторная кардиограмма представляет собой кривую, отражающую собой зависимость амплитуды сигнала в одном отведении от амплитуды сигнала в другом (а не от времени, как в ЭКГ).

Наибольшее преимущество ВКГ состоит в том, что она позволяет увидеть сдвиги фаз между различными отведениями. Однако в некоторых случаях требуются некоторые трёхмерные построения для её интерпретации.

Еще один аналог – ЮКАРД 100 [3]. Он сочетает в себе одновременную регистрацию 12-ти стандартных отведений, а также возможность применения как в обычных, домашних условиях, так и в специализированных медицинских учреждениях. В основу этого аппарата входит программное обеспечение UNET для приема, обработки, анализа данных.

В программе анализа и интерпретации ЭКГ указывается:

* частота сердечных сокращений;
* тип ритма;
* нарушения ритма и проводимости;
* инфаркты миокарда;
* обоснования того или иного отклонения;
* усреднённые сердечные комплексы с метками измерения (рисунок 1.1).

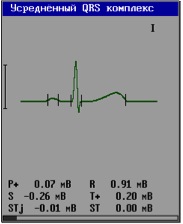


Рисунок 1.1 – Усреднённый QRS

Процесс функционирования элементов комплекса UNET включает в себя:

* регистрацию ЭКГ;
* передачу ЭКГ на автоматизированное рабочее место врача-консультанта;
* обработку полученной информации и вывод результатов.

Исходя из результатов анализа аналогов программного обеспечения для измерения ЭКГ, выявлены следующие основные возможности:

* загрузка ЭКГ-сигнала и отображение его на экран;
* распознавание характерных элементов ЭКГ;
* автоматическое или ручное измерение интервалов ЭКГ;
* измерение информативных параметров;
* представление результатов анализов;
* автоматическое формирование результатов анализов.

**1.2** Аналитический обзор

Общим фактором для всех алгоритмов, призванных помочь специалистам в анализе ЭКГ, является то, что большинство из них были реализованы отдельными исследовательскими группами, которые вынуждены разрабатывать свои собственные и патентованные проекты из-за отсутствия единого пакета программного обеспечения, легкодоступного и загружаемого, который отвечают конкретным требованиям каждой исследовательской ассоциации.

Следует отметить, что существуют также коммерческие системы для ЭКГ анализа, но они обычно предназначены для клинического применения и не имеют программируемости, необходимой исследователям в обработке сигналов, поиске новых и все же непредвиденных дискриминаторов или алгоритмов. По этой причине, следователи должны разрабатывать конкретные приложения для эффективного достижения своих целей.

Для выполнения такой задачи используются многие языки программирования, такие как Matlab, язык C, С++, С#, Java, Python или даже LabView.

**1.3** Методологические основы

*Интервал PQ* – это расстояние (временной промежуток) от начала зубца P до начала зубца q (или зубца R, если зубец q отсутствует – тогда речь идет об интервале PR). На рисунке 1.2 интервал PQ подчеркнут – он соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и атриовентрикулярному узлу до миокарда желудочков. Интервал PQ (PR) зависит от возраста, массы тела, частоты сердечного ритма.

Основные характеристики интервала:

* в норме интервал PQ составляет 0,12-0,18 (до 0,2) секунд (6-9 клеточек);
* с возрастом интервал PQ удлиняется;
* при учащении сердечного ритма интервал PQ сокращается;
* при брадикардии интервал PQ удлиняется до 0,21-0,22 с.

В грудных отведениях длительность интервала PQ может отличаться от показаний в отведениях от конечностей до 0,04 с (2 клеточки).

Для измерения интервала PQ выбирают то отведение, где хорошо выражены зубец P и комплекс QRS (обычно это II стандартное отведение).

Если начальная часть зубца P является изоэлектричной, то при измерении интервала PQ будет погрешность в сторону уменьшения от истинных его значений.

Если изоэлектричной является начальный сегмент QRS-комплекса, то при измерении интервала PQ будет погрешность в сторону увеличения от истинных его значений.

Погрешности можно избежать, если проводить измерение на многоканальном электрокардиографе.

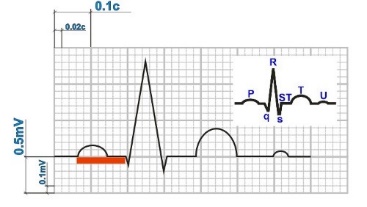


Рисунок 1.2 – Интервал PQ

*Комплекс QRS* – это желудочковый комплекс, который регистрируется во время возбуждения желудочков сердца. Это наибольшее отклонение на ЭКГ. Ширина комплекса QRS указывает на продолжительность внутрижелудочкового возбуждения и в норме составляет 0,06-0,08 (до 0,1) секунд. Ширина комплекса QRS несколько уменьшается с учащением сердечного ритма, и наоборот. Некоторые особенности усредненного сердечного комплекса:

* продолжительность комплекса QRS определяется в стандартных отведениях (обычно во II) или усиленных отведениях;
* учитывается наибольшая ширина комплекса QRS у данного пациента;
* в грудных отведениях ширина комплекса QRS на 0,01-0,02 с (1 клеточка) больше, чем в отведениях от конечностей;
* об уширении комплекса QRS говорят в том случае, если продолжительность превышает 0,1 с (5 клеточек);
* в комплексе QRS анализируется: амплитуда, длительность, форма, электрическая ось.

Амплитуда комплекса QRS зависит от телосложения пациента и размеров его грудной клетки, поэтому понятия «низкий вольтаж зубцов ЭКГ» или «высокий вольтаж ЭКГ» не имеют четких критериев. Тем не менее, считается, что в норме, по крайней мере, в одном из стандартных отведений или в усиленных отведениях амплитуда комплекса QRS должна превышать 0,5 мВ, (5 клеточек), а в грудных отведениях – 0,8 мВ (8 клеточек).

С другой стороны, в стандартных отведениях и усиленных отведениях у взрослых амплитуда QRS в каждом из этих отведений не должна превышать 2,2 мВ (22 клеточки). В любом из грудных отведений - не должна превышать 2,5 мВ (25 клеточек).

Иногда на ЭКГ наблюдается не один, а несколько положительных зубцов в комплексе QRS.

Обнаружение комплекса QRS в ЭКГ является трудной задачей, поскольку имеет изменчивую во времени морфологию и зависит от шума и вариаций в пациенте, что приводит к физиологическим изменениям, которые сильно влияют на значения ЭКГ. Учитывая это, комплексный детектор QRS должен быть инвариантен к различным источникам шума и должен быть способен выполнять адекватное обнаружение, даже если морфология ЭКГ изменяется во времени.

Существуют различные методы для обнаружения комплекса QRS, такие как мониторинг состояния пациента, системы стресс-тестов, холтеровские аналитические системы, нейронные сети, генетические алгоритмы, вейвлет-преобразования, банки фильтров или эвристические методы, основанные на нелинейных преобразованиях. Обнаружение QRS в сигналах ЭКГ было в центре внимания широкого спектра исследований за последние несколько десятилетий. Многие разработанные методы основаны на использовании цифровых фильтров, вейвлет-преобразований и нейронных сетей.

*Сегмент ST* (рисунок 1.3) – это отрезок кривой ЭКГ между концом комплекса QRS и началом зубца T, который соответствует периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением.

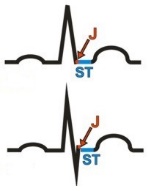


Рисунок 1.3 – Интервал ST

Начинается сегмент ST в точке J (ST-соединение). На кардиограмме точка J может быть определена по изменению в наклоне вертикальной кривой окончания комплекса QRS и перехода ее в горизонтальное течение - начальную часть сегмента ST. Заканчивается сегмент ST переходом в зубец T. Продолжительность сегмента ST изменяется в зависимости от частоты сердечного ритма (чем чаще ритм, тем короче сегмент ST). Точную длительность сегмента ST измерить проблематично, но это не оказывает существенного значения при расшифровке ЭКГ.

На рисунке 1.3 представлены два варианта расположения сегмента ST и точки J у здоровых людей. На самом деле, их может быть несколько:

* сегмент ST и точка J расположены на изолинии;
* точка J расположена несколько выше изолинии, сегмент ST лежит на изолинии;
* точка J и сегмент ST лежат несколько ниже изолинии (в пределах нормы), при этом наблюдается небольшая депрессия сегмента PQ, выраженная в том, что он также лежит несколько ниже изолинии;
* точка J и сегмент ST лежат несколько выше изолинии и имеют вогнутую форму;
* точка J и сегмент ST лежат несколько выше изолинии и сочетаются с глубоким зубцом S и высоким положительным зубцом T. Такой вариант является нормальным для грудных отведений.

В норме сегмент ST расположен на изолинии. Но, нормой считается и варианты, когда сегмент ST располагается на 1,5-2 клеточки выше изолинии (такой подъем обычно сочетается с высоким положительным зубцом T). В редких случаях поднятие сегмента ST может достигать даже 3 клеточек (при наличии глубокого зубца S и высокого положительного зубца T, чаще всего регистрируемых в грудных отведениях V2, V3).

В норме снижение сегмента ST не должно превышать половины клеточки. В редких случаях в III стандартном отведении у здоровых людей может наблюдаться снижение сегмента ST более, чем на 0,5 мм, если последующий зубец T низкой амплитуды или отрицательный.

**1.4** Нейронные сети

Для своевременной диагностики аритмии разрабатываются различные методы. Одним из них является использование искусственных нейронных сетей, при помощи которых можно провести обнаружение формы волн ЭКГ.

Нейронные сети широко применяются для большого круга проблем классификации в сфере здравоохранения. Представляются различные подходы нейронной сети, предложенные в литературе, которые различаются по топологии и режиму работы. Каждая модель может быть задана следующими семью основными концепциями:

1. Набор блоков обработки.
2. Активация.
3. Функции.
4. Схема связности между нейронами (топология сети).
5. Правила обновлений действий каждого узла.
6. Внешняя среда, которая передает информацию.
7. Метод обучения нейронной сети.

Во время обучения нейронная сеть постепенно изменяет и устанавливает набор весов, способных реализовать отображение ввода-вывода без ошибок или с минимальной ошибкой, установленной пользователем. Одним из типов контролируемого обучения является обратное распространение обучения (Multilayer-perceptron Feed-forward back-propagation MLPNN).

После обширной обработки сигналов данные готовы для обработки классификаторами и классифицированы в нормальный синусовый или ритмический ритм с использованием Гауссовой модели (GMM), нейронной сети распространения ошибок (EBPNN) и опорной векторной машины (SVM). GMM использует байесовскую вероятность для оптимизации функции до тех пор, пока она не сходится к оптимальной классификации. EBPNN обучает классификатор, используя тестовые данные, где определенные типы шаблонов взвешиваются, а веса корректируются сетью до тех пор, пока целевая функция не будет минимизирована. На этом этапе сеть обучается и может классифицировать данные. SVM оптимизирует границу так, что расстояние между элементами, представляющими аритмический и нормальный синусы, максимизируется.

Нейронные сети – один из способов анализа сигналов ЭКГ. Сигнал фильтруется двумя различными полосовыми фильтрами, а затем выходы умножаются. Это умножение выполняет операцию И. Если оба выхода сигнала высоки, тогда результат высок и указывает на комплекс QRS.

**1.5** Предварительная обработка данных

Анализировать можно как качественные, так и некачественные данные. Результат будет достигнут и в том, и в другом случае. Для обеспечения качественного анализа необходимо проведение предварительной обработки данных, которая является необходимым этапом процесса Data Mining.

В этом проекте используется база данных аритмии MIT-BIH из Physionet[4]. Эта база данных содержит 48 записей из 47 предметов, изученных лабораторией аритмии BIH. Каждая запись содержит два 30-минутных ЭКГ-сигнала. Частота данных ЭКГ составляла 360 Гц.

Первым шагом предварительной обработки данных ЭКГ является снижение базового шума. Исходная ЭКГ содержит нерегулярное расстояние между пиками, сама форма пика, наличие низкочастотной составляющей в ЭКГ из-за дыхания пациента и другие виды шума (рисунок 1.4). Для решения этой задачи, обработка данных должна содержать определенные этапы, чтобы уменьшить влияние этих факторов.

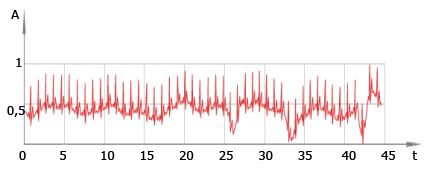


Рисунок 1.4 – Необработанные данные

Чтобы удалить низкочастотные сигналы, требуется применить прямое быстрое преобразование Фурье (БПФ) и восстановить данные с помощью обратного быстрого преобразования Фурье (рисунок 1.5). После снижения исходного уровня шума, производится сегментация ЭКГ. На этом этапе непрерывные сигналы превращаются в сегментированные биения ЭКГ.

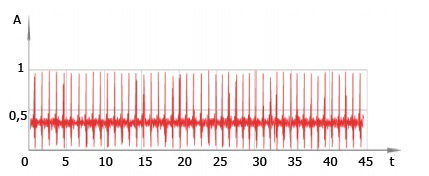


Рисунок 1.5 Отфильтрованная ЭКГ

**1.6** Извлечение признаков

Для уменьшения вероятности неверно распознанных случаев, в качестве входного сигнала нейронной сети была выполнена обработка многоканальных данных. Добавление данных с двух каналов сводит к минимуму вероятность неправильной идентификации аритмии сердца. Входы для сетей были выбраны с учетом двух важных моментов:

1. Входы должны иметь стандартный размер, такой, чтобы он не был слишком мал, чтобы покрыть один цикл ЭКГ, и не высок, для увеличения числа ударов, необходимых для анализа сигнала.

2. Входные данные должны быть расположены так, чтобы пик R в комплексе QRS находился в центре сигнального цикла.

**1.7** Классификация кардиоциклов

Структуры нейронных сетей обучаются с использованием здоровых и нездоровых пациентов. Если значение выхода узла выходного слоя равно логической единице, то это интерпретируется как аритмия. Если значение равно логическому нулю – нормальное состояние. Если же значение больше или равно 0.5, то принимается значение логической единицы и вычисляется ошибка, в обратном случае, соответственно, рассматривается как логический нуль.

Задачей классификации кардиоциклов является отнесение результатов к одному из заданных классов на выходном слое нейронной сети. На входы нейронов первого слоя поступает вектор признаков кардиоцикла, затем, выходы нейронов первого слоя поступают на входы нейронов второго слоя и так далее. В результате сформируется выходной вектор из значений равных 1 или 0.