

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания (болезни системы кровообращения) являются основной причиной смерти как в России, так и во всём мире.

Россия занимает лидирующее положение по смертности от сердечно-сосудистых заболеваний, среди которых наибольшую частоту имеет ишемическая болезнь сердца [1]. В 2018 году в России умерло 1 489 941 человек, из них 856 127 человек умерли из-за болезней системы кровообращения [2], что составляет 57,46% от общего числа смертей.

Наиболее распространенным методом диагностики патологий сердца является регистрация электрокардиография (ЭКГ) – методика регистрации и исследования электрических полей, образующихся при работе сердца. Результатом проведения электрокардиографического исследования является электрокардиограмма (ЭКГ), на которой выделяются характерные точки, интервалы, сегменты и комплексы, форма и расположение которых становятся важной диагностической информацией (рисунок 1).

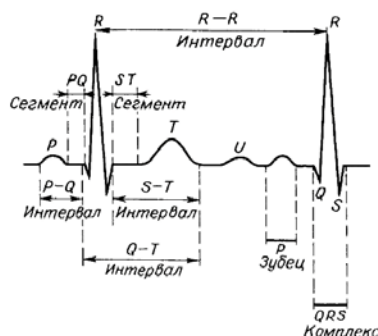


Рисунок 1 – Электрокардиограмма

Однако для эффективного использования ЭКГ в качестве диагностической информации для некоторых заболеваний необходим существенный опыт лечащего врача. С целью повышения информативности в диагностических задачах используется метод векторкардиографии (ВЭКГ) – метод исследования сердца, основанный, как и ЭКГ, на регистрации изменений за сердечный цикл суммарного вектора электродвижущих сил сердца, но в проекции его не на линию (ось отведения), а на плоскость [3].

Ход электрического возбуждения по миокарду отображается на ВЭКГ в виде трех основных петель — P, QRS и T (рисунок 2), обозначенных по их

соответствию зубцам Р и Т и комплексу QRS ЭКГ. Сопоставление ВЭКГ, записанных в трех и более взаимно непараллельных плоскостях, позволяет достоверно представить динамику суммарных векторов предсердий и желудочков сердца по времени в трехмерном пространстве. Анализируют ВЭКГ по максимальной длине (максимальному вектору) и ширине петель, их форме, углам отклонения максимальных векторов от координатных осей плоскости регистрации и другим параметрам. Однако в широкой диагностической практике ВЭКГ не используется. Ее применяют в основном в кардиологических отделениях для уточненной диагностики некоторых блокад и нарушений ритма сердца (при недостаточности данных электрокардиографии), гипертрофии и гиперфункции предсердий, а также в научных исследованиях [4].

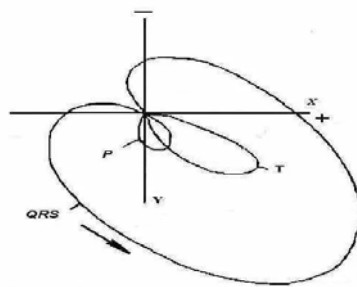


Рисунок 2 – Схематичное представление векторкардиограммы

Таким образом, ВЭКГ позволяет представлять электрический вектор сердца во время сердечного цикла. Этот вектор представляет собой направление дипольного момента сердца, что дает информацию о сокращении сердечной мышцы. Благодаря анализу 3D изображения или проекций на 3 основные плоскости, врачи могут корректировать диагноз и более полноценно оценить состояния сердечной мышцы.

С точки зрения математики переход из ЭКГ в ВЭКГ схож с методом уменьшения размерности, так как из имеющихся синхронных восьми сигналов ЭКГ мы получаем один трехмерный итоговый результат, характеризующий кардиоцикл. Так же данный переход позволяет перейти из временного многоканального представления в формат трех проекционных 2D изображений или одного трехмерного изображения, что дает возможность использовать уникальные подходы по обработке и машинному обучению для ЭКГ анализа.

ГЛАВА 1 – ОПИСАНИЕ ПРОЕКТА

Целью данной работы являлось улучшение процесса получения ВЭКГ на основе исходных ЭКГ сигналов, представленных в формате edf. В данном модернизированном проекте представлена программа, позволяющая производить построение ВЭКГ в трех плоскостях, а также дающая возможность интерактивно взаимодействовать с 3D отображением. Для более гибкой настройки имеется возможность включать/выключать фильтрацию артефактов дыхания, менять частоту дискретизации исходного сигнала, выбирать интересующие периоды кардиоцикла и находить основные точки PQRS на сигналах всех отведений. Так же добавлена возможность производить сохранение полученных проекций ВЭКГ на главные плоскости в виде черно-белых изображений для создания датасета для дальнейших исследований и ML разработок.

Репозиторий доступен по данной ссылке –

https://github.com/Koldim2001/vector_ECG/tree/main

Новый проект использует setuptools для упаковки Python-проекта в виде распределения, которое можно установить с помощью pip. Когда проект устанавливается, его файлы и зависимости копируются в стандартные места Python-пакетов, и Python интерпретатор может найти и использовать эти библиотеки при необходимости.

После установки проекта с помощью setuptools, команды, определенные в entry_points, становятся доступными из командной строки. В данном случае, после установки проекта, появится новая команда get_VECG, которую можно вызывать из командной строки для выполнения функции main из модуля main.py. Это позволяет запускать скрипт с определенными аргументами и параметрами прямо из командной строки без необходимости указания полного пути к скрипту.

Для более удобной работы был внедрен удобный парсинг аргументов при вызове функции, что позволяет гибко настраивать желаемый функционал.

Список параметров с пояснениями, которые можно передать на вход программы ее перед запуском в CLI:

Параметр	Описание	Значение по умолчанию
--data_edf	Путь к файлу ЭКГ формата edf	-
--n_term_start	Номер интересующего для анализа периода кардиоцикла. Если необходимо построить результат за диапазон периодов, то данный параметр задает стартовое значение номера периода для записи в ЭКГ	3
--n_term_finish	Параметр задается исключительно при необходимости построить диапазон периодов. Значение является номером периода, до которого будет вестись запись в ЭКГ (включительно)	None
--filt	Включение/выключение цифровой фильтрации исходных сигналов с помощью фильтра Баттерворта 1 порядка (ФВЧ).	False
--f_sreza	Задание частоты среза ФВЧ фильтра. Используется исключительно при выборе режима --filt=True.	0.7 Гц
--f_sampling	Задание частоты дискретизации. Будет проведено ресемплирование исходного сигнала с использованием линейной интерполяции.	1500 Гц
--show_detected_pqrst	Включение/выключение режима для построения ключевых точек PQRST для сигнала ЭКГ, полученных с помощью дискретных вейвлет преобразований.	False

--show_ecg	Включение / выключение режима для построения графиков всех отведений и обнаруженных QRS пиков, относительно которых ведется подсчет номеров n_term_start и n_term_finish.	False
--plot_3d	Включение / выключение режима для интерактивного отображения 3D графика в ЭКГ. По умолчанию режим включен	True
--qrs_loop_area	Включение / выключение режима для расчета площади QRS петли по всем проекциям. Работает при отображении лишь одного периода ЭКГ.	True
--t_loop_area	Включение / выключение режима для расчета площади ST-T петли по всем проекциям. Работает при отображении лишь одного периода ЭКГ. (PS: Расчет является менее точным, чем QRS петли из-за множественных самопересечений)	False
--show_log_loop_area	Включение / выключение режима для отображения отдельных петель. Доступен при включенной опции расчета площади какой-либо из петель: QRS_loop_area или T_loop_area.	False
--count_qrst_angle	Включение / выключение режима для вычисления пространственного угла QRST, а также проекции угла на фронтальную плоскость. Работает при отображении лишь одного периода ЭКГ.	True

--show_log_qrst_angle	Включение / выключение режима для трехмерного отображения угла QRST на ВЭКГ. Работает при выборе режима count_qrst_angle=True.	False
--save_images	Включение / выключение режима для сохранения графиков в ЭКГ трех плоскостей в качестве png изображений. Сохранение производится в папку saved_vECG, создающуюся в корне репозитория. Работает при отображении лишь одного периода кардиоцикла.	False
--cancel_showing	Включение / выключение режима для вывода любых графиков. Позволяет выключить отображение графических результатов для возможности использовать get_VECG в цикле по файлам ЭКГ.	False => отображение графиков включено
--mean_filter	Включение / выключение фильтра среднего для ST-T петли чтобы сгладить ВЭКГ	True
--help	Покажет существующие варианты парсинга аргументов в CLI	-

В программе предусмотрены проверки на введение неверных величин. Например, если будет введен номер периода, которого не существует или n_term_finish будет менее n_term_start, то программа прекратит работу, сообщив пользователю об ошибке. Если указать значение n_term_start и n_term_finish равным одному и тому же значению, то программа воспримет это как в случае с выбором для анализа одного конкретного периода кардиоцикла.

Для установки программы необходимо установить python 3 версии. Далее требуется клонировать к себе репозиторий и ввести в терминале данную команду для загрузки библиотек: **“pip install -e .”**

Пример запуска скрипта в теримнале:

Классический подход с предустановленными параметрами:

```
get_VECG --data_edf="Data_VECG\ECG_1.edf"
```

Примеры более тонкой настройка параметров под конкретные случаи:

1) Задание диапазона периодов ЭКГ для обработки:

```
get_VECG --data_edf="Data_VECG\ECG_1.edf" --n_term_start=2  
--n_term_finish=6 --filt=True --f_sreza=0.5 --f_sampling=2000  
--show_detected_pqrst=True --show_ecg=True --plot_3d=True  
--mean_filter=False
```

2) Задание одного периода ЭКГ для обработки и сохранения результатов ВЭКГ в виде png файлов масштабированных проекций:

```
get_VECG --data_edf="Data_VECG\ECG_1.edf" --n_term_start=3 --filt=True  
--f_sreza=0.5 --f_sampling=2500 --show_detected_pqrst=False  
--show_ecg=False --plot_3d=False --qrs_loop_area=False --t_loop_area=False  
--show_log_loop_area=False --count_qrst_angle=False --mean_filter=False  
--show_log_qrst_angle=False --save_images=True --show_log_scaling=True
```

3) Задание одного периода ЭКГ для обработки с выводом всех логов и найденных углов с площадями:

```
get_VECG --data_edf="Data_VECG\ECG_1.edf" --n_term_start=3 --filt=True  
--f_sreza=0.5 --f_sampling=2500 --show_detected_pqrst=True --show_ecg=True  
--plot_3d=True --qrs_loop_area=True --t_loop_area=True  
--show_log_loop_area=True --save_images=False --show_log_scaling=True  
--count_qrst_angle=True --show_log_qrst_angle=True --mean_filter=False
```

Видеолекция с демонстрацией работы программы доступна по [ссылке](#)

ГЛАВА 2 - ПРЕДОБРАБОТКА ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММЫ

2.1 Считывание данных

Данные на вход приходят в формате EDF и после обработки мы получаем таблицу csv в которой все данные по каналам лежат в отдельных столбцах (рисунок 3).

	ECG I	ECG II	ECG III	ECG AVR	ECG AVL	ECG AVF	ECG V1	ECG V2	ECG V3	ECG V4	ECG V5	ECG V6
0	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
1	0.00001	0.00001	0.00000	-0.00001	0.00000	0.00001	-0.00001	0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00001
2	0.00002	0.00001	-0.00001	-0.00001	0.00001	0.00000	0.00000	0.00004	0.00000	0.00000	0.00000	-0.00001
3	0.00000	-0.00002	-0.00002	0.00001	0.00001	-0.00002	0.00000	0.00006	0.00000	0.00001	0.00000	0.00000
4	0.00000	-0.00002	-0.00002	0.00001	0.00001	-0.00002	0.00000	0.00007	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00000
...
7495	-0.00022	0.00034	0.00056	-0.00006	-0.00039	0.00045	-0.00054	0.00019	-0.00011	0.00012	-0.00003	-0.00001
7496	-0.00023	0.00034	0.00057	-0.00005	-0.00040	0.00045	-0.00054	0.00019	-0.00010	0.00012	-0.00003	0.00000
7497	-0.00023	0.00034	0.00057	-0.00005	-0.00040	0.00045	-0.00055	0.00019	-0.00011	0.00012	-0.00003	0.00000
7498	-0.00022	0.00036	0.00058	-0.00007	-0.00040	0.00047	-0.00056	0.00017	-0.00012	0.00010	-0.00004	-0.00001
7499	-0.00023	0.00036	0.00059	-0.00006	-0.00041	0.00047	-0.00056	0.00017	-0.00013	0.00010	-0.00005	-0.00001

Рисунок 3 – Отображение полученных многоканальных данных.

Формат EDF (European Data Format) представляет собой стандартный формат для хранения временных серий данных, включая ЭКГ (электрокардиограмма) и другие биомедицинские сигналы. Основные характеристики формата EDF:

1. Мультиканальность: Позволяет хранить данные с нескольких каналов, собранных одновременно с различных сенсоров.
2. Одновременное сэмплирование: Все каналы имеют одинаковую частоту дискретизации (sampling rate).
3. Метаданные: Хранит информацию о каждом канале, такую как его имя, единицы измерения и другие параметры.
4. Простота и эффективность: Предназначен для хранения больших объемов данных и обеспечивает эффективное использование памяти.

Как можно увидеть из метаданных на рисунке 4, прибор МИОКАРД-12 имеет встроенный ФНЧ фильтр для предотвращения высокочастотных помех и аллайзинга. Встроенных ФВЧ не имеется.

Measurement date	May 24, 2023 17:38:57 GMT
Experimenter	Unknown
Participant	Unknown
Digitized points	Not available
Good channels	12 EEG
Bad channels	None
EOG channels	Not available
ECG channels	Not available
Sampling frequency	250.00 Hz
Highpass	0.00 Hz
Lowpass	125.00 Hz

Рисунок 4 – Метаданные от МИОКАРД-12

2.2 Ресемплирование исходного сигнала

Для того, чтобы строить отображение QRS области на ВЭКГ исходных 250-500 Гц дискретизации прибора слишком мало (рисунок 5, 6).

По этой причине, для создания более плавной итоговой картины с более частыми точками была реализована операция ресемплирования сигнала с помощью линейной интерполяции исходного сигнала. Значение частоты новой дискретизации равна по умолчанию 1500 Гц, но может быть задана как параметр на выход `get_VECG` скрипта (`--f_sampling`).

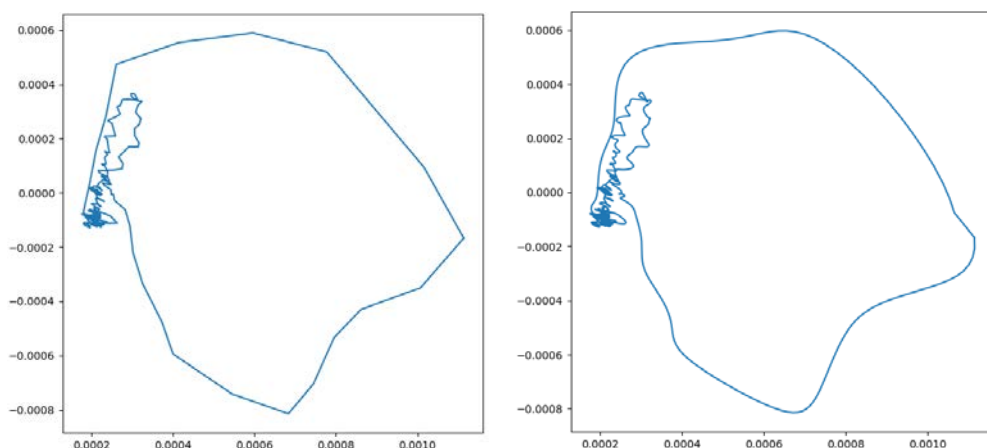


Рисунок 5 – Визуализация сагиттальной проекции ВЭКГ до и после ресемплирования

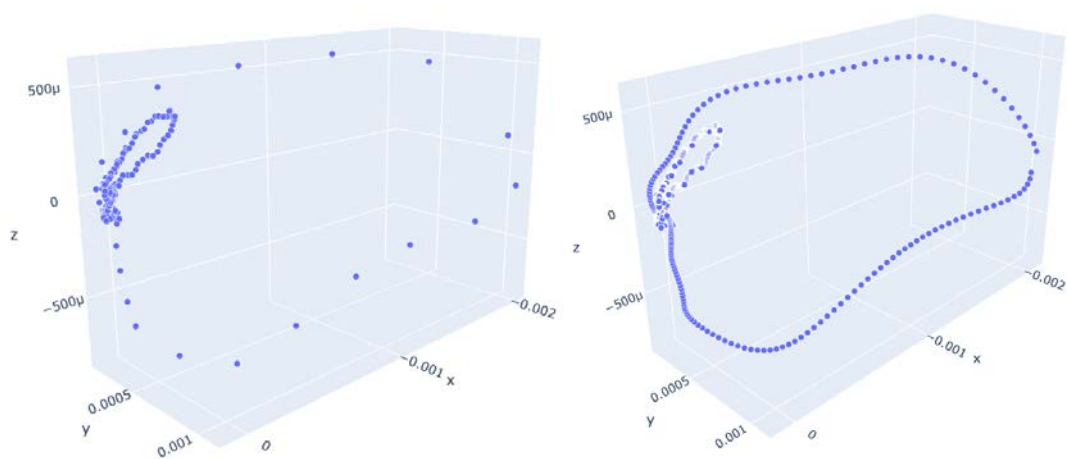


Рисунок 6 – Визуализация трехмерной ВЭКГ до и после ресемплирования

2.3 Детектирование PQRST комплекса

Для того, чтобы определить конкретный заданный период кардиоцикла или выделить интересующую область в несколько кардиоциклов, необходимо определять точки начала и конца каждого интервала. Для этого был реализован подход и рассмотрением сигнала от начала R зубца текущего до R зубца следующего цикла. Так что один цикл начинается и заканчивается на области R пика.

Перед нами стояла задача по разработке системы по детектированию R зубцов. Прошлым подходом по его определению был алгоритм с использованием градиентного бустинга, но он давал не очень высокую точность определения.

По этой причине стояла задача улучшения этого подхода с использованием более классических подходов в обработке сигналов. Был определен самый распространенный подход в детектировании всех основных комплексов PQRST, основанный на дискретном вейвлет преобразовании.

Данный алгоритм поиска точек работает следующим образом:

1. Применение ДВП: ЭКГ сигнал разлагается на различные частоты с помощью ДВП.
2. Анализ высокочастотных коэффициентов: Высокочастотные коэффициенты ДВП анализируются для обнаружения быстрых изменений, соответствующих точкам R и S.

3. Анализ низкочастотных коэффициентов: Низкочастотные коэффициенты ДВП анализируются для обнаружения пиков, соответствующих точкам Р и Т.
4. Определение местоположения точек: Алгоритм определяет местоположение точек PQRST на основе обнаруженных пиков и их характеристик. Происходит усреднение областей найденных точек если близко имеются одинаковые предикты.

Данный готовый алгоритм был применен для нахождения R зубцов на первом отведении, что позволило из-за параллельности записи каналов определить соответствующие пики и на остальных отведениях (рисунок 7).

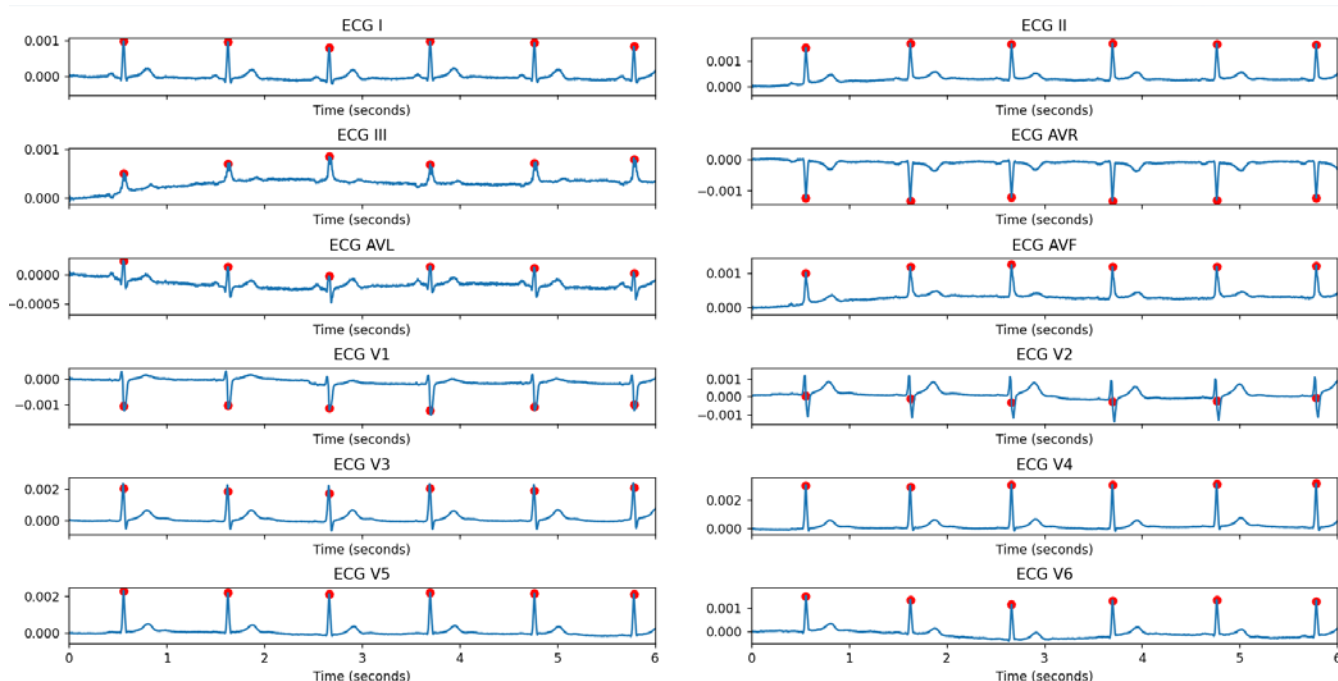


Рисунок 7 – Сигналы всех отведений с детектированными R зубцами

Таким образом, была получена возможность получать любой интересующий кардиоцикл для финальной визуализации ВЭКГ.

Помимо этого, был имплементирован алгоритм по поиску точек Р, Q, S, Т, который будет использоваться в вычислениях угла QRS и площадей петель. Пример нахождения этих точек можно увидеть на рисунке 8.

В программе реализован принцип повторной попытки детектировать точки в случае неуспешной попытки на первом отведении. Во время второй попытки используется для анализа второе отведение ЭКГ. При повторном отсутствии

результатов программа выдает уведомление о невозможности провести детектирование и прерывает свое выполнение.

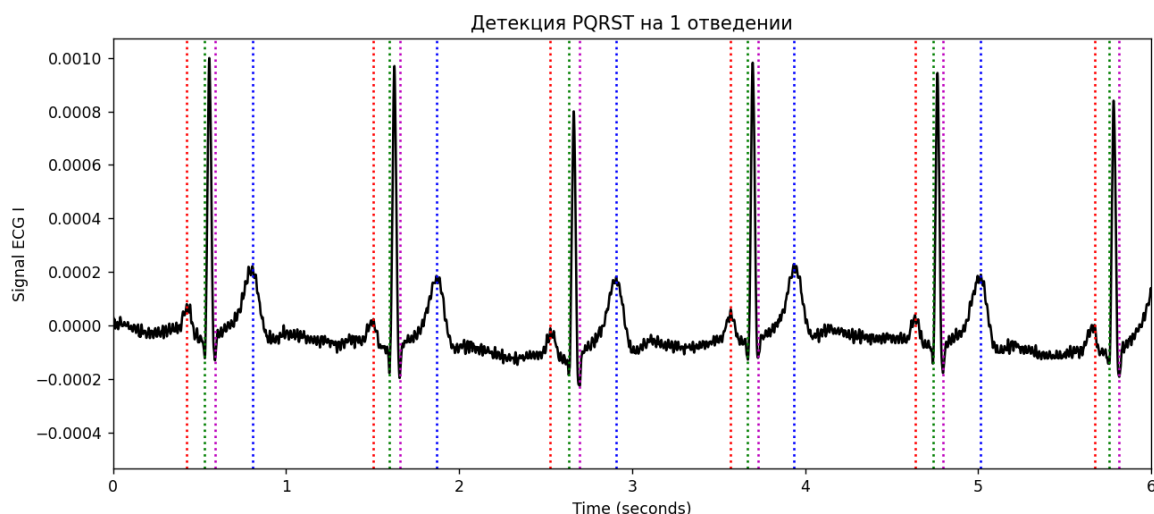


Рисунок 8 – Детекция точек P, Q, S, T

2.4 Фильтрация сигнала

Еще одним из ключевых факторов, искажающим вид кардиограммы, является наличие артефактов дыхания. Они представляют собой колебания низких частот, что видно на рисунке 9.

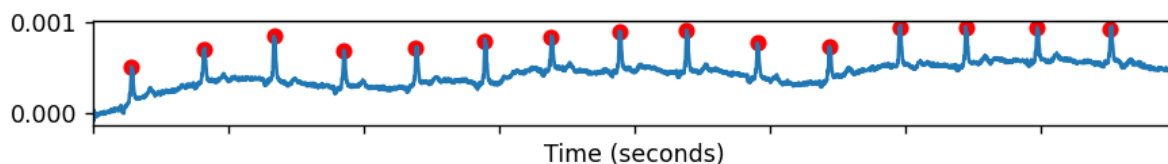


Рисунок 9 – Иллюстрация артефактов дыхания на кардиограмме

Для обработки данных артефактов имеется возможность применить фильтр высоких частот (ФВЧ) Баттерворта первого порядка (рисунок 10).

В процессе исследований был определен наилучший диапазон частот среза, который является одним из параметров при парсинге аргументов (--f_sreza) в финальном скрипте.

Наилучший диапазон для частоты среза составляет 0.5-0.8 Гц

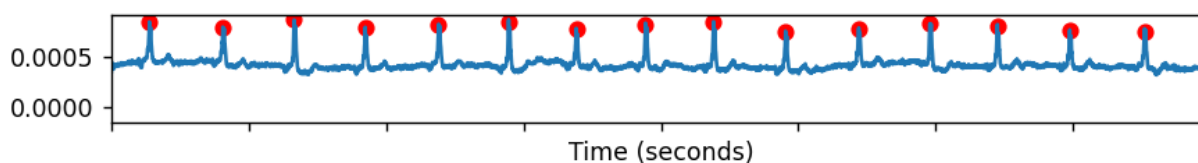


Рисунок 10 – Результат после цифровой ФВЧ фильтрации

При использовании фильтров более высокого порядка, происходят сильные искажения исходного ЭКГ, что делает дальнейшие результаты построения ВЭКГ ошибочными.

Положительный аспект фильтрации можно наблюдать при задании большого интервала по кардиоциклам для 3D построения ВЭКГ (рисунок 11, 12).

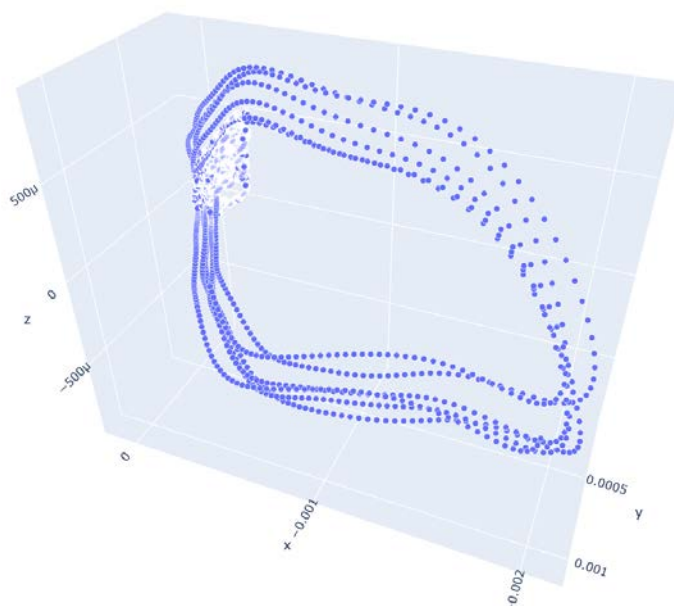


Рисунок 11 – Построение 6 периодов ВЭКГ без применения ФВЧ

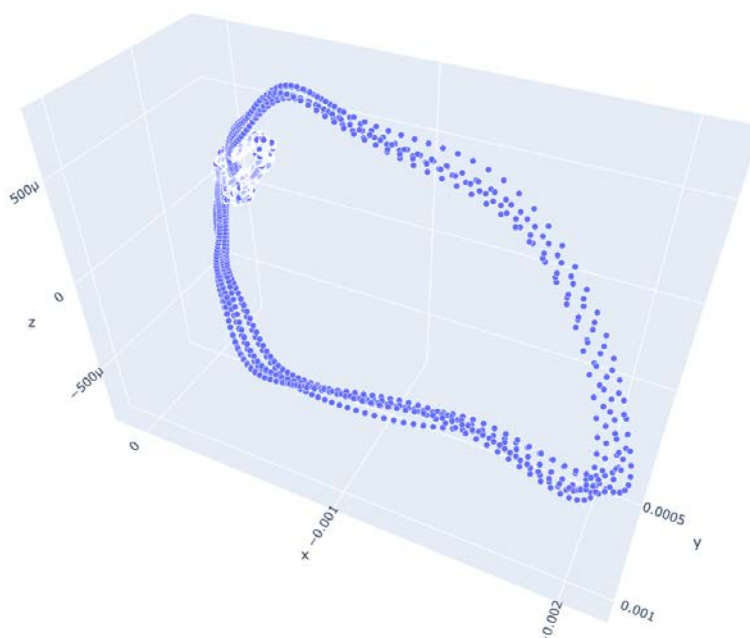


Рисунок 11 – Построение 6 периодов ВЭКГ с применения ФВЧ

Хорошо заметно, что при использовании фильтрации все циклы практически полностью идентичны и повторяют один и тот же контур. Тогда как в случае без нее циклы расходятся и не повторяют друг друга

ГЛАВА 3 - ПОСТРОЕНИЕ ВЕКТОРКАРДИОГРАММЫ

3.1 Расчет и визуализация векторкардиограммы

ВЭКГ визуализируется в трех основных анатомических плоскостях человека (рисунок 12) и рассчитывается по формулам, показанным на рисунке 13 на основе отведений ЭКГ [5].

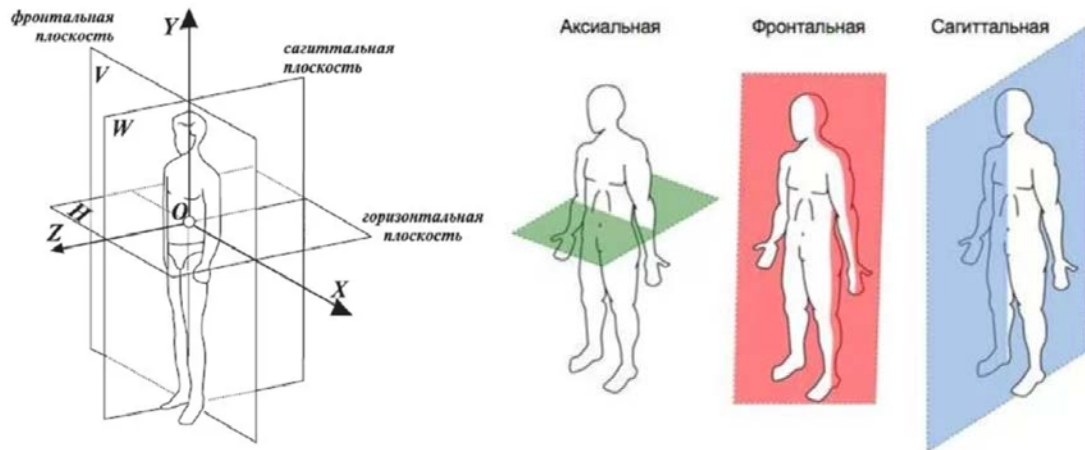


Рисунок 12 – Анатомические плоскости

$$X = -(-0.172 V1 - 0.074 V2 + 0.122 V3 + 0.231 V4 + 0.239 V5 + 0.194 V6 + 0.156 DI - 0.010 DII) \quad (1)$$

$$Y = (0.057 V1 - 0.019 V2 - 0.106 V3 - 0.022 V4 + 0.041 V5 + 0.048 V6 - 0.227 DI + 0.887 DII) \quad (2)$$

$$Z = -(-0.229 V1 - 0.310 V2 - 0.246 V3 - 0.063 V4 + 0.055 V5 + 0.108 V6 + 0.022 DI + 0.102 DII) \quad (3)$$

Рисунок 13 – Формулы для расчета ВЭКГ

3.2 Создания датасета для работы с ВЭКГ как с изображениями.

В коде была добавлена возможность генерации датасета. Для каждого конкретного периода кардиоцикла и пациента можно создать 3 grayscale изображения, являющиеся проекциями ВЭКГ на основные плоскости. Это позволит в дальнейших исследованиях обучать нейронные сети и алгоритмы машинного обучения для классификации нормы и патологии, рассматривая данные ВЭКГ как изображения.

Создание множества фотографий на основе одного пациента с отличием по номеру цикла было добавлено для реализации естественной аугментации датасета без использования трансформаций.

Для того, чтобы форма ВЭКГ по всем проекциям соответствовала исходным масштабам и сами петли располагались соответственно реальным расположениям была реализована процедура масштабирования.

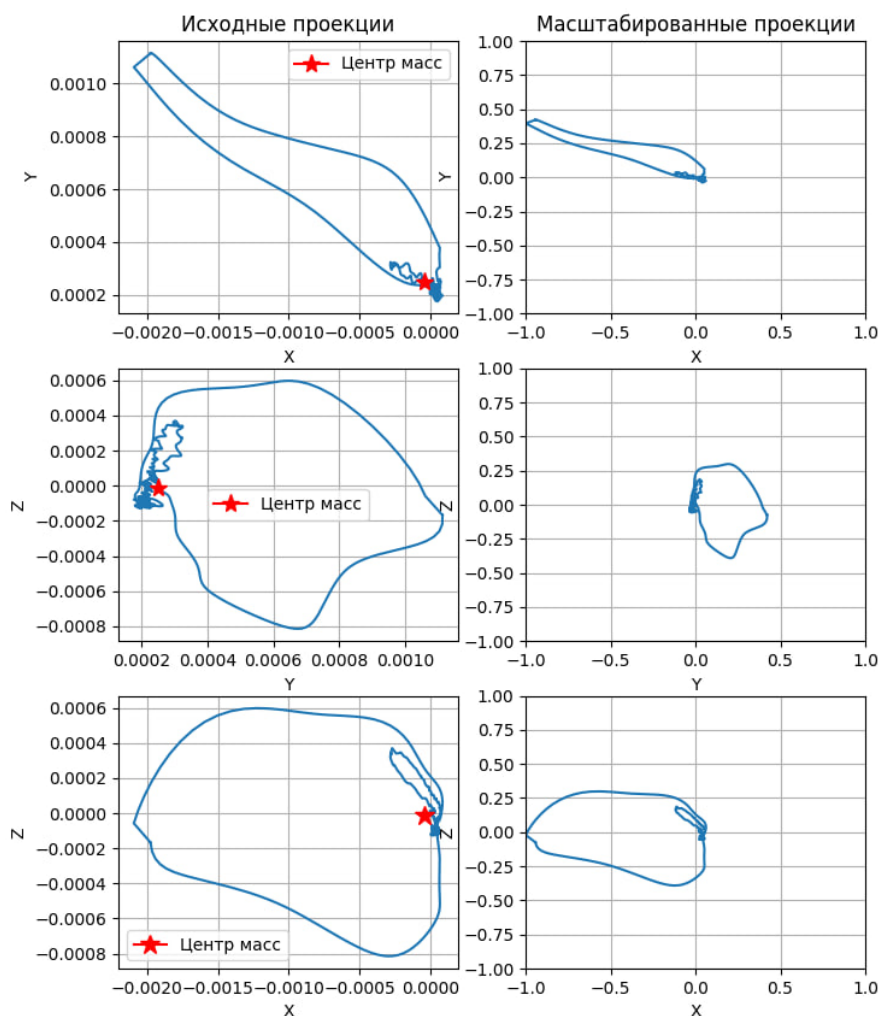
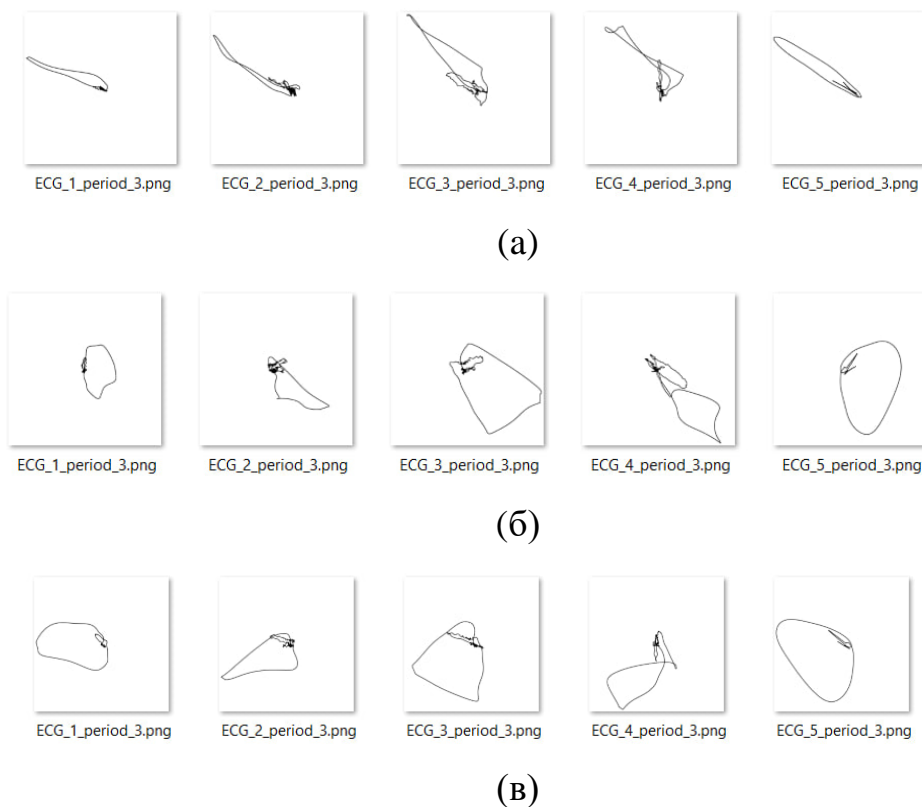


Рисунок 14 – Реализация масштабирования

Первым делом вычисляется расположение центра масс ВЭКГ (то есть точка среднего значения по всем осям). Далее происходит вычитание координаты центра масс из всего массива точек ВЭКГ, что позволяет итоговый график перенести в координату нуля по трем осям.

После этого осуществляется определение максимальной по модулю координату преобразованного векторного представления ЭКГ. После чего весь исходный массив трехмерных точек делится на это вычисленное значение. Таким образом мы приводим исходный ВЭКГ в диапазон от -1 до 1 включительно с сохранением реальных пропорций и относительных местоположений по всем проекциям.

Пример получаемых изображений проекций представлен на рисунке 15.



а – фронтальные проекции, б – сагиттальные проекции, в – аксиальные проекции

Рисунок 15 – Пример создания датасета изображений на основе пяти результатов ЭКГ после процедуры масштабирования (в примере представлен обработанный третий период кардиоцикла)

3.3 Результаты генерации ВЭКГ на основе ЭКГ.

Рассмотрим пример получения ВЭКГ с использованием ЭКГ, зарегистрированных на трех пациентах с помощью прибора МИОКАРД-12 в НОМТЦ МГТУ им. Н.Э. Баумана.

На рисунке 16 представлены результаты в проекциях на главные плоскости.

На рисунке 17 представлен вид интерактивного 3D режима визуализации результатов обработки векторного ЭКГ.

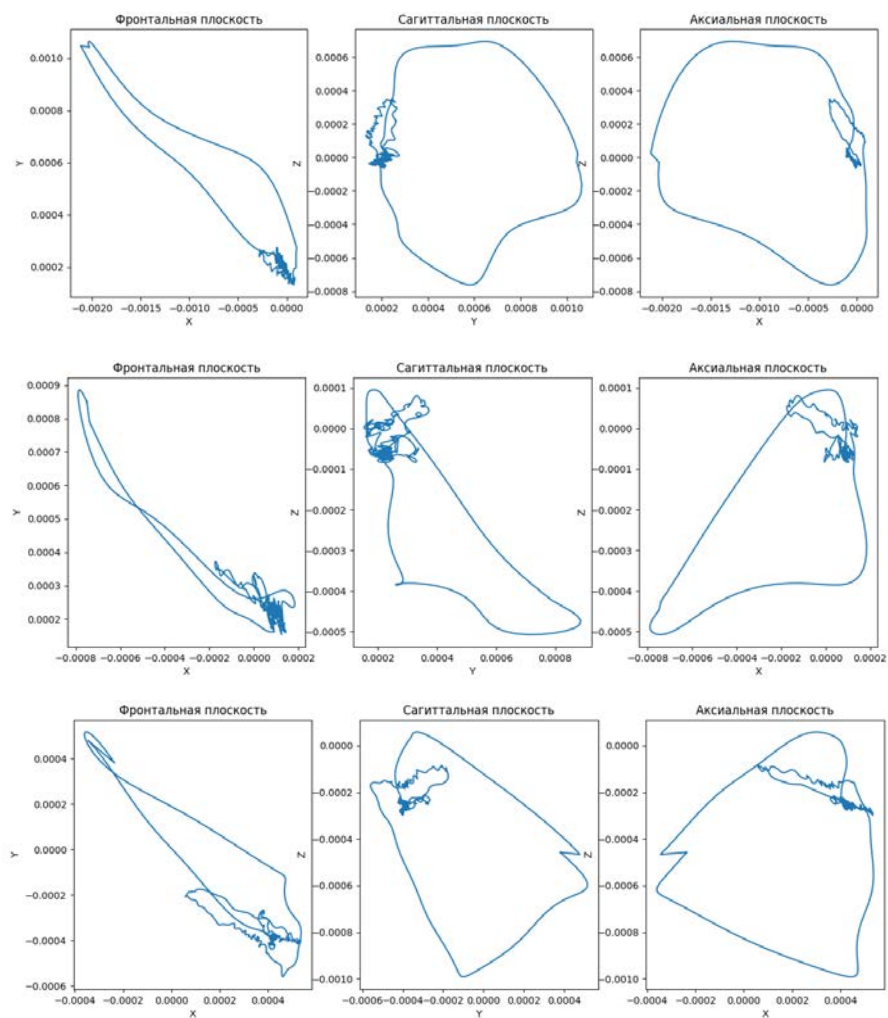


Рисунок 16 – Визуализация ВЭКГ в трех проекциях для трех испытуемых

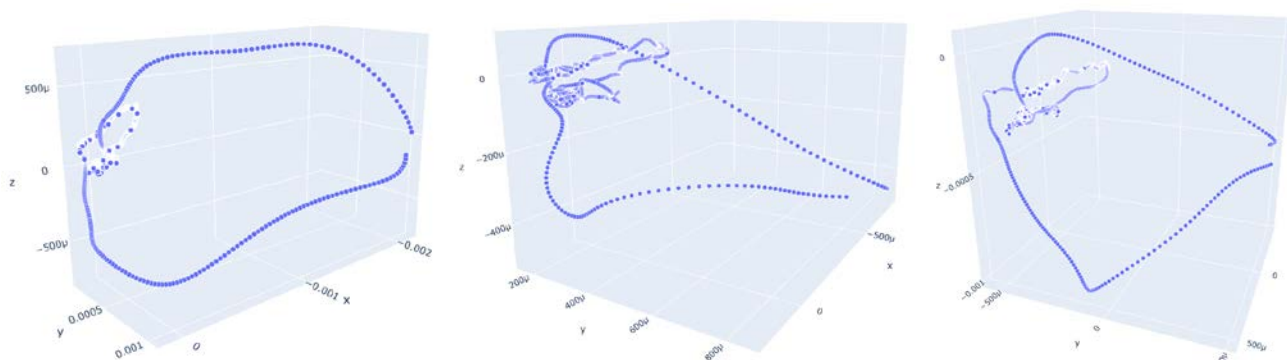


Рисунок 17 – 3D визуализация ВЭКГ для трех испытуемых

3.4 Сглаживание полученного ВЭКГ.

Была добавлена возможность визуализировать сглаженный вариант векторной ЭКГ. Результат данного сглаживания соответствует классическим представлениям из литературы о направлении диполя сердца в процессе кардиоцикла (Рисунок 18 [6]).

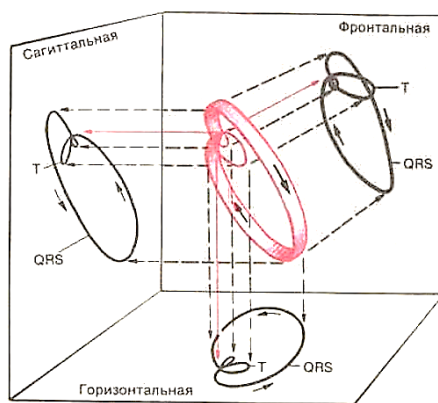
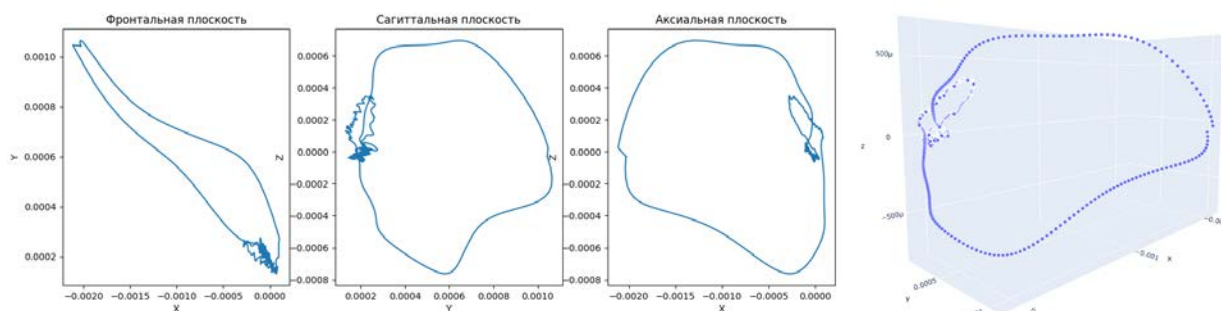
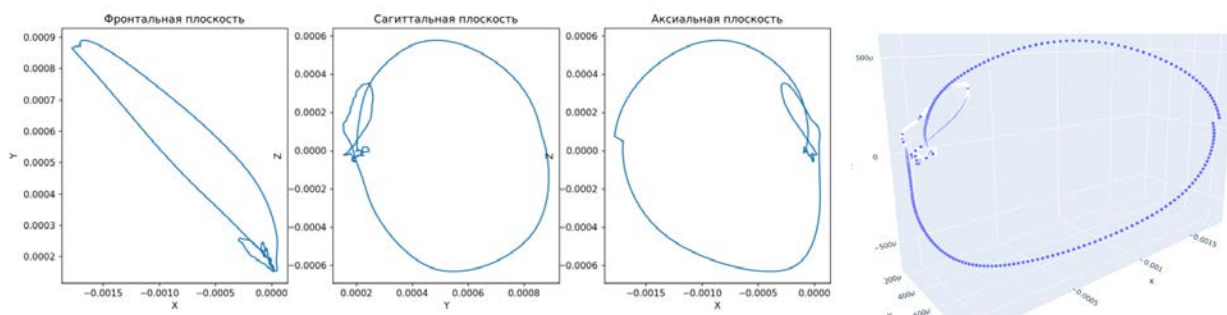


Рисунок 18 – Трехмерная векторная петля и ее проекции в трех плоскостях тела

Реализуется данное сглаживание с помощью фильтрации фильтром среднего массивов координат x , y и z у полученных сигналов. Значение окна фильтра равно целому числу, наиболее близкому к 2% от частоты дискретизации в герцах. Зависимость от частоты дискретизации обусловлена тем, что чем чаще берем точки при ресемплинге, тем больше нужно и окно чтобы убрать зигзаги на петлях.



(а)



(б)

а – до фильтрации, б – после фильтрации

Рисунок 19 – Реализация сглаживания петель

Данная фильтрация хоть и сглаживает петлю ST-T, но значительно изменяет исходный внешний вид петли QRS, которая является информативным параметром при дальнейших исследованиях машинного обучения и получении информативных признаков.

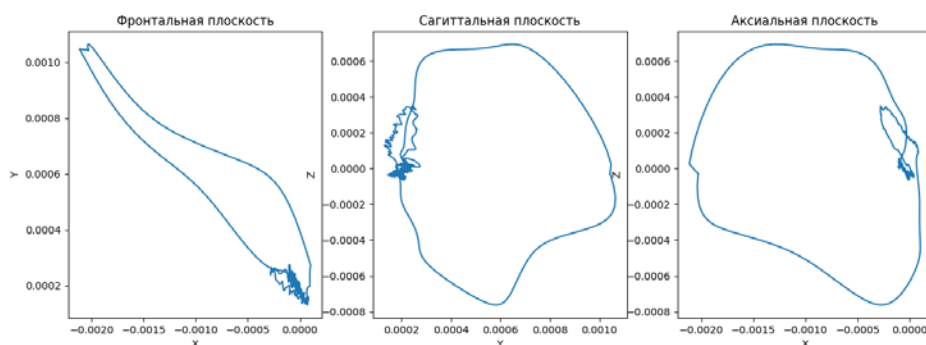
По этой причине данная фильтрация добавлена в код в виде опционального параметра, который будет отключен при генерации данных для обучения моделей.

ГЛАВА 4 – ОПРЕДЕЛЕНИЕ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ

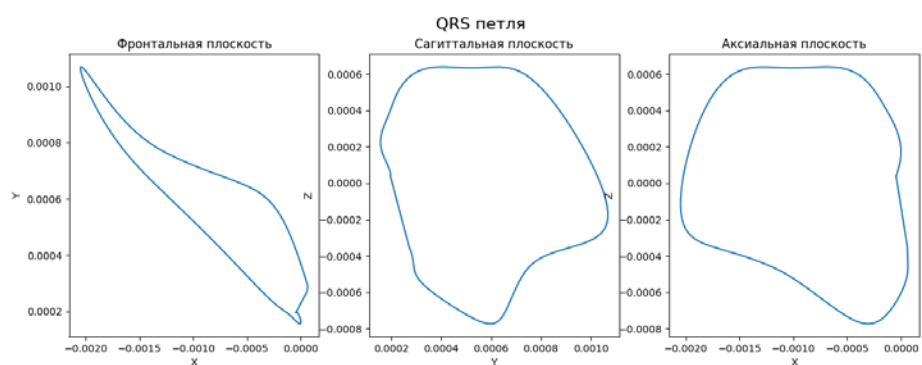
4.1 Выделение QRS и ST-T петель.

Для вычисления областей петель используются найденные точки пиков Q, S, а также точка окончания Т интервала.

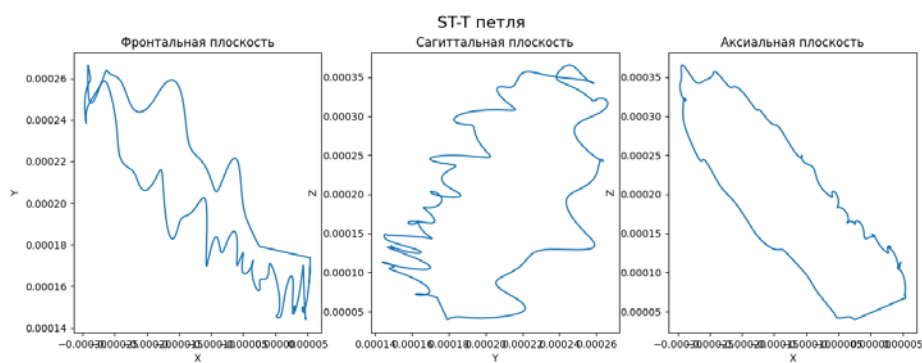
Так как все области строятся согласно введенному пользователем периоду кардиоцикла, поэтому все точки, интересующие нас для обработки петель, находятся как ближайшие к заданному по счету R зубцу.



(а)



(б)



(в)

а – полный ВЭКГ, б – петля QRS, в – петля ST-T

Рисунок 18 – Нахождение петель в исходной ВЭКГ

Петля QRS определяется как набор точек ВЭКГ, лежащих между ближайшими Q и S пиками.

Петля ST-T определяется как область, начинающаяся на 25 миллисекунд позднее ближайшей точки S и заканчивающаяся в точки окончания ближайшего T участка.

Пример определения петель представлен на рисунке 18.

4.2 Вычисление площадей петель.

Для вычисления площадей проекций петель был реализован подход с вычислением площади замкнутого полигона.

Каждый замкнутый контур можно разбить на большое число трапеций и посчитать финальную площадь петли как сумму площадей таких участков.

У петли ST-T часто имеется большое число самопересечений (рисунок 19). Из-за этого площадь у такой фигуры зачастую интуитивно не определена, поэтому данный алгоритм может давать небольшие погрешности в финальном результате.

В случае с QRS петлей таких проблем не возникает, поэтому ее площадь практически всегда определяется достоверно.

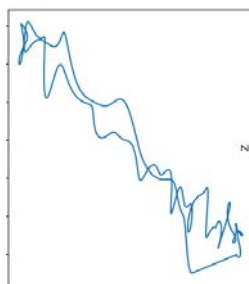


Рисунок 18 – Пример с частыми самопересечениями ST-T петли

4.3 Определение угла QRS-T.

Угол QRS-T – это угол между вектором, представляющим среднюю электродвижущую силу QRS, и вектором, представляющим среднюю электродвижущую силу волны ST-T [7].

В норме этот угол во фронтальной плоскости равен менее 60° (обычно менее 30°). Выход угла QRST за указанные пределы означает нарушение взаимосвязей между свойствами возбуждения и восстановления.

Вычисление данного угла производится следующим образом:

На предыдущих шагах были определены значения облаков точек, соответствующих QRS и ST-T петлям. Поэтому, для нахождения средних электродвижущих силы требуется найти цент масс эти двух облаков (о есть среднее значение по всем осям).

После нахождения двух итоговых точек, соответствующих центрам масс, строится 2 вектора из начала координат и далее через скалярное произведение производится вычисление величины пространственного угла QRS-T.

Пример 3D построения этих векторов представлен на рисунке 19.

Синим представлен вектор, представляющий среднюю электродвижущую силу QRS. Красным показан вектор, представляющий среднюю электродвижущую силу волны ST-T.



Рисунок 19 – 3D визуализация угла QRS-T

С помощью проецирования угла на фронтальную плоскость можно определить также величину информативного физиологического параметра - угла во фронтальной плоскости (рисунок 20).



Рисунок 20 – 3D визуализация угла QRS-T во фронтальной плоскости

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННОЙ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Школьников М. А. и др. Основные тенденции заболеваемости и смертности от сердечно-сосудистых заболеваний детей и подростков в Российской Федерации //Российский вестник перинатологии и педиатрии. – 2008. – Т. 53. – №. 4.
2. Елизарова Н. Ю., Зайнуллин М. И. Сердечно-сосудистые заболевания и высокие технологии //ИННОВАЦИОННОЕ РАЗВИТИЕ НАУКИ И ТЕХНИКИ. – 2020. – С. 15-29.
3. Schmidt-Redemann B, Beckmann R, Schaupeter W, Schmidt-Redemann W, Vogt J. [Cardiomyopathy in Duchenne muscular dystrophy. Part 2: serum enzymes, vector-cardiography, and echo-cardiography in 143 patients (author's transl)] Medizinische Klinik. 1978 Nov;73(46):1621-1626.
4. BECKING AG, BURGER HC, VAN MILAAN JB. A universal vector cardiograph. Br Heart J. 1950 Oct;12(4):339-42.
5. Daniel, G., Lissa, G., Medina Redondo, D., Vásquez, L., and Zapata, D. Real-time 3D vectorcardiography: an application for didactic use. Journal of Physics Conference Series, 2007, vol. 90, no. 1. doi:10.1088/1742-6596/90/1/012013.
6. Шмидта Р., Тевса Г. Физиология человека. ТЗ. – 1996.
7. Дисперсия QT, угол QRST, желудочковый градиент. Варианты нормы зубцов ЭКГ – URL: <https://meduniver.com/Medical/cardiologia/1458.html> (Дата обращения: 29.07.2023).