

# РАЗРАБОТКА АПК ПО ВЫЧИСЛЕНИЮ ВЭКГ И ЕГО ИНФОРМАТИВНЫХ ПРИЗНАКОВ

## ОГЛАВЛЕНИЕ

1.1 Описание работы АПК .....	2
1.1 Предобработка электрокардиограммы .....	7
1.1.1 Считывание данных.....	7
1.1.2 Ресемплирование исходного сигнала .....	8
1.1.3 Детектирование PQRSТ комплекса .....	9
1.1.4 Фильтрация сигнала .....	11
1.2 Построение векторкардиограммы.....	13
1.2.1 Расчет и визуализация векторкардиограммы .....	13
1.2.2 Сглаживание полученного ВЭКГ.....	14
1.2.3 Сохранение ВЭКГ как масштабированные изображения .....	15
1.2.4 Сохранение ВЭКГ как облако точек.....	17
1.2.5 Результаты построения ВЭКГ испытуемых.....	17
1.3 Определение физиологических параметров .....	19
1.3.1 Выделение QRS и ST-T петель.....	19
1.3.2 Вычисление площадей петель .....	20
1.3.3 Определение угла QRS-T .....	21

## **1.1 Описание работы АПК**

Первым этапом разработки системы по определению патологий на основе данных векторной ЭКГ было создание программы по обработке исходных ЭКГ сигналов, записанных на многоканальных кардиографах, отображению их в виде трехмерного интерактивного облака точек и виде изображений проекций на главные плоскости, а также вычислению информативных физиологических параметров из полученных векторных петель.

Для работы данной программы необходимо иметь синхронно записанные сигналы с 3 основных и 6 грудных отведений. Усиленные отведения не участвуют в формировании ВЭКГ.

Самым удобным и популярным способом хранения данных является EDF формат, для работы с которым и был разработан данный АПК.

Разработанный скрипт выделяет информативные каналы и метаданные о приборе, на котором было произведена регистрация. На основе этих данных производится обработка и итоговое представление результатов ВЭКГ вычисления.

Для более гибкой настройки имеется возможность включать и 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. Так же добавлена возможность включать сглаживание получаемых петель для более привычной демонстрации результатов. Код так же позволяет сохранять результат в виде csv файла облака точек и выводить любые интересующие логи производимых операций в виде графиков и изображений.

Помимо вышеперечисленного, функция вычисляет информативные параметры векторной кардиографии на основе выбранного врачом кардиоцикла.

Код 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.

В таблице 1 представлен полный список параметров с пояснениями, которые можно передать на вход программы ее перед запуском 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 команду для загрузки библиотек. Все инструкции по работе с кодом и по принципу установки расширения представлены подробно в описании проекта на GitHub. Так же имеется видео лекция, презентующая возможности данной программы.

Ссылка на проект - [https://github.com/Koldim2001/vector\\_ECG](https://github.com/Koldim2001/vector_ECG)

Таблица 1 – Описание аргументов для запуска программы

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
--plot_3d	Включение / выключение режима для интерактивного отображения 3D графика в ЭКГ.	True

--show_detected_pqrst	Включение/выключение режима для построения ключевых точек PQRSST 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
--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.	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	-

Таким образом, у врача есть возможность после установки расширения к себе на компьютер вызывать в командной строке функцию по обработке edf файлов. При этом требуется лишь сообщить путь к данному файлу и по желанию значения параметров. По умолчанию без передачи параметров будет использоваться предустановленный режим демонстрации результатов без ФВЧ фильтрации и с использованием режима по сглаживанию петель.

## 1.1 Предобработка электрокардиограммы

### 1.1.1 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 1).

	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 1 – 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:

- мультиканальность: позволяет хранить данные с нескольких каналов, собранных одновременно с различных сенсоров,
- одновременное сэмплирование: все каналы имеют одинаковую частоту дискретизации (sampling rate),
- метаданные: хранит информацию о каждом канале, такую как его имя, единицы измерения и другие параметры,
- простота и эффективность: предназначен для хранения больших объемов данных и обеспечивает эффективное использование памяти.

Как можно увидеть из метаданных на рисунке 1, прибор МИОКАРД-12 имеет встроенный ФНЧ фильтр для предотвращения высокочастотных помех и аллайзинга. Встроенных ФВЧ не имеется. На данном приборе было

зафиксированы большинство сигналов в датасете, который был предоставлен для проведения исследований.

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 2 – Метаданные от МИОКАРД-12

### 1.1.2 Ресемплирование исходного сигнала

Для того, чтобы строить отображение QRS области на ВЭКГ исходных 250-500 Гц дискретизации прибора слишком мало (рисунок 3, 4).

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`).

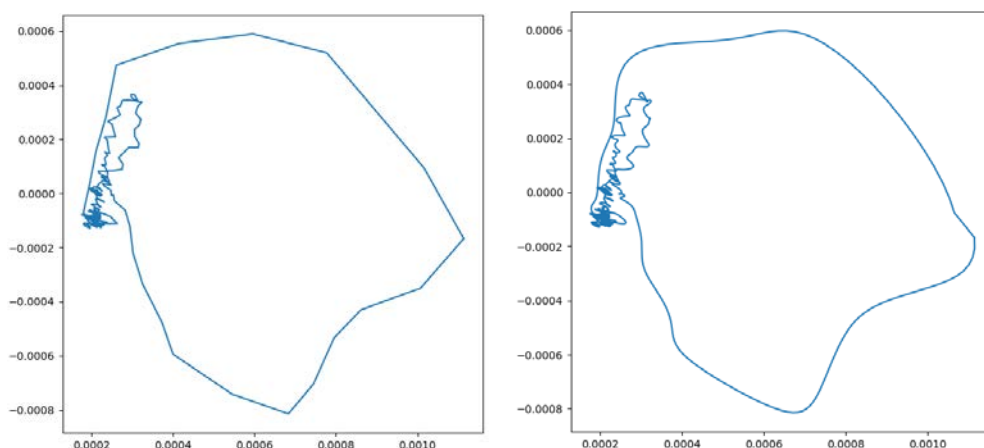


Рисунок 3 – Визуализация фронтальной проекции ВЭКГ до и после ресемплирования



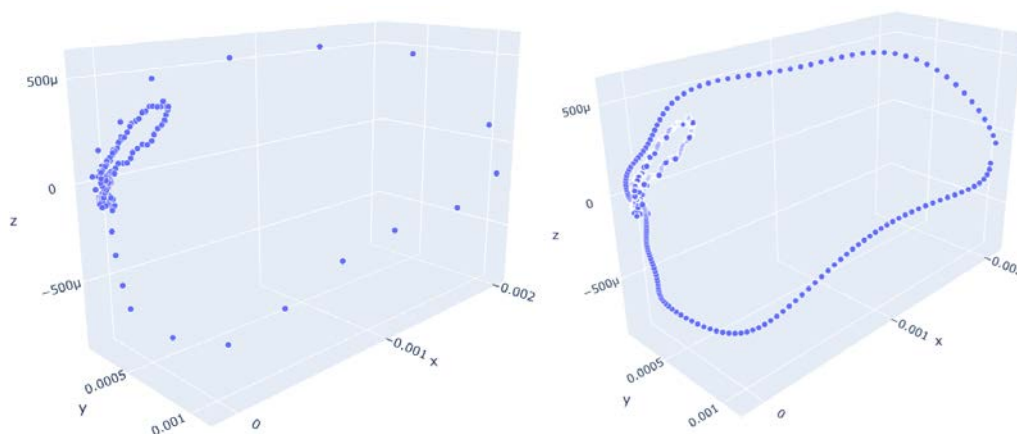


Рисунок 4 – Визуализация трехмерной ВЭКГ до и после ресемплирования

### 1.1.3 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.

Передо мной стояла задача по разработке системы по детектированию R зубцов. Одним из исследованных мной подходов по его определению был самостоятельно обученный алгоритм 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 PQRSТ на основе обнаруженных пиков и их характеристик. Происходит усреднение областей найденных точек если близко имеются одинаковые предсказания.

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 5).

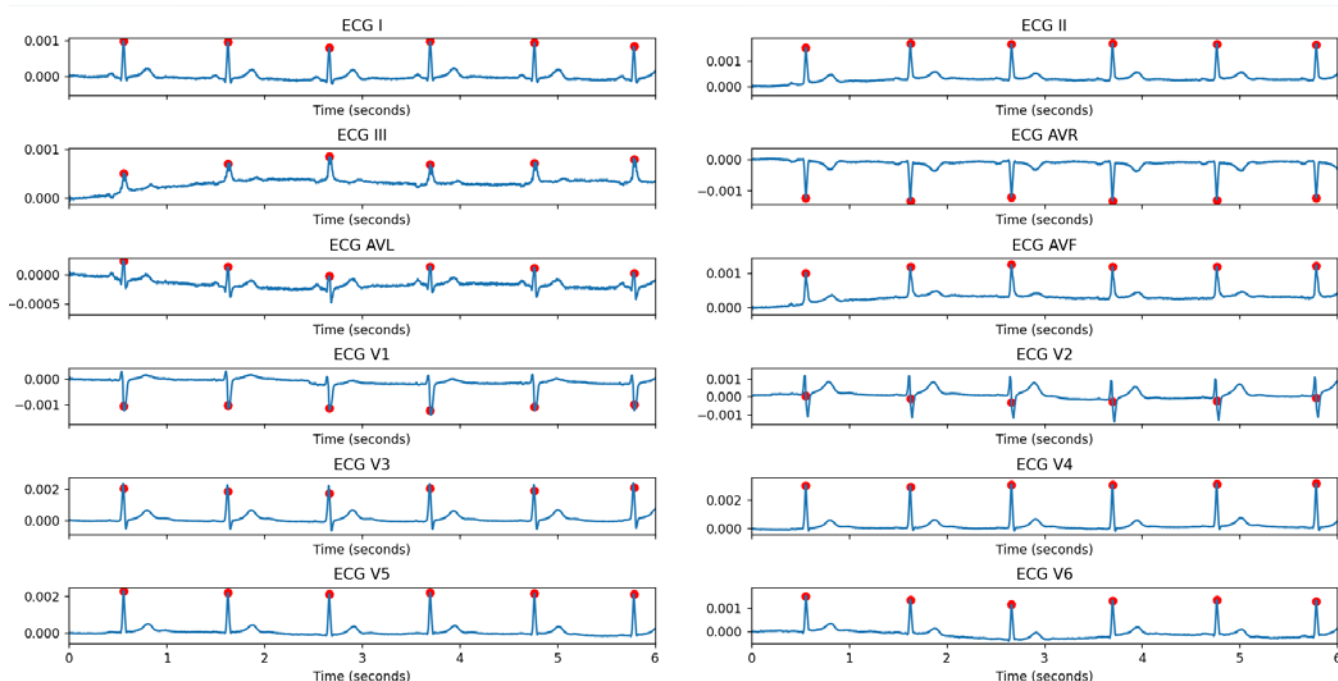


Рисунок 5 – Сигналы всех отведений с детектированными R зубцами

Таким образом, была получена возможность выбирать 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 6.

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.

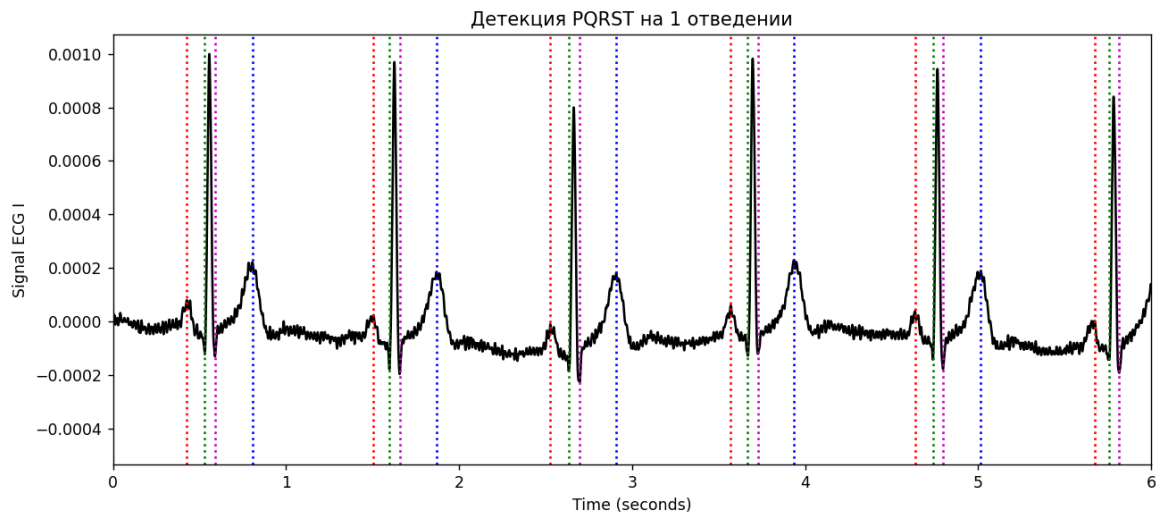


Рисунок 6 – Детекция точек P, Q, S, T

#### 1.1.4 Фильтрация сигнала

Еще одним из ключевых факторов, искажающим вид кардиограммы, является наличие артефактов дыхания. Они представляют собой колебания низких частот, что видно на рисунке 7.

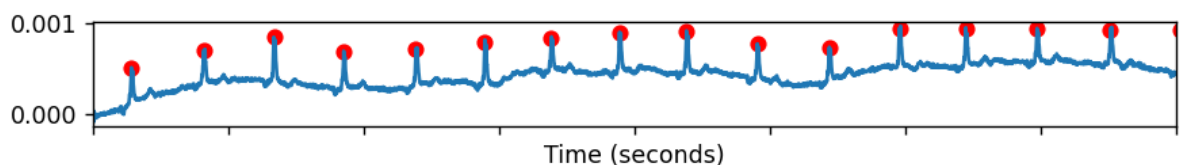


Рисунок 7 – Иллюстрация артефактов дыхания на кардиограмме

Для обработки данных артефактов имеется возможность применить фильтр высоких частот (ФВЧ) Баттерворта первого порядка (рисунок 8).

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

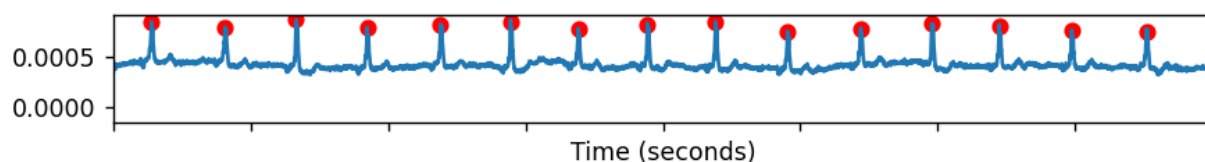


Рисунок 8 – Результат после цифровой ФВЧ фильтрации

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 9, 10).

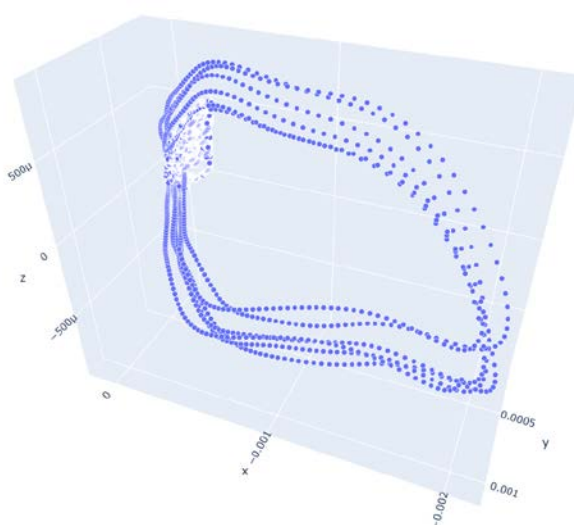


Рисунок 9 – Построение 6 последовательных периодов ВЭКГ без применения ФВЧ

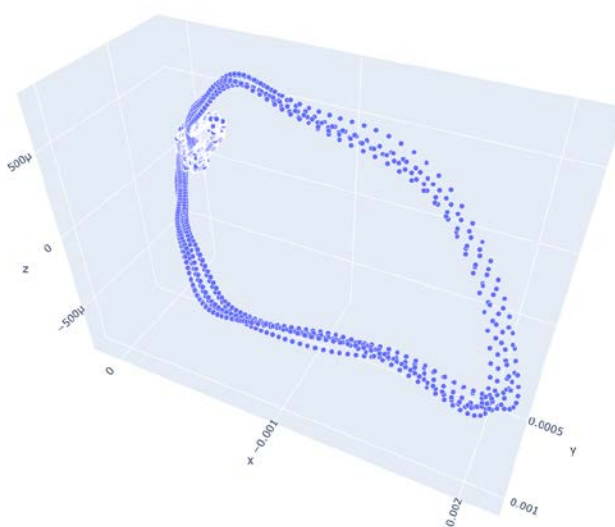


Рисунок 10 – Построение 6 последовательных периодов ВЭКГ с применением ФВЧ

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.

## 1.2 Построение векторкардиограммы

### 1.2.1 Расчет и визуализация векторкардиограммы

ВЭКГ визуализируется в трех основных анатомических плоскостях человека (рисунок 11) и рассчитывается по формулам, представленным ниже, которые позволяют сформировать массив проекций на основе первого и второго главных и шести грудных отведений ЭКГ:

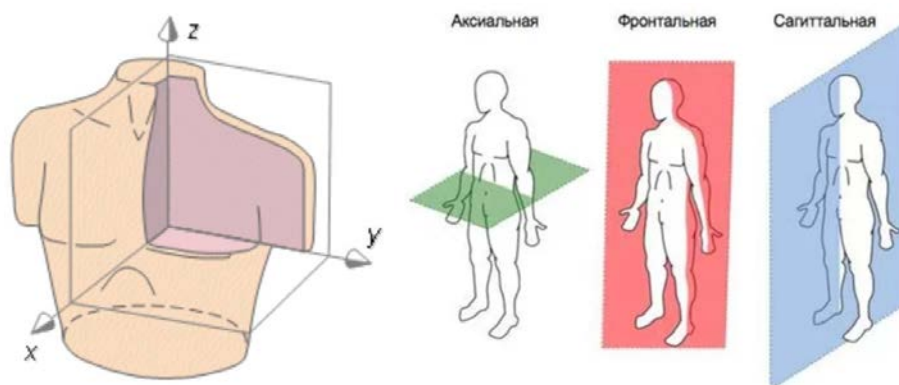


Рисунок 11 – Анатомические плоскости

$$X = 0,172 \cdot V_1 + 0,074 \cdot V_2 - 0,122 \cdot V_3 - 0,231 \cdot V_4 - 0,239 \cdot V_5 - 0,194 \cdot V_6 - 0,156 \cdot D_I + 0,01 \cdot D_{II}, \quad (1)$$

$$Y = 0,057 \cdot V_1 - 0,019 \cdot V_2 - 0,106 \cdot V_3 - 0,022 \cdot V_4 + 0,041 \cdot V_5 + 0,048 \cdot V_6 - 0,227 \cdot D_I + 0,887 \cdot D_{II}, \quad (2)$$

$$Z = 0,229 \cdot V_1 + 0,310 \cdot V_2 + 0,246 \cdot V_3 + 0,063 \cdot V_4 - 0,055 \cdot V_5 - 0,108 \cdot V_6 - 0,022 \cdot D_I - 0,102 \cdot D_{II}, \quad (3)$$

где  $V_1, V_2, V_3, V_4, V_5, V_6$  – значения сигналов с грудных отведений;  
 $D_I, D_{II}$  – значения сигналов с первых двух основных отведений.

### 1.2.2 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 12).

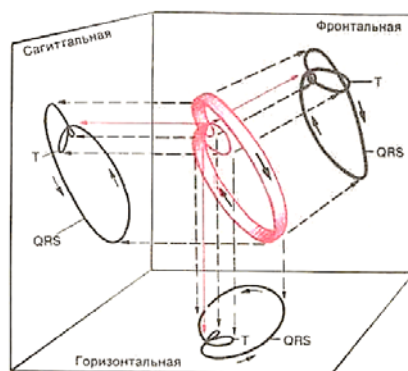
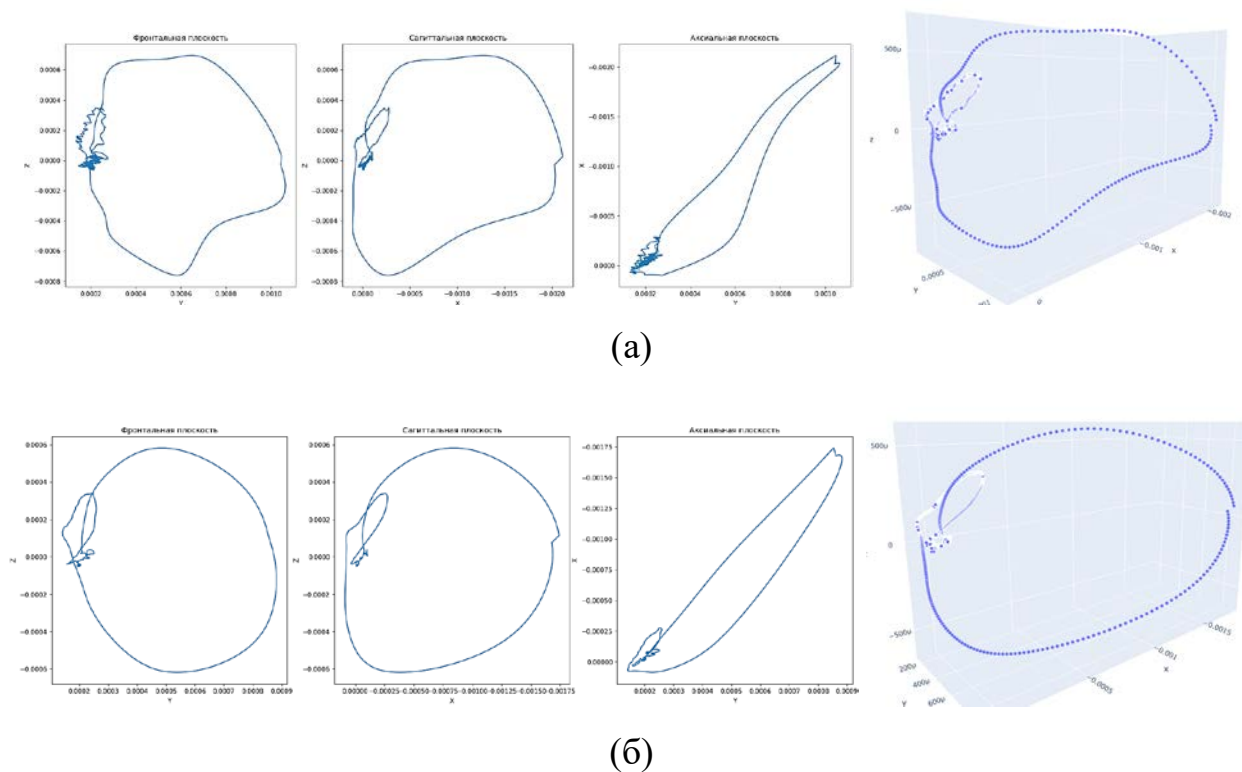


Рисунок 12 – Трехмерная векторная петля и ее проекции в трех плоскостях тела

Реализуется данное сглаживание с помощью фильтрации фильтром среднего массивов координат X, Y и Z у полученных сигналов.



а – до фильтрации, б – после фильтрации

Рисунок 13 – Реализация сглаживания петель

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.

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. Результат применения фильтрации представлен на рисунке 13.

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

### 1.2.3 Сохранение ВЭКГ как масштабированные изображения

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. Пример масштабирования представлен на рисунке 14.

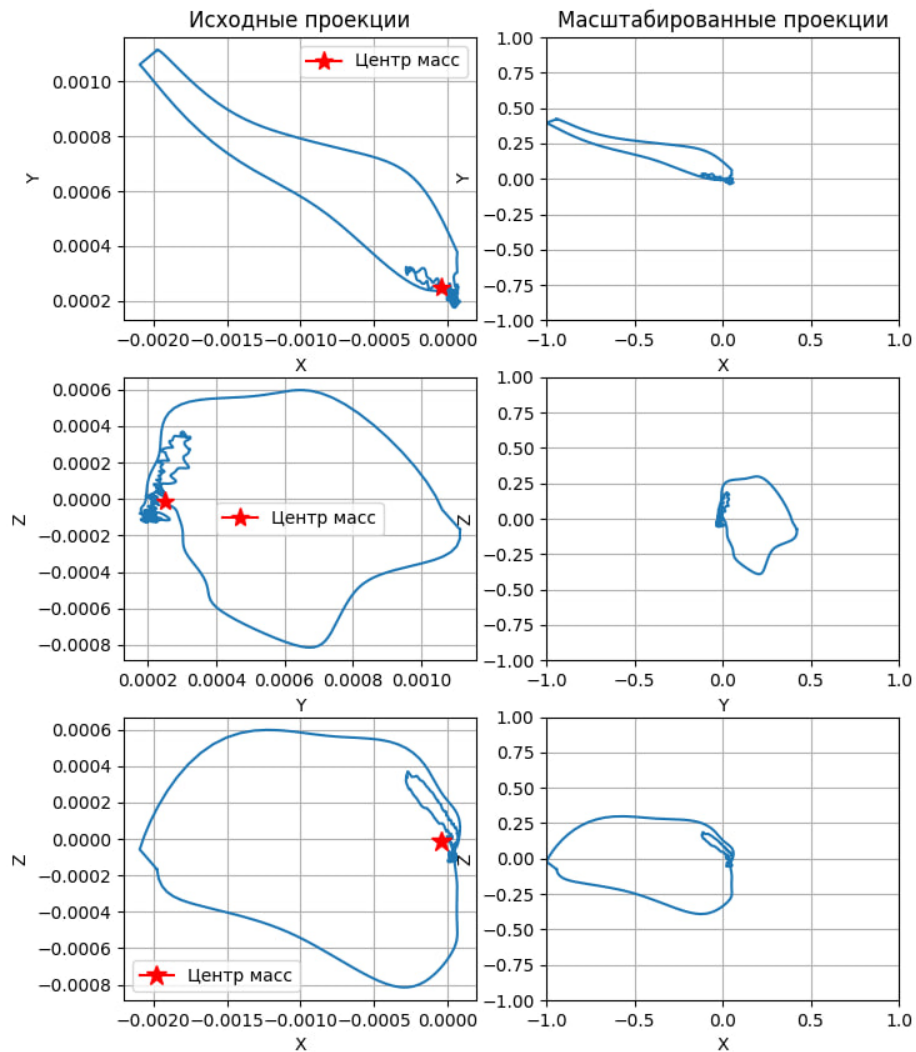


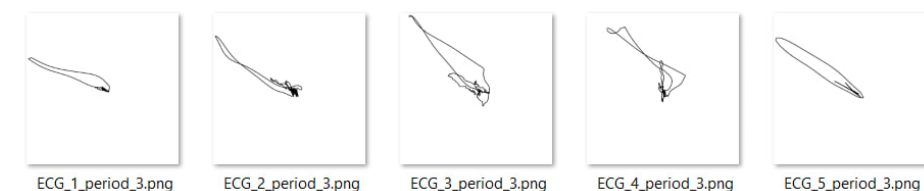
Рисунок 14 – Реализация масштабирования

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.

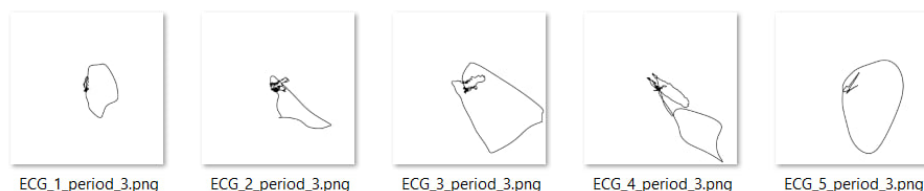
После этого осуществляется определение максимальной по модулю координату преобразованного векторного представления ЭКГ. После чего весь исходный массив трехмерных точек делится на это вычисленное значение. Таким образом мы приводим исходный ВЭКГ в диапазон от -1 до 1 включительно с сохранением реальных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

Пример получаемых изображений проекций представлен на рисунке 15.





(а)



(б)



(в)

а – аксиальные XY проекции, б – фронтальные YZ проекции, в – сагиттальные XZ проекции

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

#### 1.2.4 Сохранение ВЭКГ как облако точек

Для дальнейшего исследования возможности определения патологий на основе ВЭКГ было добавлена возможность сохранения ВЭКГ в виде облака точек в формате csv, где имеется 3 столбца (проекция на x, y, z).

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

#### 1.2.5 Результаты построения ВЭКГ испытуемых

В рамках преддипломной практики были проведены исследования на нескольких испытуемых, изъявивших желание.

Рассмотрим пример получения ВЭКГ с использованием исходных ЭКГ сигналов в формате edf, зарегистрированных на трех испытуемых 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. Для более привычного представления проекций направление оси x на аксиальной и сагиттальной проекциях изменено.

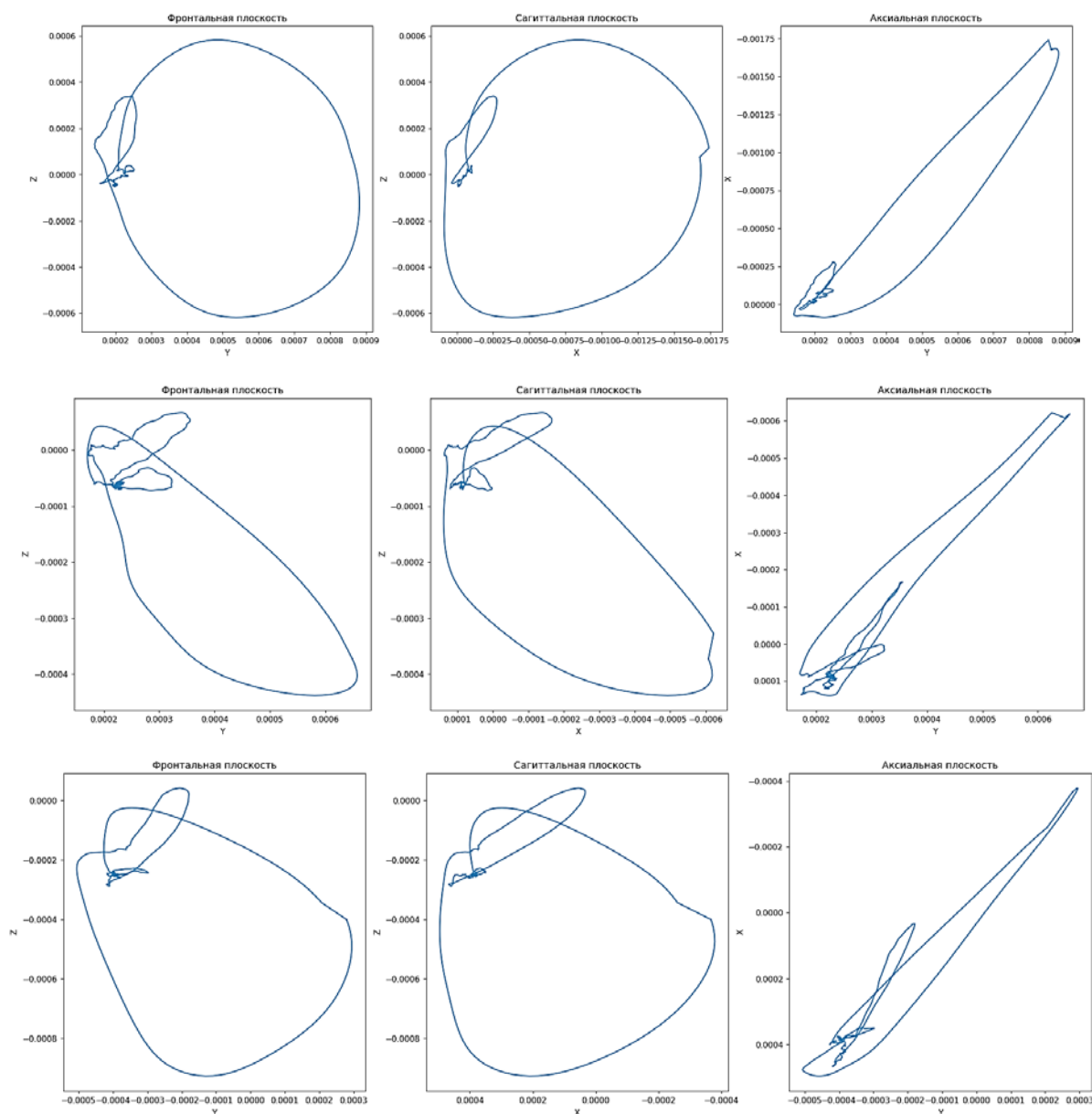


Рисунок 16 – Визуализация ВЭКГ в трех проекциях для трех испытуемых

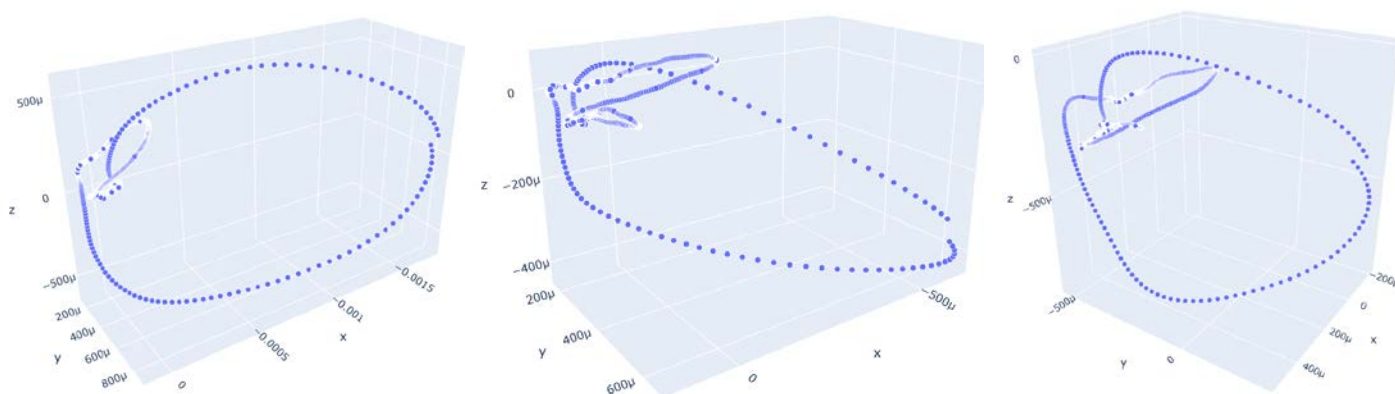


Рисунок 17 – 3D визуализация ВЭКГ для трех испытуемых

### 1.3 Определение физиологических параметров

#### 1.3.1 Выделение QRS и ST-T петель

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

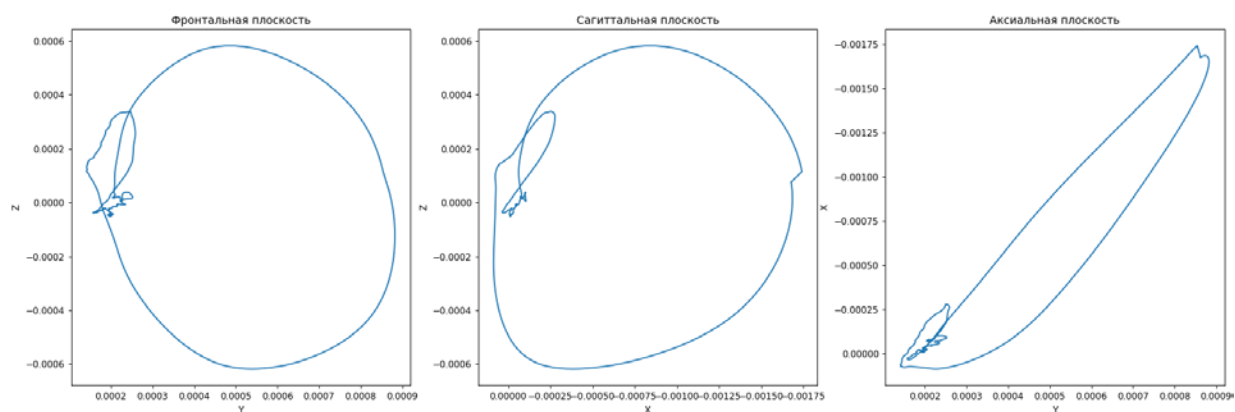
Так как все области строятся согласно введенному пользователем периоду кардиоцикла, поэтому все точки, интересующие нас для обработки петель, находятся как ближайшие к заданному по счету R зубцу.

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

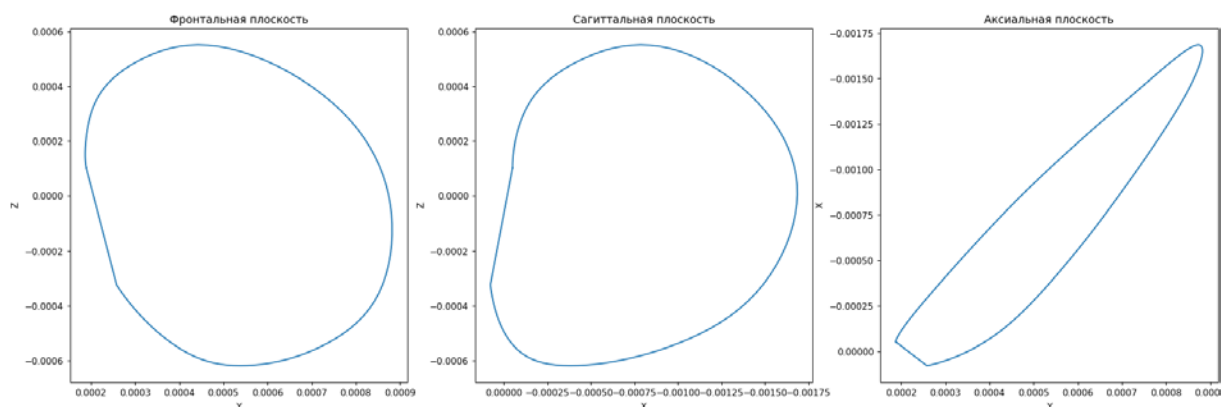
Петля ST-T определяется как область, начинающаяся на 25 миллисекунд позднее ближайшей точки S и заканчивающаяся в точки окончания ближайшего Т участка.

Если отобразить лишь области, определенные выше и сделать их замкнутыми благодаря соединению последней точки с первой, то мы получим полностью замкнутые петли, которые уже можно будет использовать для вычисления площадей, а также значения угла QRST.

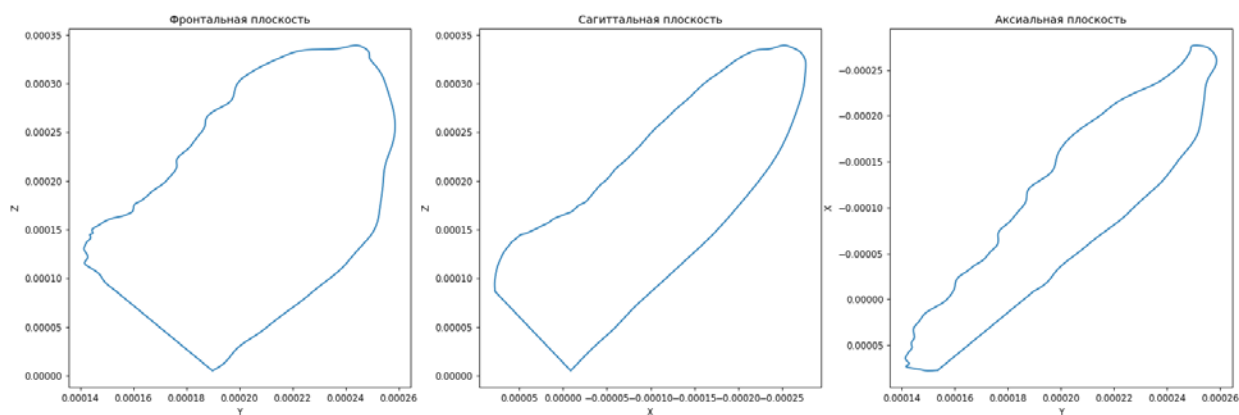
Пример определения петель представлен на рисунке 18.



(а)



(б)



(в)

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

Рисунок 18 – Нахождение петель в исходной ВЭКГ

### 1.3.2 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 иногда имеется большое число самопересечений в проекциях. 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.

### 1.3.3 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.

В норме этот угол во фронтальной плоскости равен менее  $60^\circ$  (обычно менее  $30^\circ$ ). 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 20.

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



Рисунок 20 – 3D визуализация угла QRS-T

С помощью проецирования угла на фронтальную плоскость можно определить также величину информативного физиологического параметра - угла во фронтальной плоскости (рисунок 21).

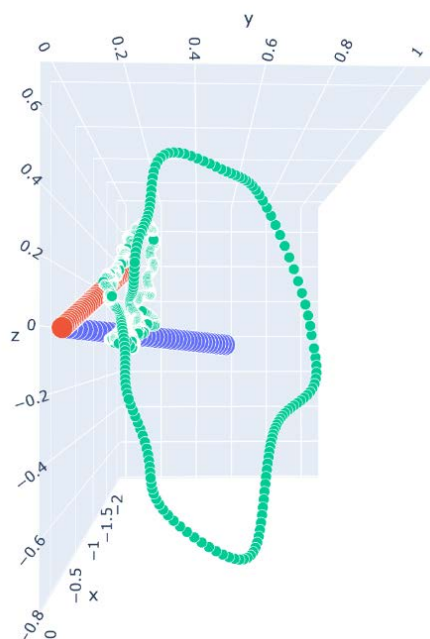


Рисунок 21 – 3D визуализация угла QRS-T во фронтальной плоскости