

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

Применение вейвлет-
преобразования для извлечения и
обработки диагностической
информации из ЭКГ сигнала

Выполнил студент гр. 5030103/80201

Руководитель: доцент, к.ф-м.н.

Консультант: ассистент, к.т.н.

Д.М. Зайнуллина

О.С. Лобода

В.А. Павлов

Актуальность проблемы

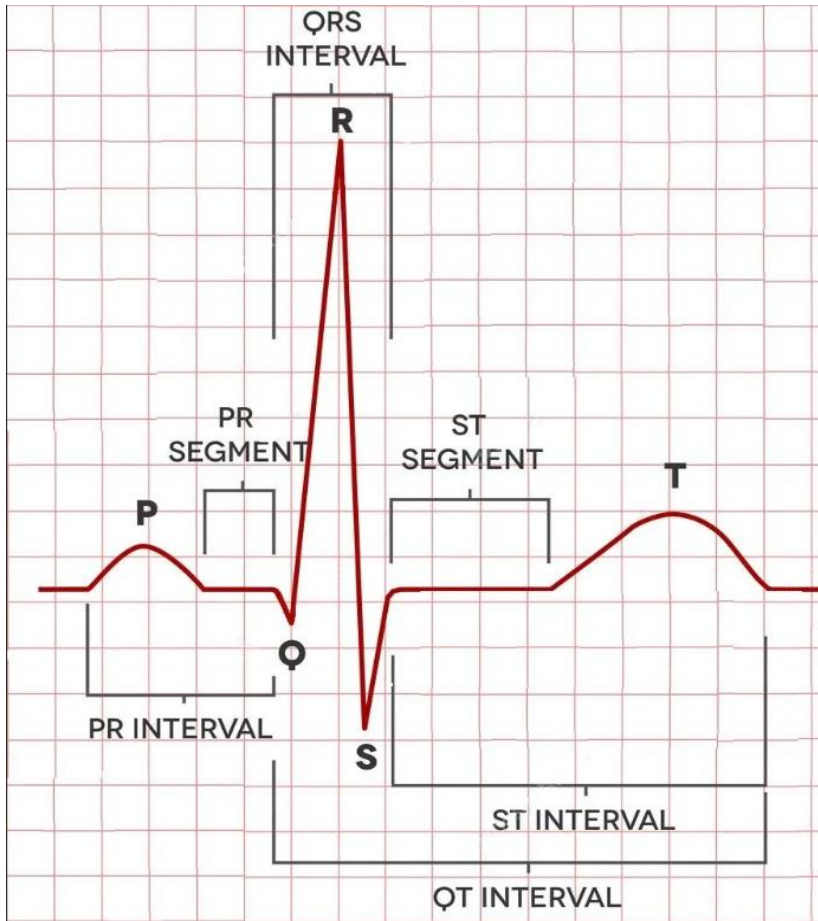
По оценкам ВОЗ, наиболее распространенной причиной смерти в мире является ишемическая болезнь сердца. Наибольший рост смертности в период с 2000 г. пришелся именно на это заболевание: к 2020 г. смертность от него достигла 8,9 млн.

Инсульт является второй ведущей причины смертности, на нее приходится приблизительно 11% от общего числа смертей [1].



Рисунок 1. Основные причины смерти в мире по данным ВОЗ.

Электрокардиограмма



Распространение волны возбуждения по сердечной мышце представлено в виде кривой электрокардиограммы.

Стандартный кардиоцикл ЭКГ-сигнала состоит из 5 зубцов (P, Q, R, S, T), соответствующих циклу работы сердца.

При отсутствии патологий все сегменты, комплексы и зубцы имеют свой стандартный вид и повторяются каждый сердечный цикл без отклонений.

Рисунок 2. Структура одного кардиоцикла кривой ЭКГ

Цель работы

Создание алгоритма с использованием вейвлет-преобразования для извлечения и обработки диагностической информации из ЭКГ сигнала, адаптированного на портативное беспроводное устройство мониторинга ЭКГ для исследования сердечной активности в течение длительного периода времени.

Задачи:

1. Выбор оптимальных параметров вейвлет-преобразования для обработки ЭКС;
2. Разработка алгоритма предварительной обработки сигнала;
3. Разработка алгоритма выделения диагностической информации из ЭКГ;
4. Анализ эффективности разработанного алгоритма;
5. Классификация ЭКГ.

Портативное беспроводное устройство мониторинга ЭКГ



Рисунок 3. Функциональная схема устройства.



Рисунок 4. Электронная модель корпуса устройства

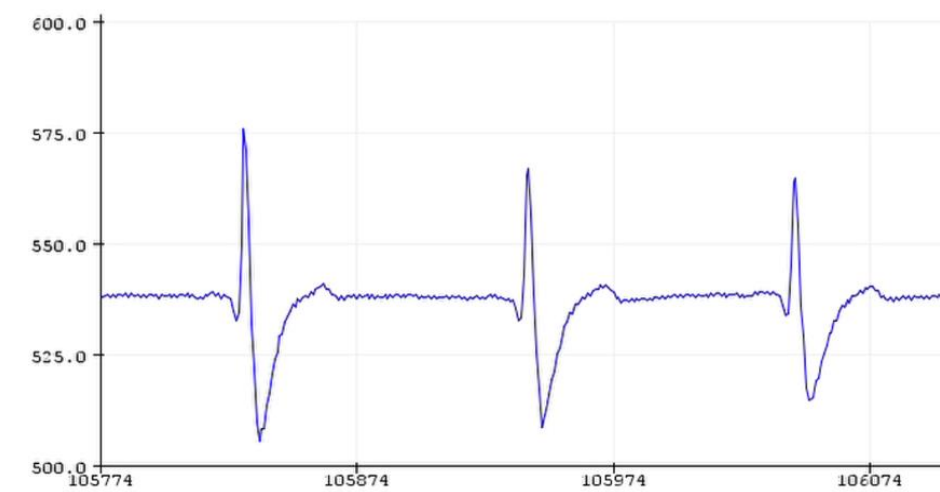


Рисунок 5. ЭКГ сигнал, снятый с помощью устройства

Вейвлет-преобразование

Вейвлет-функция $\Psi(t)$ определенной формы, обладает следующими свойствами:

1. Локализация и по времени, и по частоте;
2. Нулевое среднее:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(t) dt = 0 \quad (1)$$

3. Ограниченность:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |\Psi(t)|^2 dt < \infty \quad (2)$$

Вейвлет-преобразование бывает двух типов: дискретное (ДВП) и непрерывное (НВП).

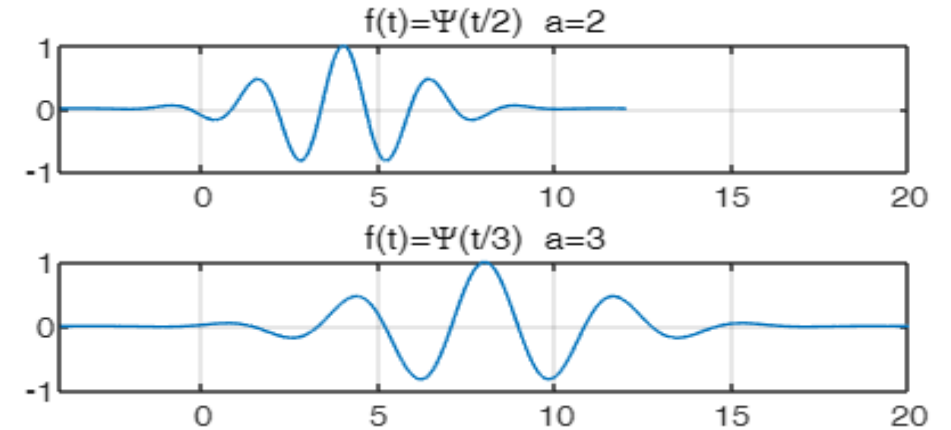


Рисунок 6. Масштабирование вейвлета Морле

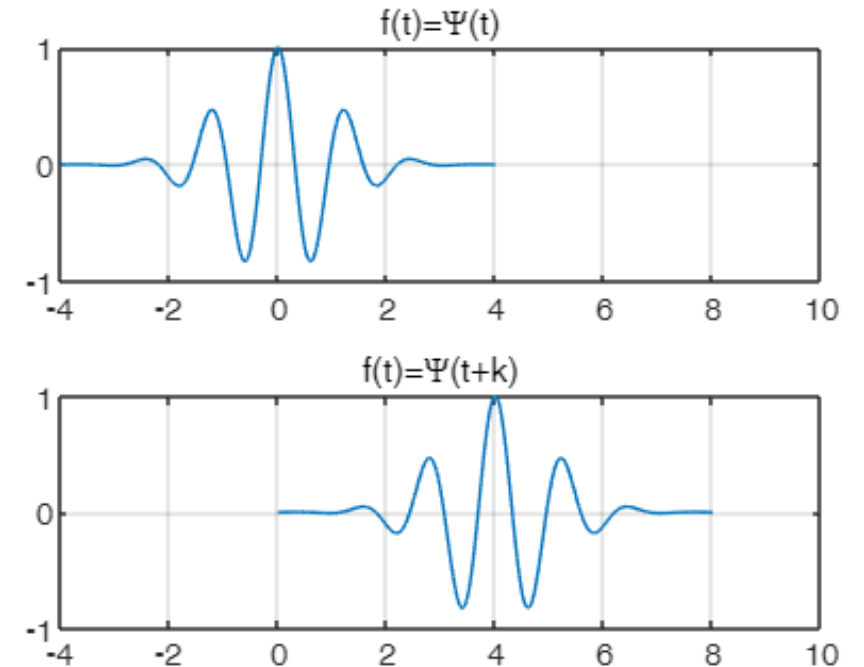


Рисунок 7. Сдвиг вейвлета Морле

Непрерывное вейвлет-преобразование

НВП является функцией от двух независимых переменных:

$$C(\tau, a) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi \left[\frac{t-\tau}{a} \right] dt \quad (3)$$

$a \in \mathbb{R}^+ - \{0\}; \tau \in \mathbb{R}$

где a – масштабный коэффициент, $f(t)$ обрабатываемый сигнал, t – временная ось, τ момент времени.

Но вычисление вейвлет-коэффициентов во всех возможных масштабах является очень объемной и долгой работой.

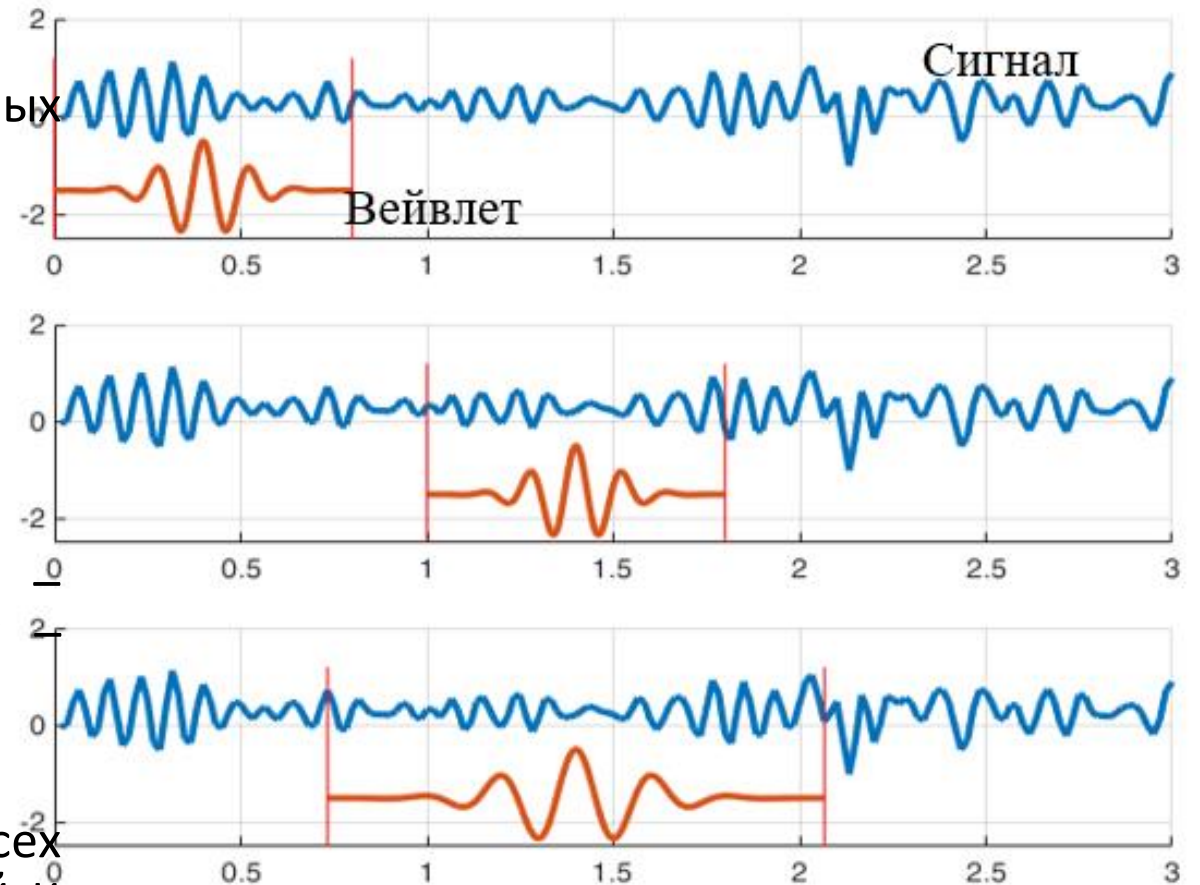


Рисунок 8. Алгоритм НВП

Дискретное вейвлет-преобразование

В ДВП вычисления производятся на степенях двойки:

$$a = 2^j; \tau = k2^j; (j, k) \in Z^2 \quad (4)$$

С условием попарной ортогональности сдвигов на одном и том же значении масштаба.

На основе ДВП существует алгоритм быстрого вейвлет-преобразования (БВП)

$$f(x) = f_1(x) + e_1(x) = \sum_k c_{1,k} \varphi_{1,k}(x) + \sum_k d_{1,k} \Psi_{1,k}(x) \quad (5)$$

Таким образом ДВП обладает всеми полезными свойствами, что и НВП, но требует меньшую вычислительную мощность, быстрее и не требует хранения большого количества информации.

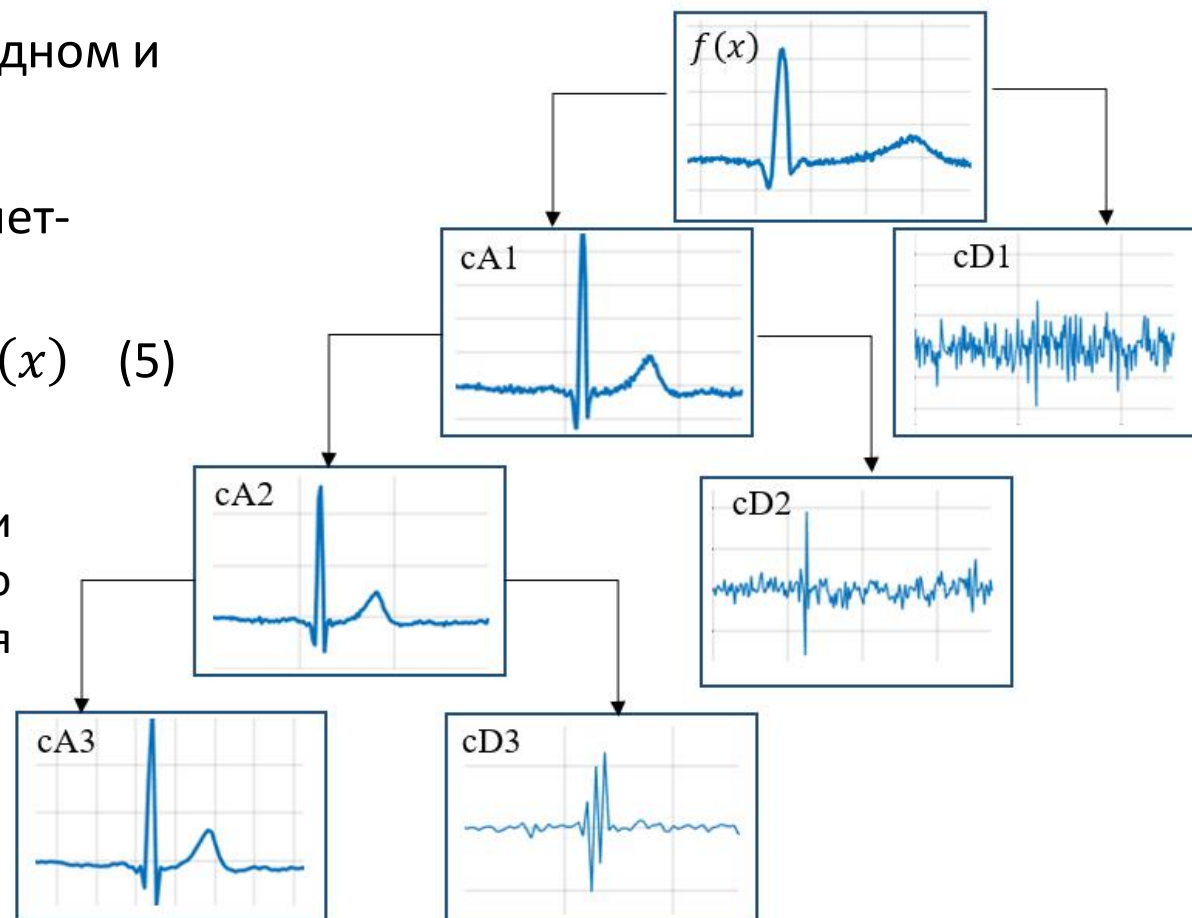


Рисунок 9. Процесс декомпозиции ЭКГ сигнала

Анализирующая функция

Для возможности применения БВП анализирующая функция должна обладать следующими свойствами:

1. Существование масштабирующей функции φ ;
2. Ортогональность или биортогональность анализа.

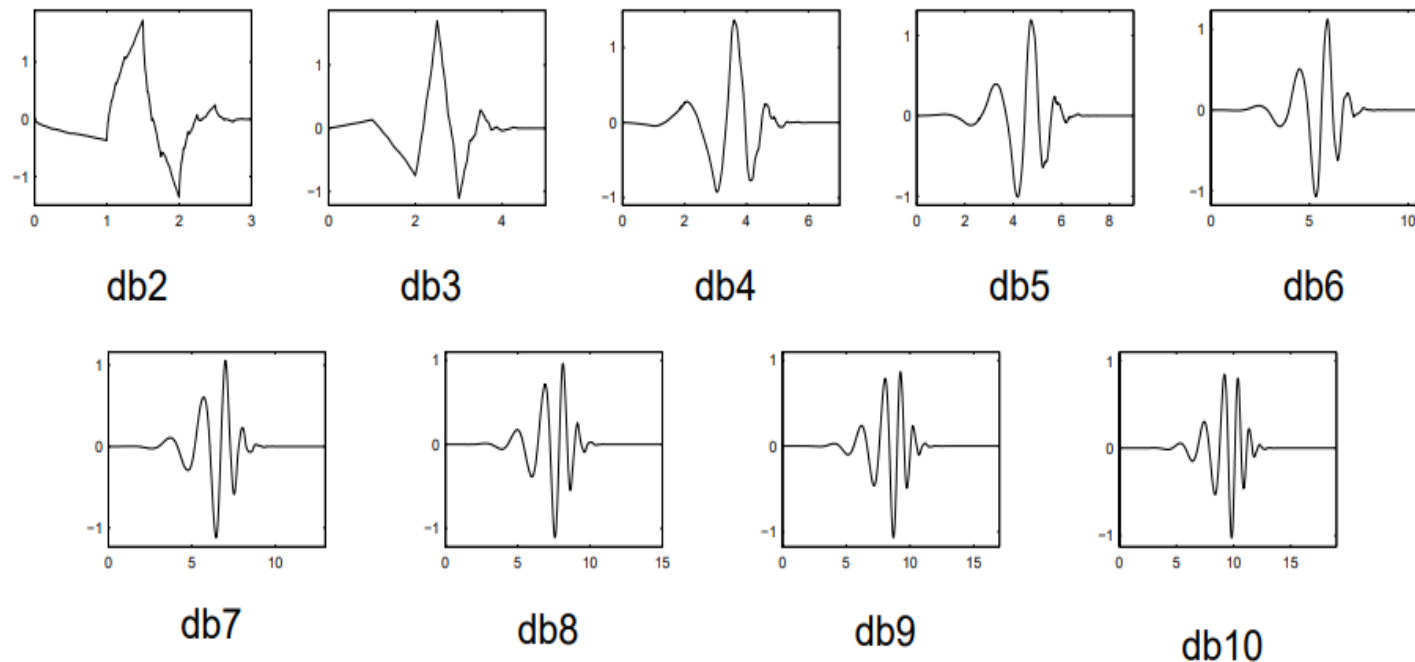


Рисунок 10. Семейство вейвлет-функций Добеши

Пороговая обработка вейвлет-коэффициентов

Существует два вида установки порогового значения:

- Мягкое пороговое значения;

$$f(x) = \begin{cases} x - t, & |x| \geq t \\ 0, & |x| < t \\ x + t, & |x| \leq t \end{cases} \quad (6)$$

- Жесткое пороговое значение.

$$f(x) = \begin{cases} x, & |x| \geq t \\ 0, & |x| < t \end{cases} \quad (7)$$

Правила вычисления порогового значения

- 'rigrsure' — Адаптивное пороговое значение, вычисляется на основе квадратичной функции потерь;
- 'sqtwolog' — $thr = \sqrt{(2 \log(\text{length}(X)))}$
- 'heursure' — Комбинированное правило выставления порогового значения на основе совокупности 'rigrsure' и 'sqtwolog';
- 'minimaxi' — Минимаксная пороговая обработка;
- метод Доноха-Джонсана (ddenstr),

$$thr = \text{CKO}(X) * \sqrt{(2 \log(\text{length}(X)))}$$

Блок схема обработки и анализа ЭКС

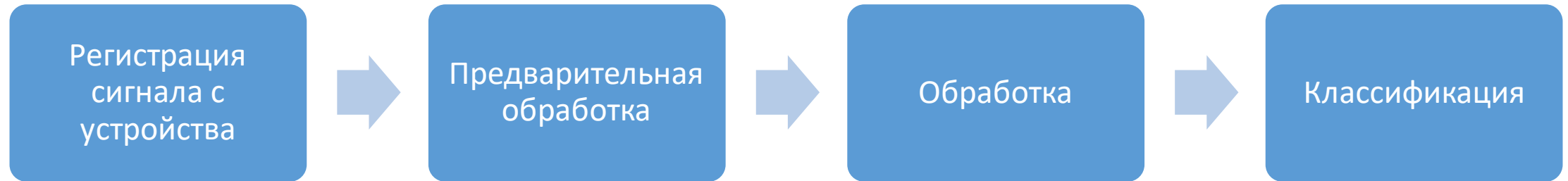


Рисунок 11. Блок-схема программного комплекса.

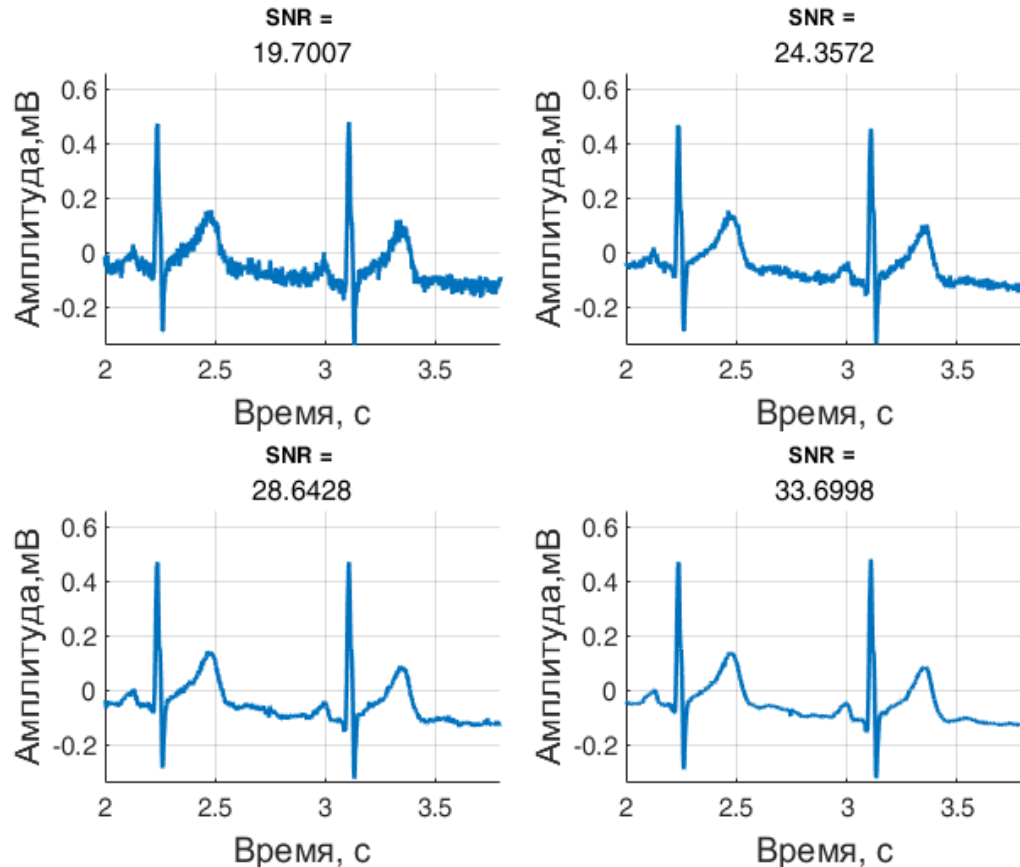
Задача 1

Выбор оптимальных параметров ВП для фильтрации

Оценка шума в сигнале:

$$SNR = 20 \log_{10} \left(\frac{A_{\text{сигнал}}}{A_{\text{шум}}} \right) \quad (8)$$

Способы реализации БВП в программном пакете Matlab с использованием библиотеки Wavelet Toolbox :



1. Встроенная функция `wdenoise(X, level)`:
2. Встроенная функция `wdencomp('gbl'/'lvl', X, wname, level, thr, sorh, keepp)`
3. Прямое восстановление сигнала после вейвлет-разложения:
4. Вейвлет-декомпозиция с пороговой обработкой вейвлет-коэффициентов и восстановление сигнала по их модификации:

Рисунок 12. Искусственно зашумленные ЭКГ.

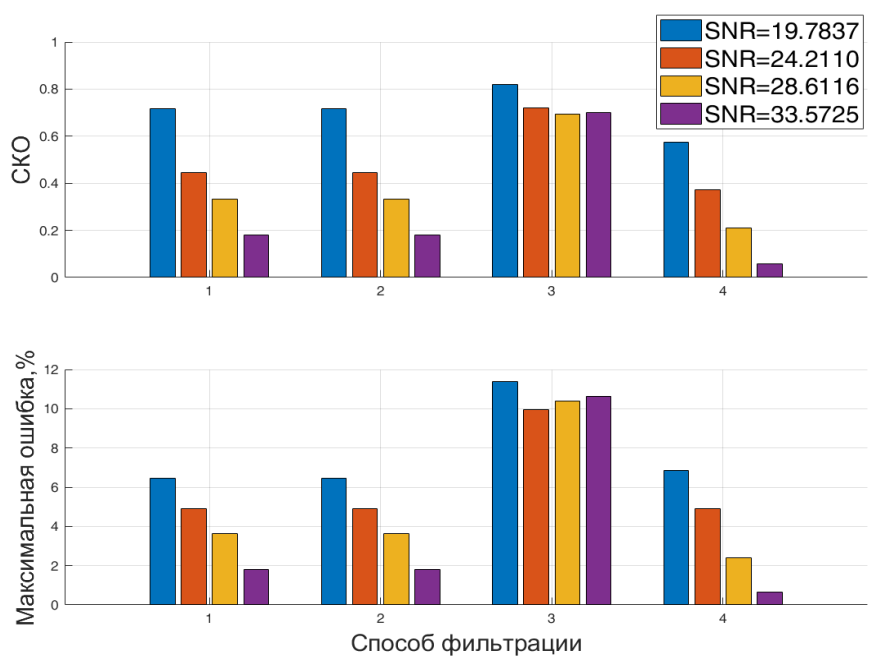


Рисунок 13. Результаты применение (1-4) способов.

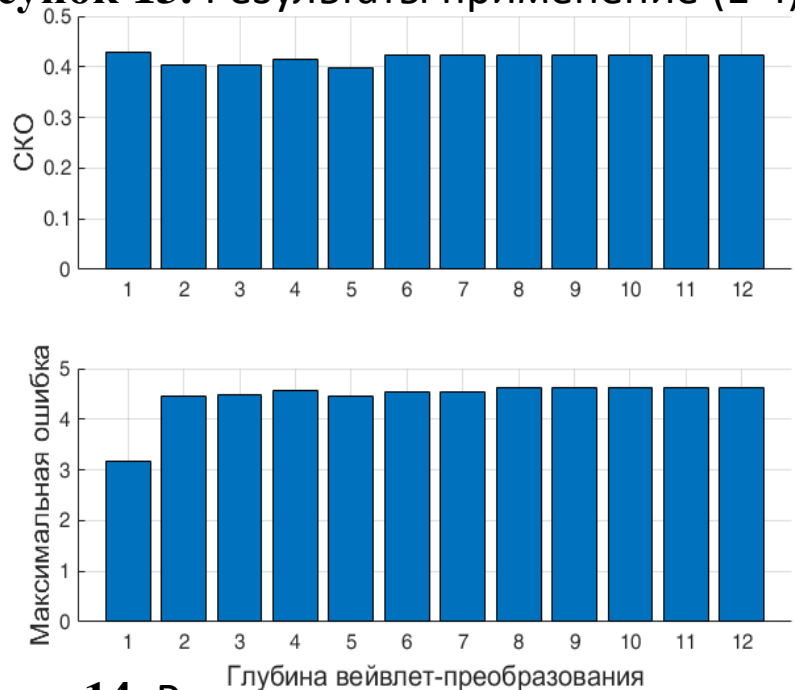


Рисунок 14. Результаты валидации уровня декомпозиции.

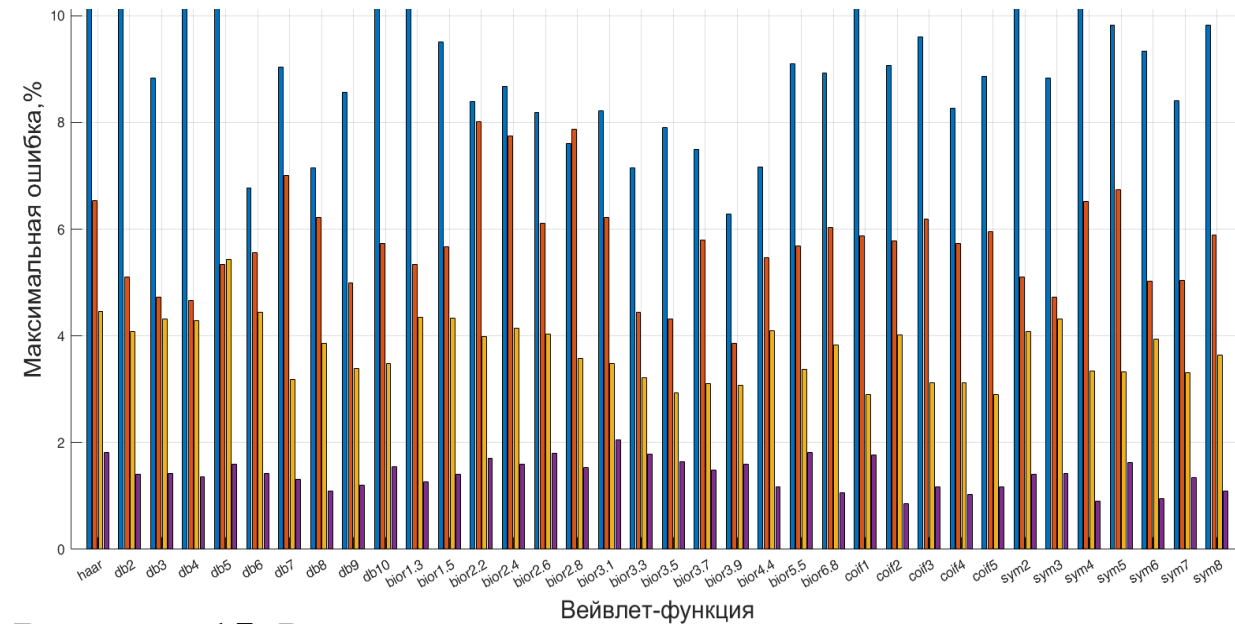
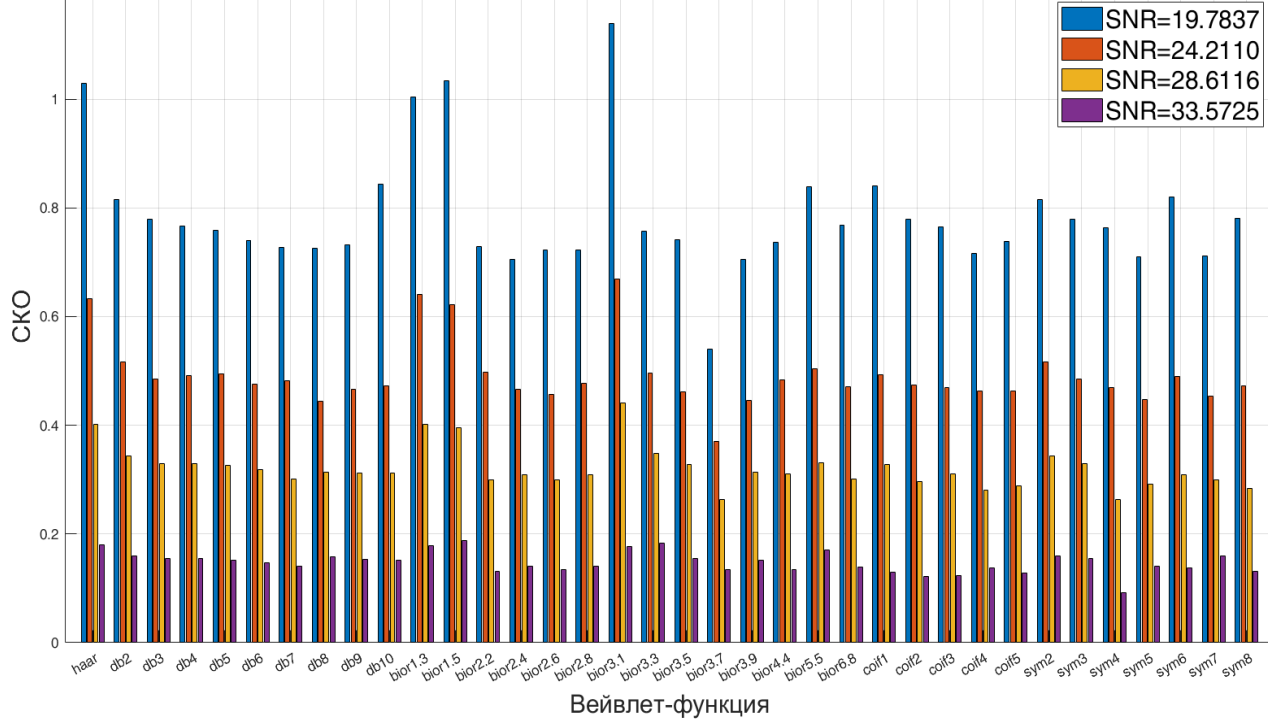
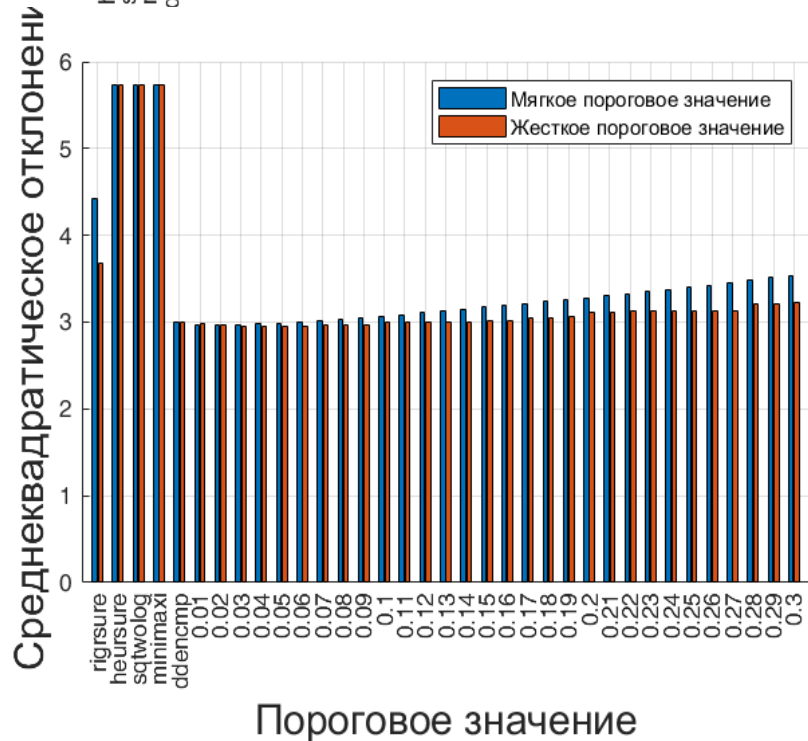
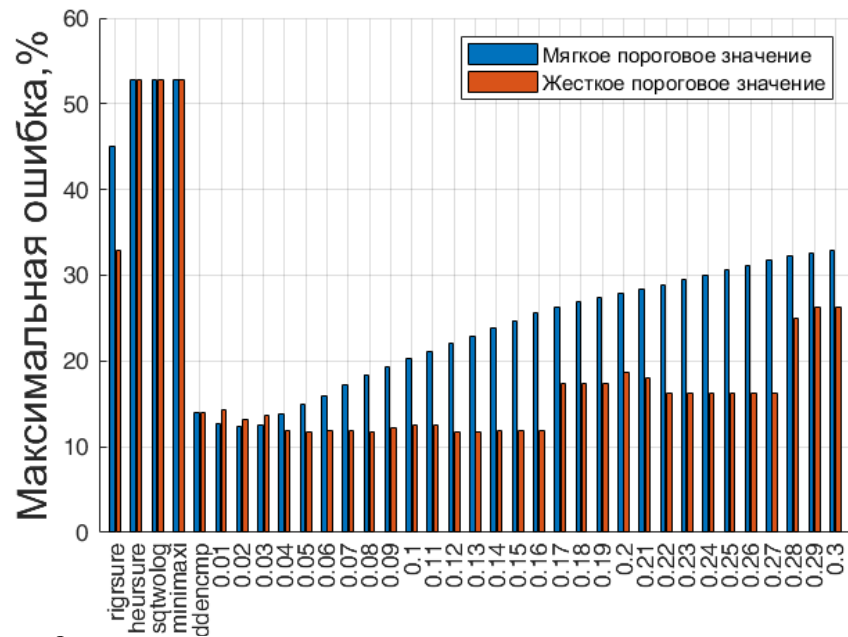


Рисунок 15. Результаты при применении некоторых вейвлет функций.



Оптимальные параметры для фильтрации ЭКС:

1. биортогональный вейвлет 3.7 (bior3.7);
2. 5-й уровень декомпозиции;
3. Пороговое значение на основе метода Доноха-Джонсона $thr = SKO(X) * \sqrt{(2 \log(length(X)))}$
4. Аппроксимирующие коэффициенты подвергаются пороговой обработке
5. Жесткое правило установки порогового значения

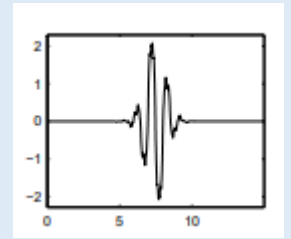


Таблица 1. Влияние дрейфа изолинии на фильтрацию

SNR, дБ	СКО сигнал с дрейфом изолинии	СКО сигнала без дрейфа изолинии	Максимальная ошибка сигнал с дрейфом изолинии, %	Максимальная ошибка сигнала без дрейфа изолинии, %
19.7837	0.574	0.571	6.8533	6.8166

Выбор оптимальных параметров ВП для удаления дрейфа изолинии

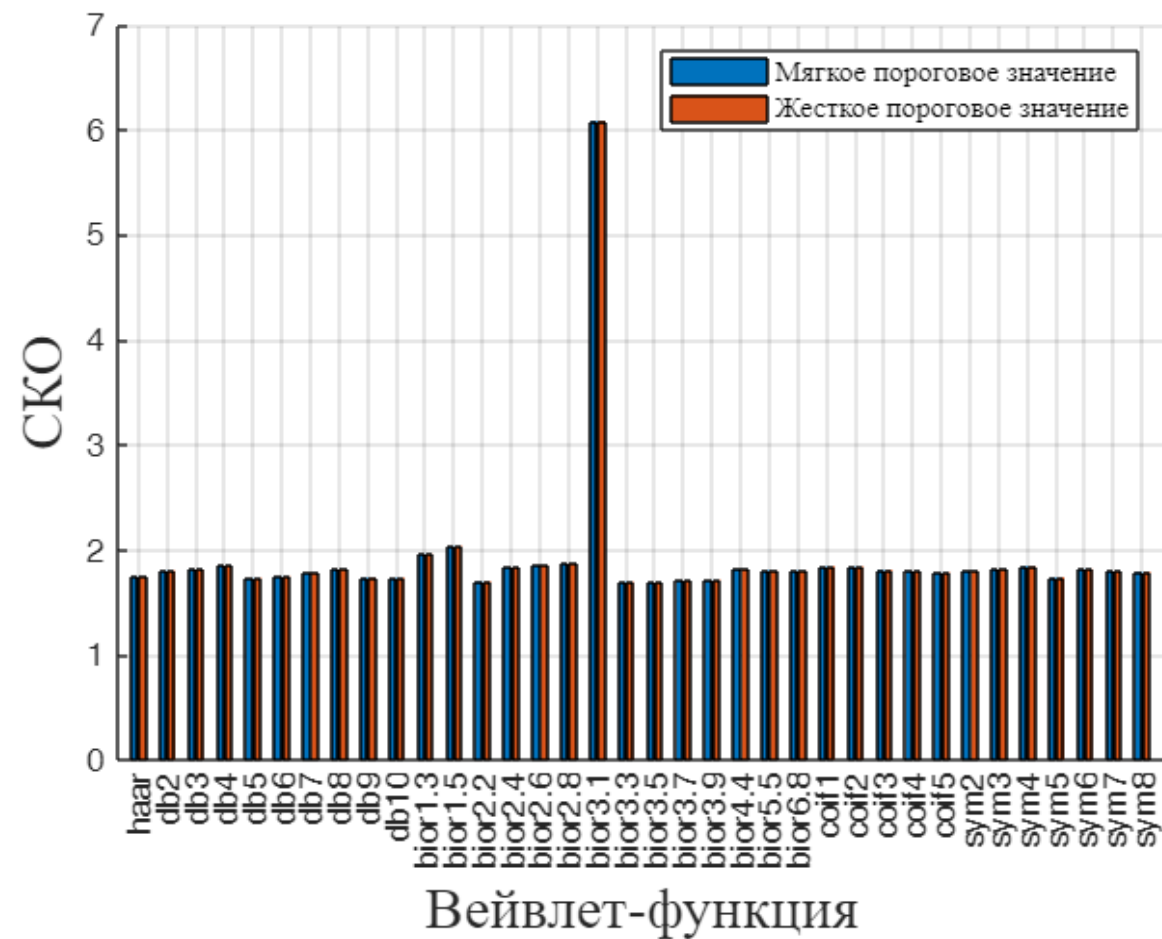
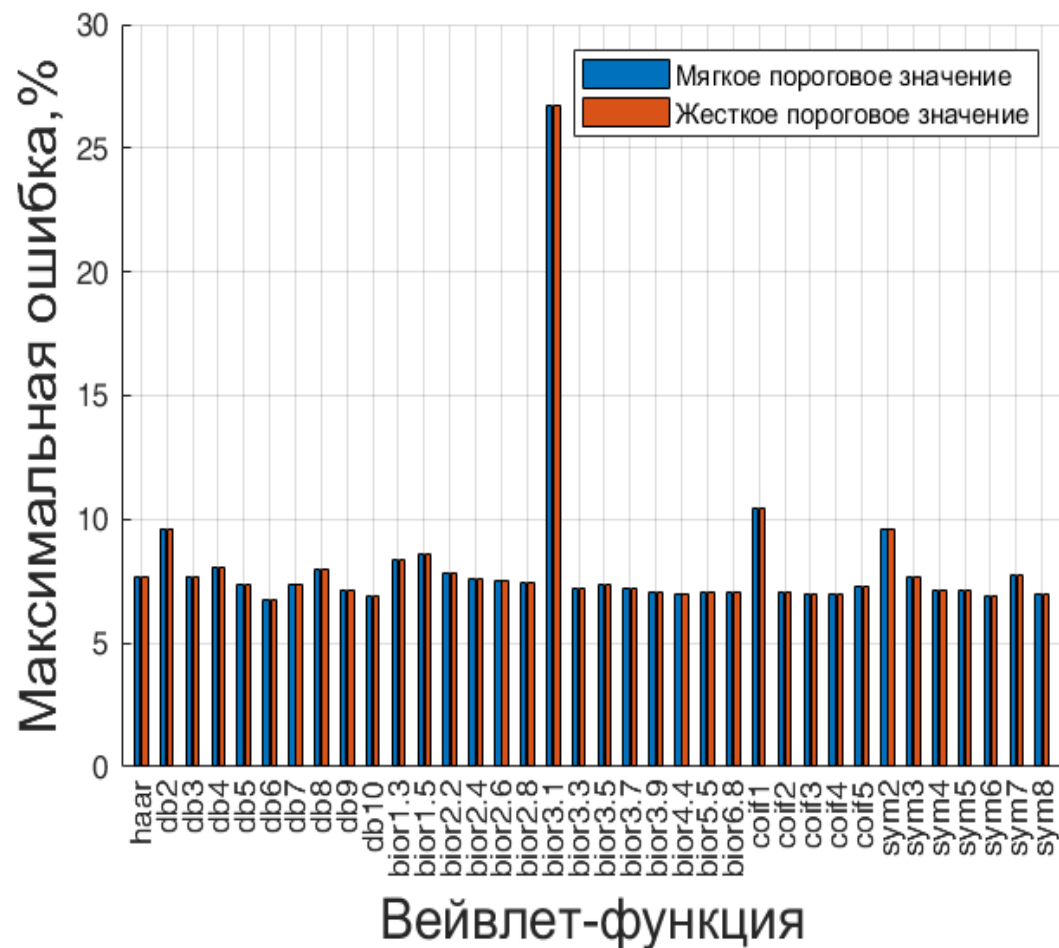


Рисунок 17. Результаты применения некоторых вейвлет функций для удаления из ЭКС дрейфа изолинии.

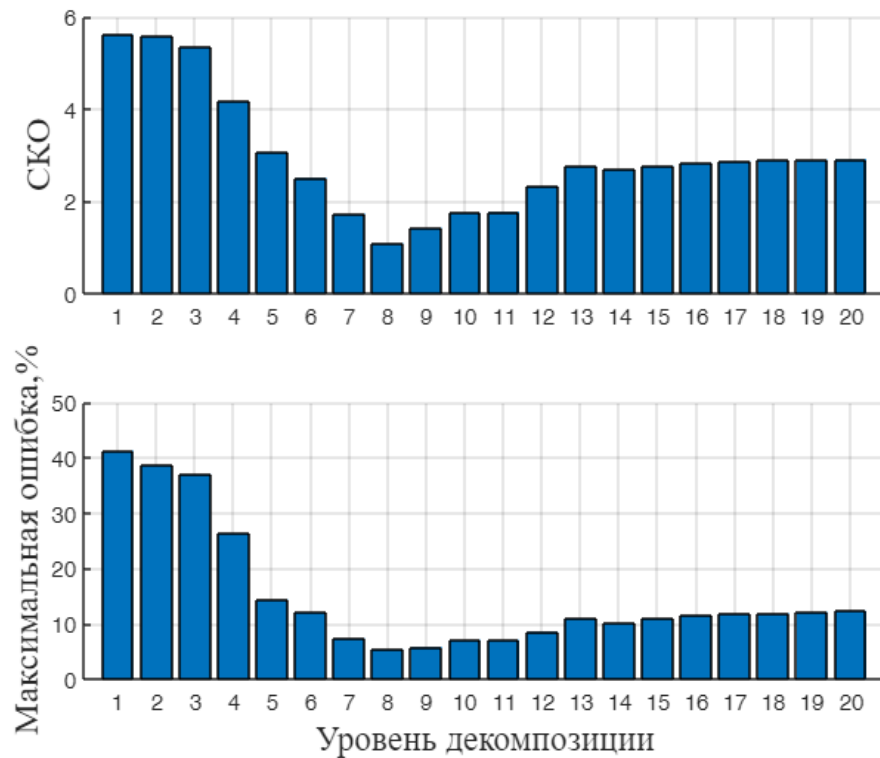


Рисунок 18. Влияние уровня декомпозиции на качество.

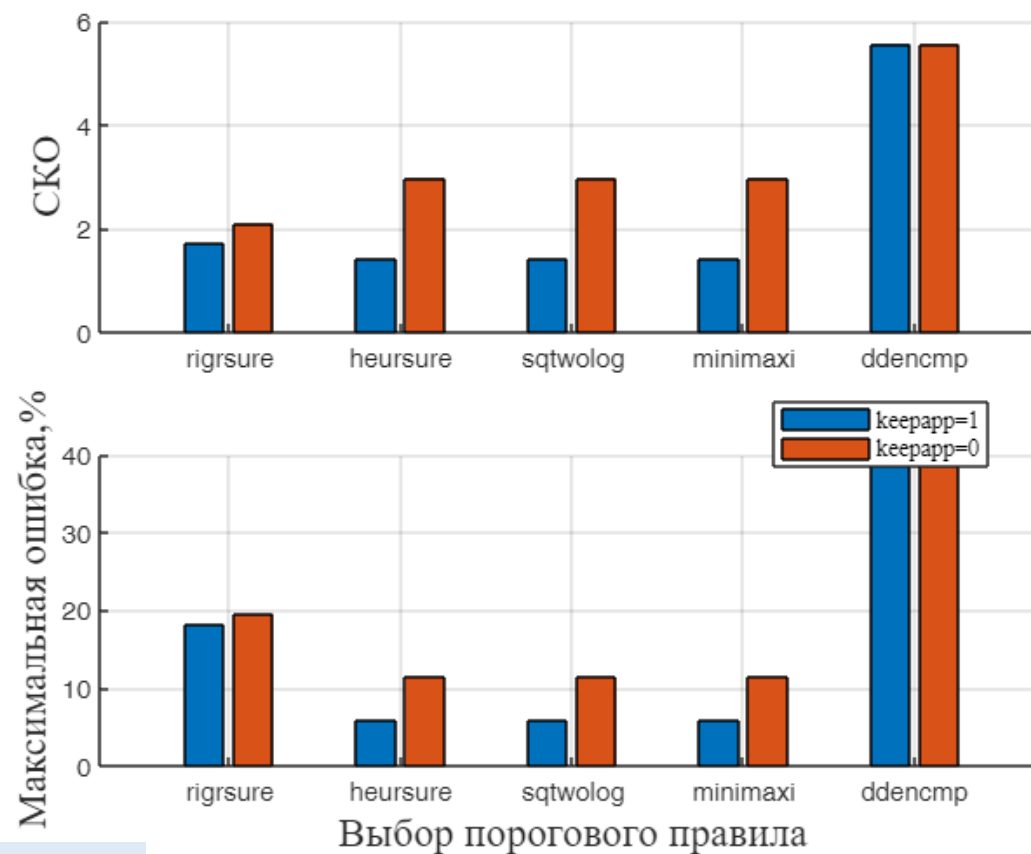
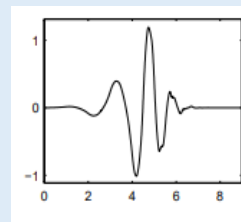


Рисунок 19. Влияние правила выбора порогового значения на качество удаления из ЭКС дрейфа изолинии.

Оптимальные параметры для удаления дрейфа изолинии из ЭКС:

1. Добеши 5 (db5).;
2. 8-й уровень декомпозиции;
3. Пороговое значение на основе метода 'heursure';
4. Аппроксимирующие коэффициенты подвергаются пороговой обработке;
5. Мягкое правило установки порогового значения.



Алгоритм предварительной обработки сигнала

Предобработка и обработка ЭКГ реализуется в программном пакете Matlab с использованием библиотеки Wavelet Toolbox.

Алгоритм удаления артефактов сигнала:

1. Выделение кардиоциклов;
2. Вычисление СКО каждого кардиоцикла;
3. Удаление i - кардиоцикла, если $sko_i > 3 \frac{\sum_i sko}{i}$.

Алгоритм фильтрации сигнала и удаления дрейфа изолинии:

1. Вейвлет-разложение, вычисление коэффициентов декомпозиции: $cA_N, cD_N, cD_{N-1}, \dots, cD_1$;
2. Пороговая обработка коэффициентов;
3. Реконструкция.

Блок-схема предварительной обработки

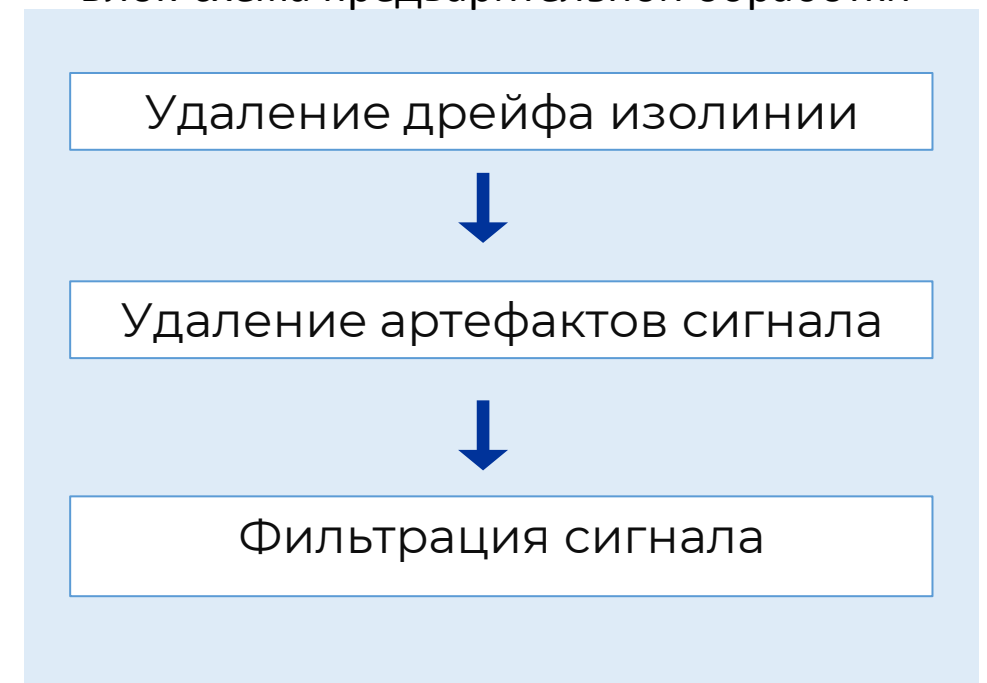


Рисунок 20. Блок-схема предварительной обработки сигнала

Результаты алгоритма предварительной обработки

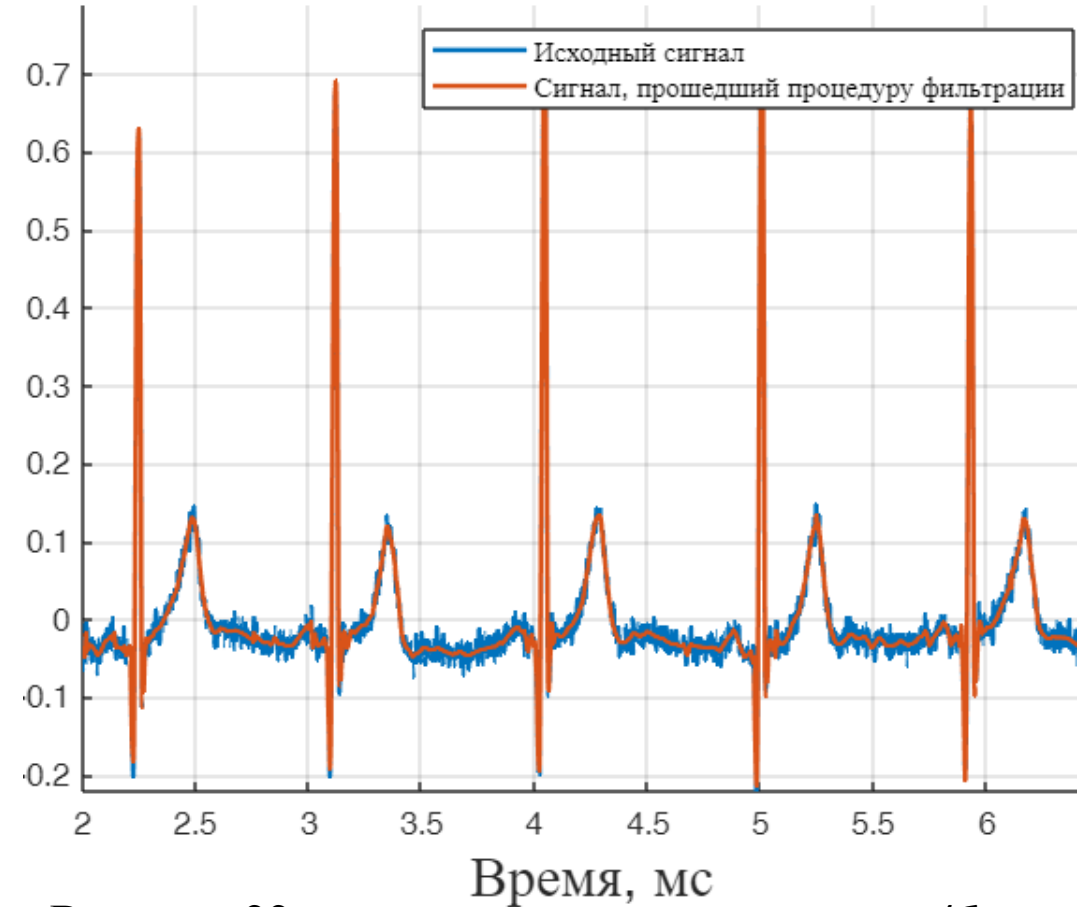
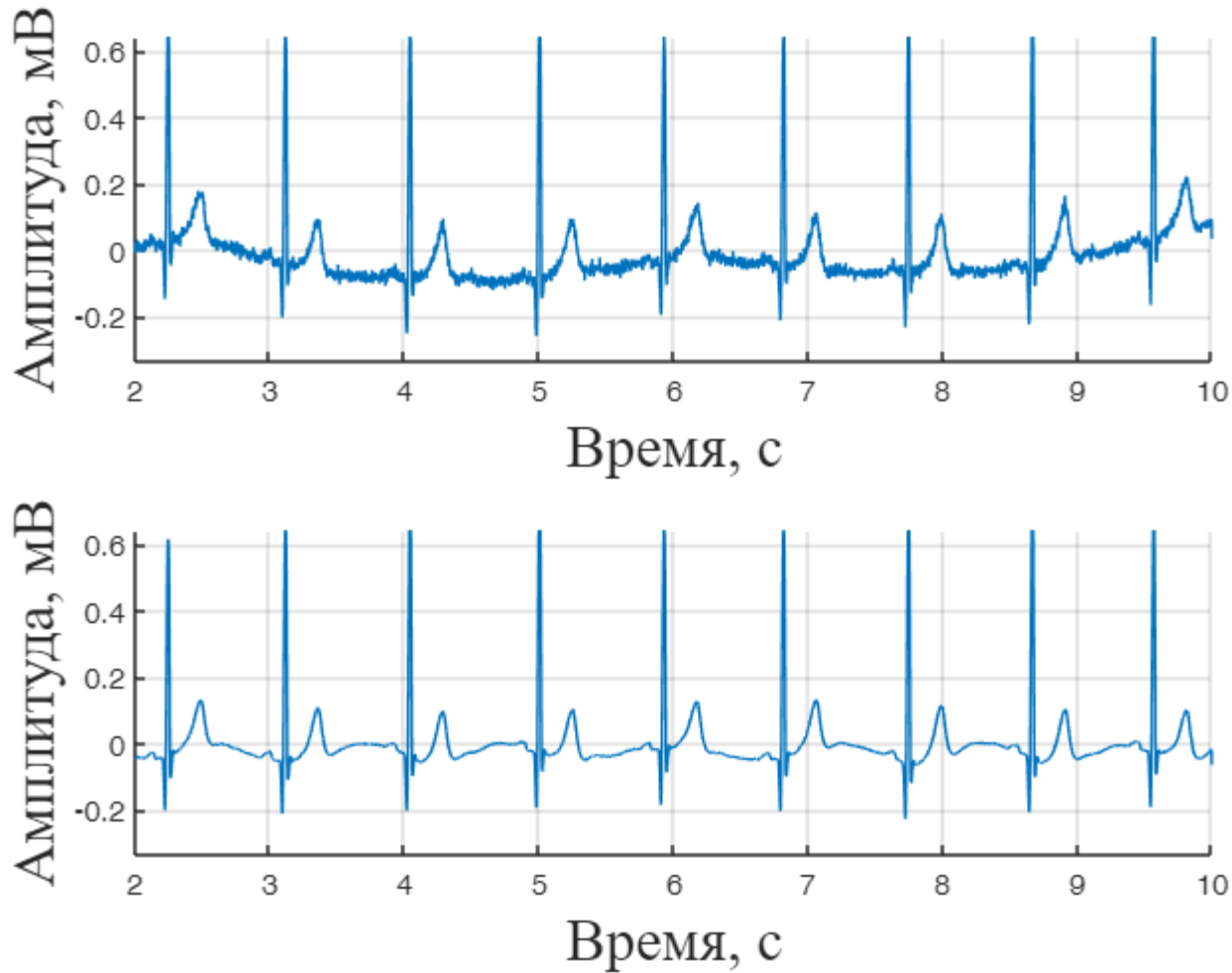


Рисунок 22. Сравнение исходного сигнала (без дрейфа изолинии) и сигнала после предварительной обработки.

Рисунок 21. ЭКГ-сигнал, прошедший процедуру предварительной обработки.

Алгоритм выделения диагностической информации из ЭКС

Алгоритм выделения PQRST-волн:

1. Применение ВП для удаление из сигнала P и T – волны.
2. Возведение сигнала в квадрат, пороговая процедура нахождения R – пика.
3. Удаление ложно определенных R – пиков.
4. Поиск локального минимума слева и справа от R (Q,S – пики), выделение QRS – комплекса и удаление его из сигнала, интерполяция удаленного участка
5. Повторение шагов 2-4 для нахождения P и T – волн.

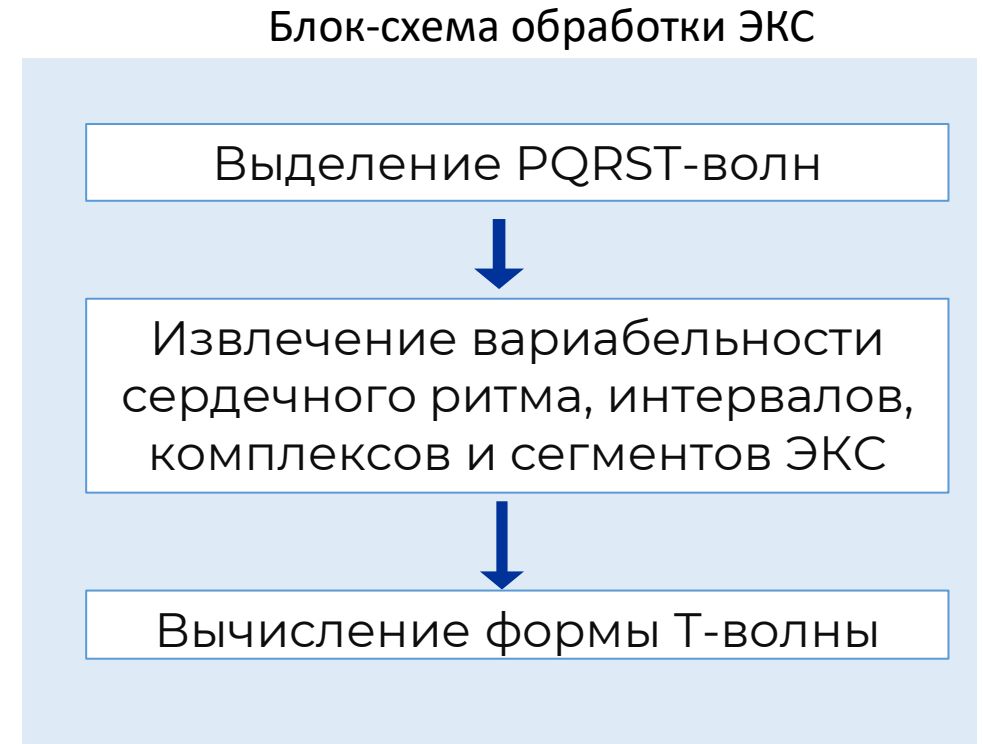


Рисунок 23. Блок-схема обработки сигнала.

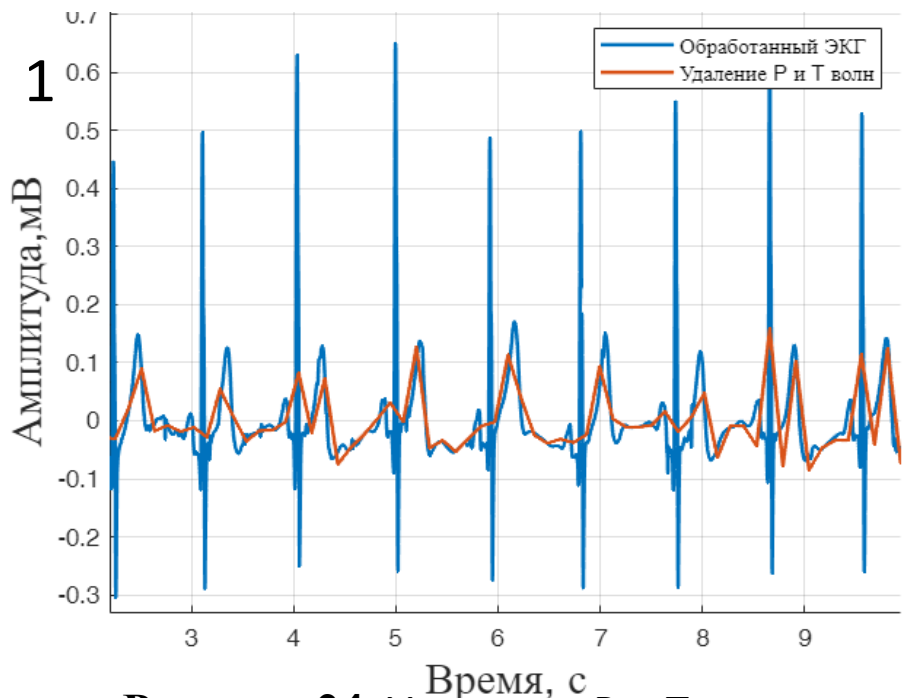


Рисунок 24. Удаление Р и Т волн.

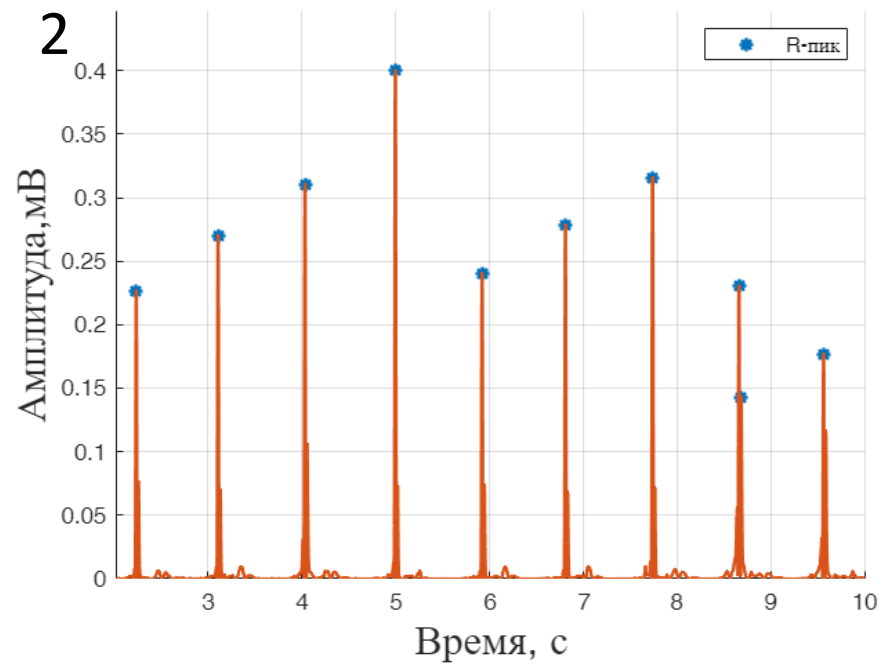


Рисунок 25. Нахождение R-волны в модифицированном ЭКГ.

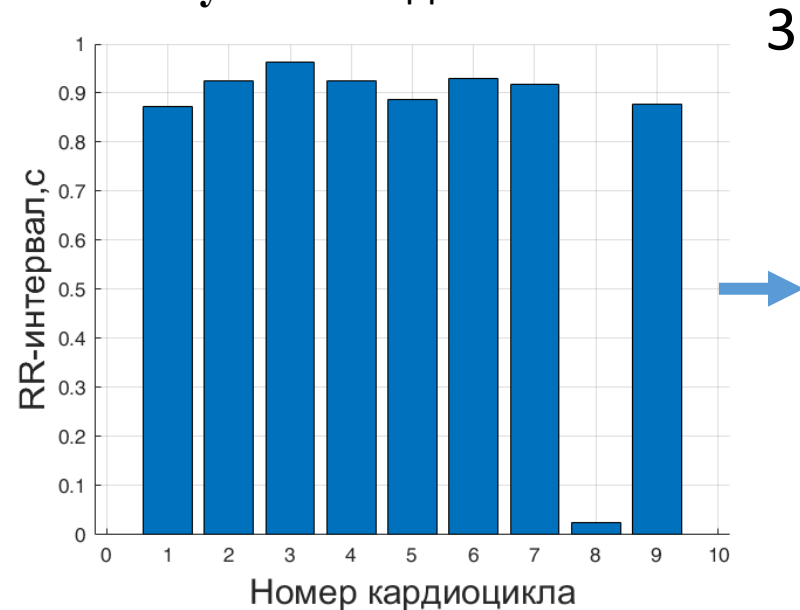


Рисунок 26. Удаление ложно определенных R – пиков.

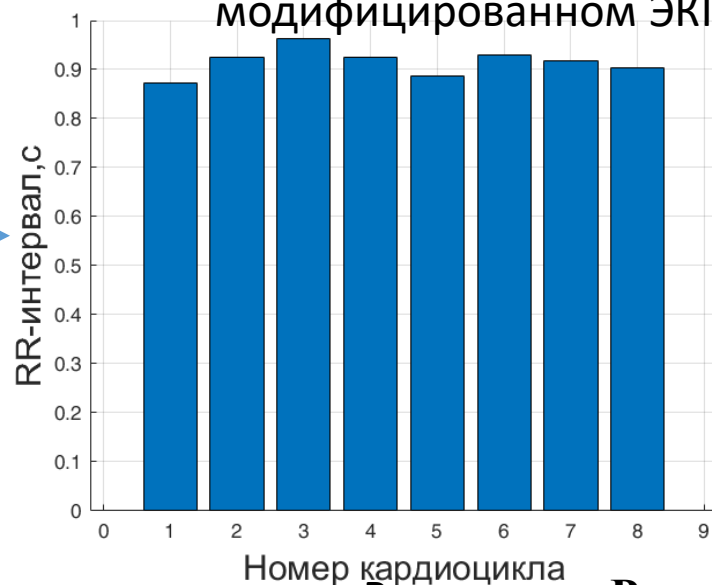
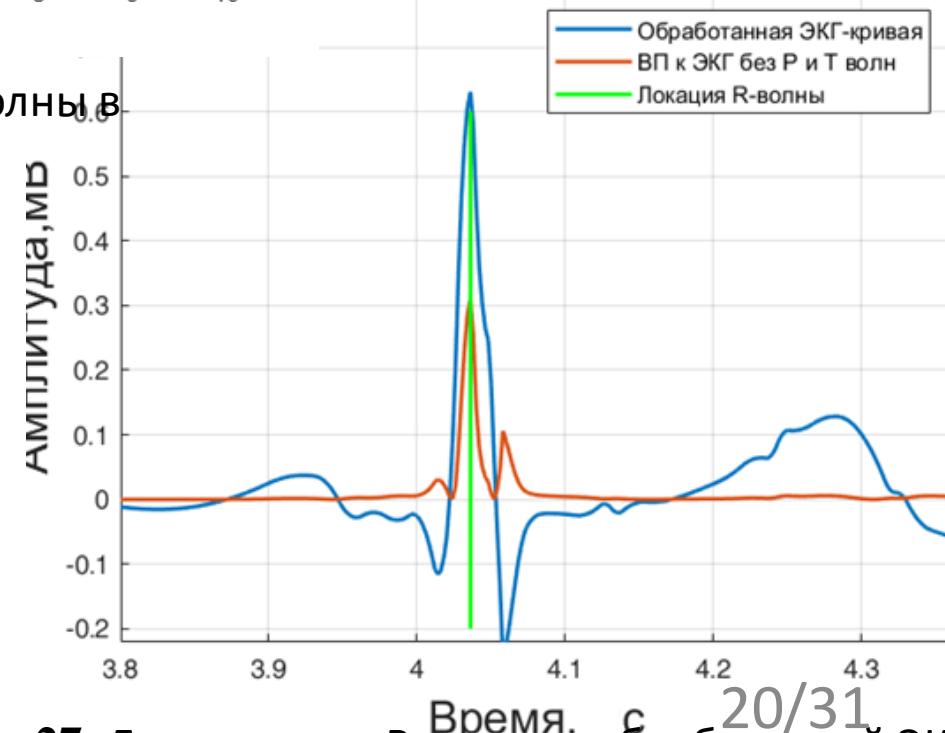
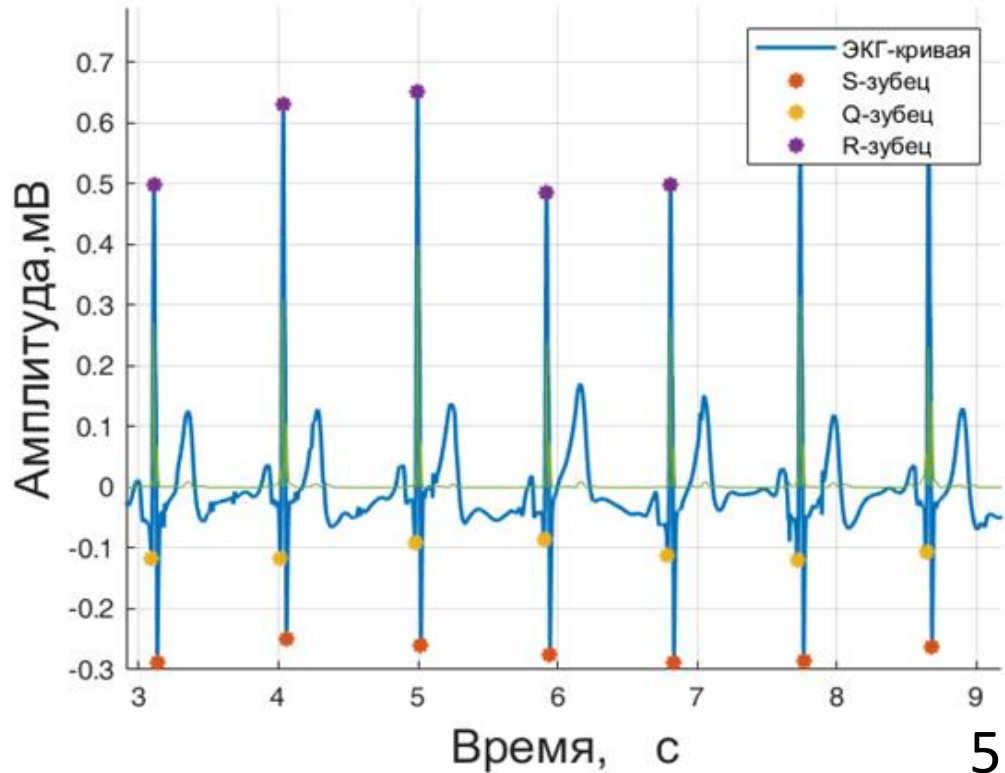


Рисунок 27. Локализация R-пиков в обработанной ЭКГ.





4

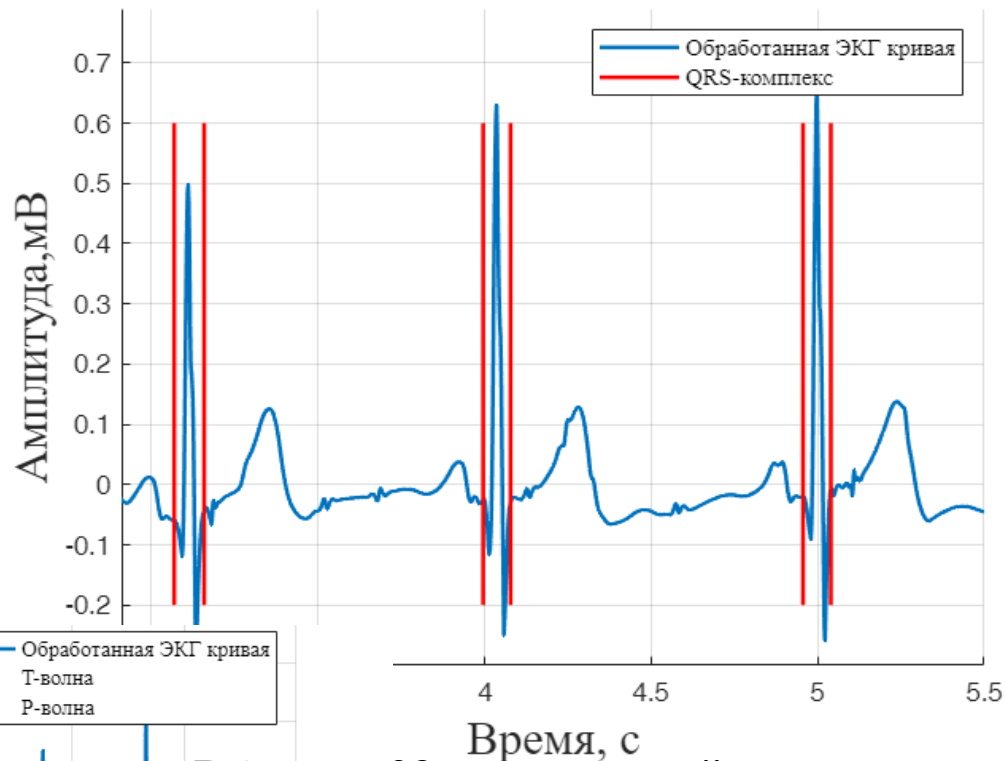


Рисунок 29. Выделенный QRS-комплекс.

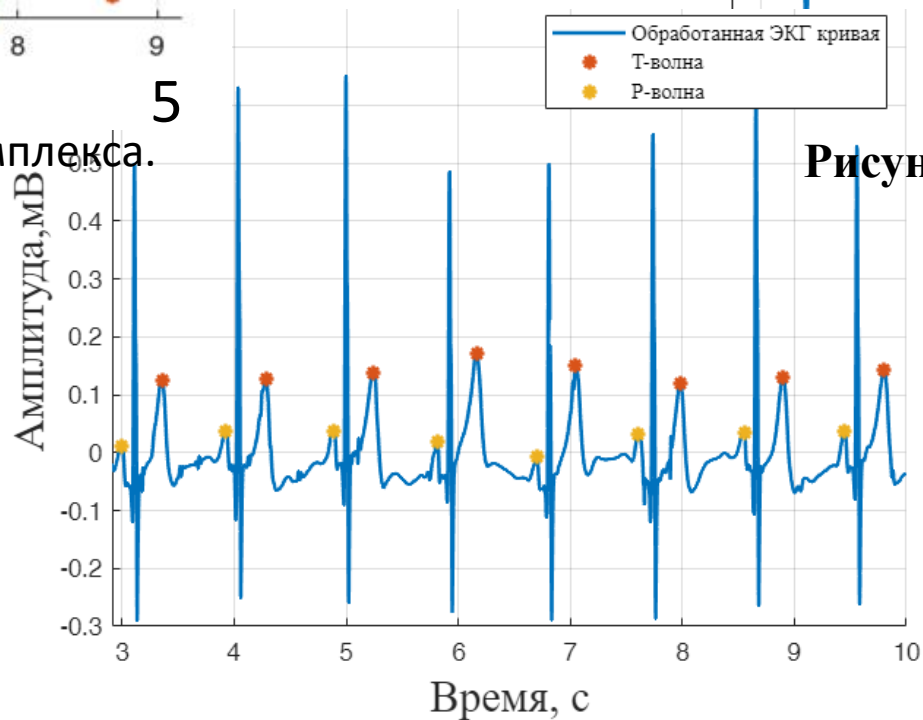


Рисунок 30. Обнаружение Р и Т волн.

Результаты алгоритма обработки ЭКС

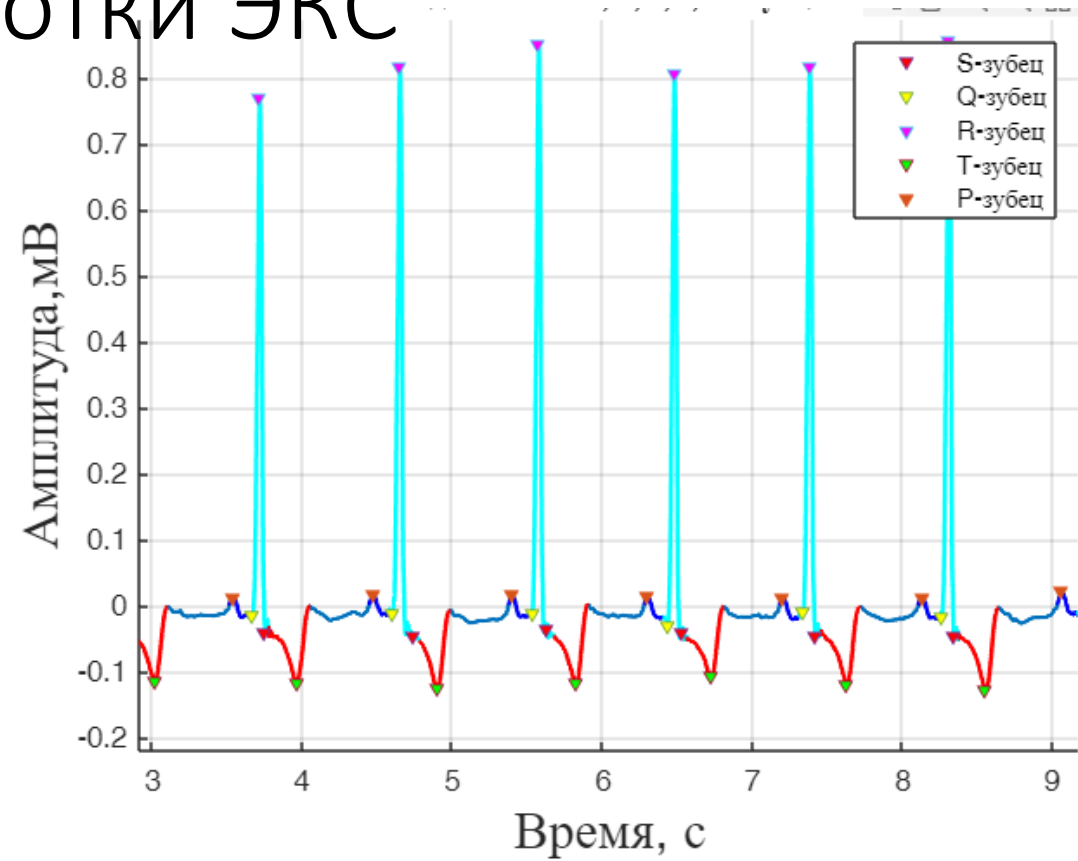
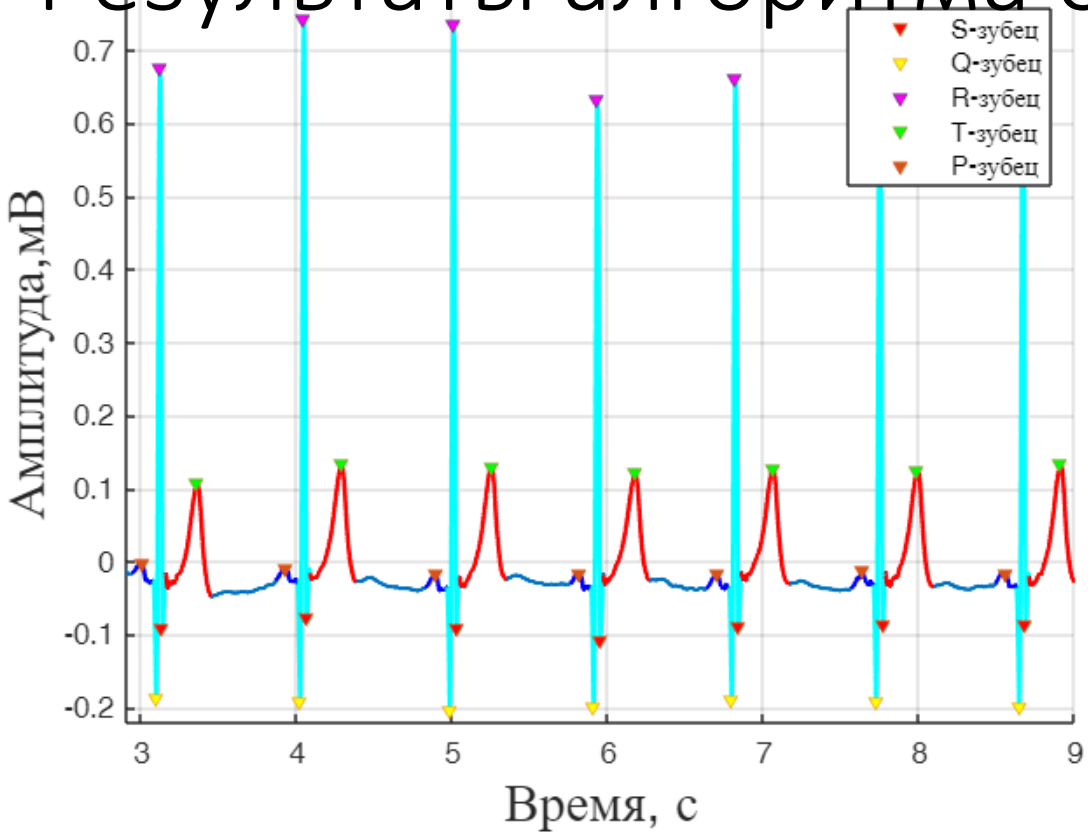


Рисунок 31. Локализация PQRST-волн, QRS-комплекса, PR и ST.

Индекс	Амплитуда P	Амплитуда Q	Амплитуда R	Амплитуда S	Амплитуда T	PR-интервал	QRS-комплекс	QT-интервал	ST-интервал	Форма T	RR	PP
0	0.0197	-0.0564	0.8797	-0.0307	0.0916	0.13	0.120	0.57	0.45	0.02 029	1.3	1.3
1	0.0014	-0.0563	0.8355	-0.0519	0.0960	0.1	0.154	0.52	0.37	0.01 589	1.3	1.3
2	0.0160	-0.0746	0.8640	-0.0740	0.1185	0.16	0.134	0.48	0.35	0.02 587	1.2	1.2
3	-0.0086	-0.0902	0.8445	-0.0560	0.0986	0.13	0.124	0.50	0.38	0.02 381	1.3	1.3
4	0.0322	-0.0404	0.8630	-0.0364	0.1062	0.14	0.084	0.62	0.54	0.02 547	1.3	1.3

Таблица 2. Вывод диагностической информации из ЭКС

Анализ эффективности алгоритма

Анализ эффективности выделения пиков в сигнале (Таблица 3.2.) реализован с использованием аннотированных данных в библиотеке Lobachevsky University Electrocardiography Database [2].

$$t = \max \left(100 - \frac{|x - x^*|}{x^*} * 100 \right),$$

где x^* -локализация пиков из аннотации, x – локализация пиков из результатов разработанного алгоритма.

Волна	Точность, t, %
R-волна	99.82
Q- волна	99.62
S- волна	99.78
P- волна	97.96
T- волна	99.46

Таблица 3. Точность локализации PQRST-волн

Характеристики обработанного сигнала

Признаки ЭКГ для выявления нарушения ритма :

- RR-интервал между текущим и последующим кардиоциклом;
- Среднее значение RR-интервалов по всей ЭКГ-кривой;
- Длина QRS-комплекса между текущим и последующим кардиоциклом;
- Среднее значение длины QRS-комплексов по всей ЭКГ-кривой.

Для нарушений ССС таких, как ишемия, инфаркт миокарда и гипертрофия желудочков или предсердий:

- Амплитуда P-волны;
- Амплитуда Q-волны;
- Амплитуда R-волны;
- Амплитуда S-волны;
- Амплитуда T-волны;
- Длина PR-интервала;
- Длина ST-интервала;
- Длина QT-интервала;
- Длина PP-интервала;
- Форма зубца T;
- Длина QRS-комплекса;
- RR-интервал.

Классификация ЭКГ

Алгоритм классификации Random Forest

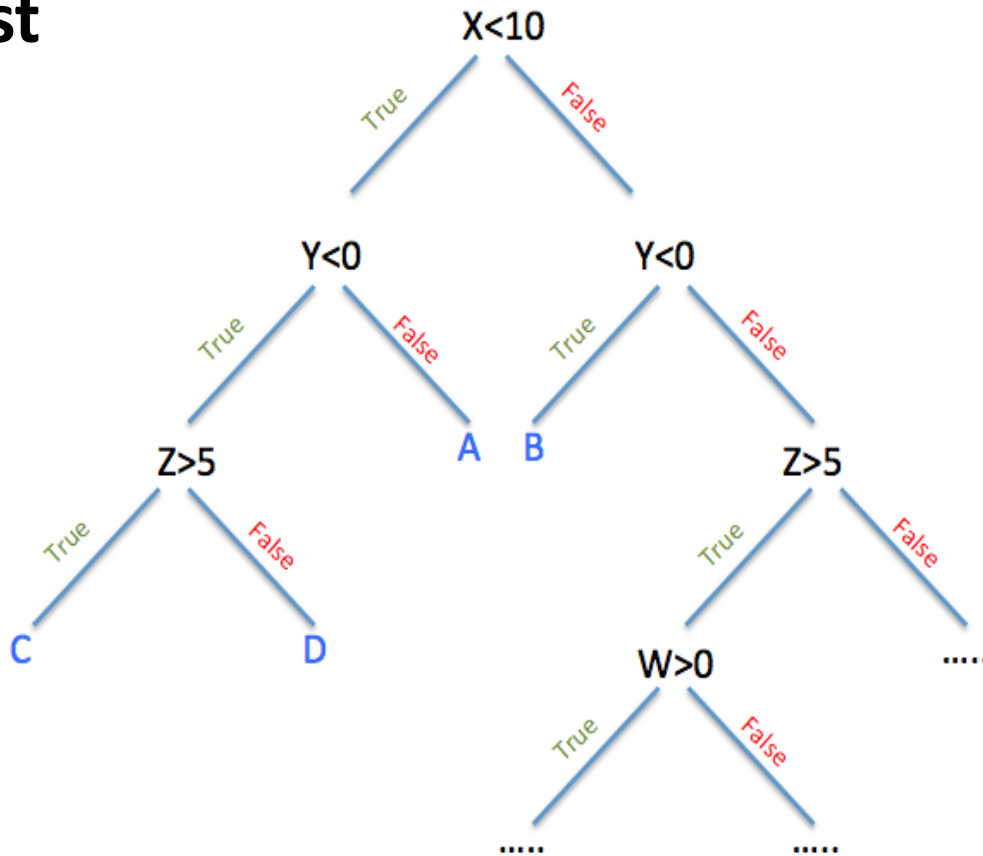


Рисунок 32. Структура решающего дерева

Классификатор ЭКГ, который классифицирует кардиосигналы по 4 нарушениям ССС:

- Нарушение ритма;
- Экстрасистолия;
- Ишемия;
- Гипертрофия желудочков.

Метрики, использованные для оценки результатов классификации:

- Precision;
- Recall;
- F1-score.

Результаты классификация ЭКГ

Таблица 4. Классификатор для выявления нарушений ритма

	precision	recall	f1-score
0	0.99	0.99	0.99
1	0.95	0.95	0.95

Таблица 5. Классификатор для выявления гипертрофии

	precision	recall	f1-score
0	1	0.92	0.96
1	0.99	1	1

Таблица 6. Классификатор для выявления Ишемии

	precision	recall	f1-score
0	0.95	0.90	0.93
1	0.90	0.95	0.92

Таблица 7. Классификатор для выявления экстрасистолии.

	precision	recall	f1-score
0	0.98	1	0.99
1	1	0.71	0.83

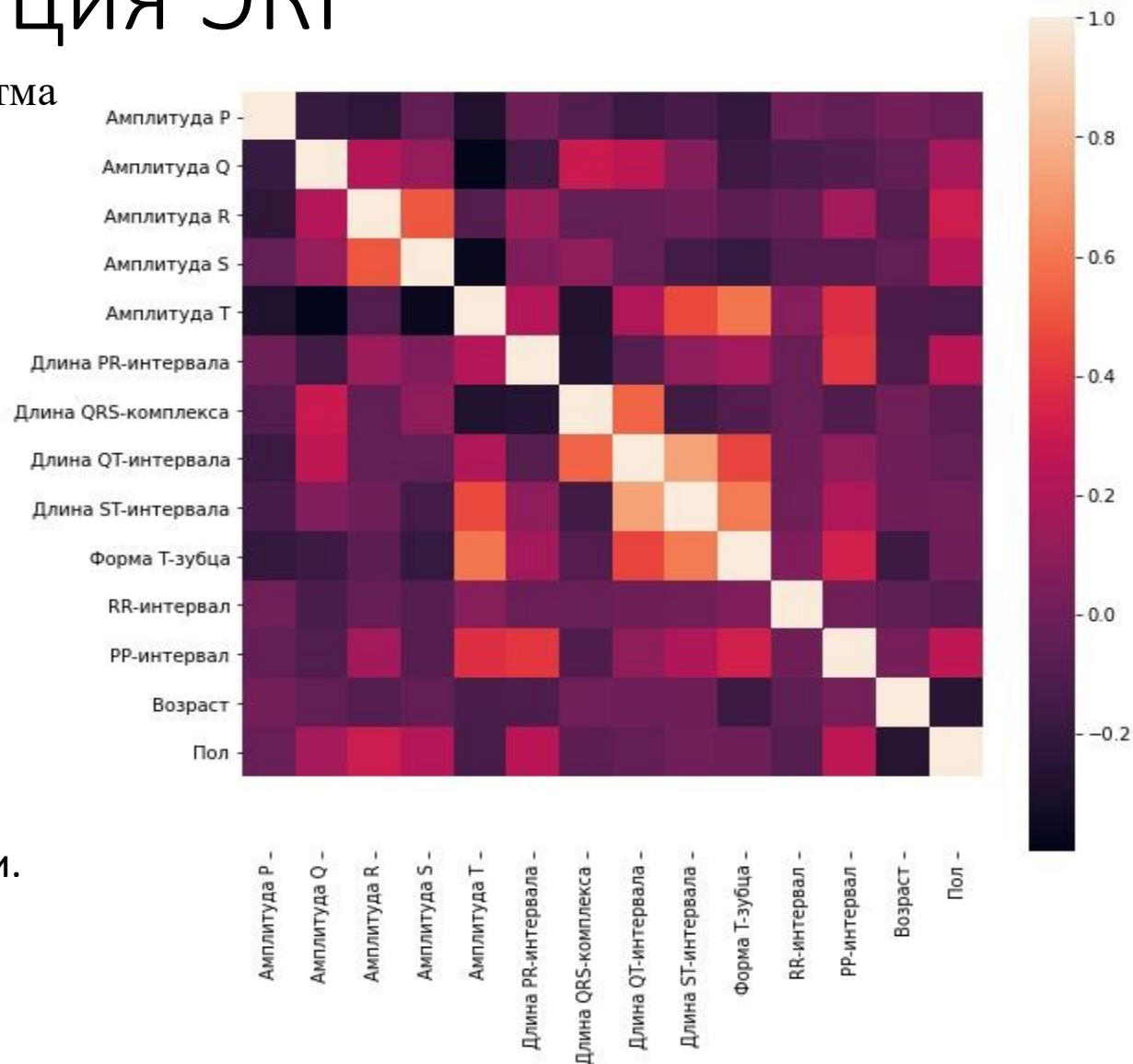


Рисунок 33. Матрица корреляции выделенных признаков ЭКГ.

Аналоги разработки.

Таблица 8. Аналоги разработки.

Параметр	ЭКГ модуль AD8232	Датчик ЭКГ RLDL- S39	Q-S207 EKG	Разработанное решение
Основные особенности	Измерение ЭКГ. Индикация сердцебиения	Измерение параметров ЭКГ с помощью нательных электродов.	Измерение ЭКГ и ЭМГ.	Измерение ЭКГ. Подсчет ЧСС. Несколько этапов обработки.
Масса, г	15	195	210	48
Габариты, мм	60 × 60 × 8	28 × 62 × 92	34 × 78 × 80	50 × 40 × 10
Передача сигнала	Аналоговый сигнал	USB	Аналоговый сигнал	Аналоговый сигнал/I2C
Напряжение питания, В	3,3-5	5	9	3.3-5
Мощность, Вт	0,1	0,9	4,5	0,5
Разъем для подключения кабелей ЭКГ	Jack 3,5 мм	Jack 3,5 мм	Электроды соединены с устройством проводной системой.	Многоразовые беспроводные электроды.
Цена, руб.	4250	62500	112200	~25000

Бизнес-модель

Таблица 9. Бизнес-модель по Остервальдеру.

Ключевые партнеры - Компании по производству и продаже медицинского оборудования - Производители спортивного оборудования	Ключевые активности - Разработка устройств	Достоинства предложения - Нет отечественных аналогов - Цена ниже на 40% зарубежных аналогов - Удобство эксплуатации	Отношения с заказчиком - Аренда устройства - Гарантия - Техническая поддержка 3 линии	Пользовательские сегменты - Спортсмены - Люди старшей возрастной группы, а также с хроническими заболеваниями - Образовательные учреждения - Лаборатории
	Ключевые ресурсы - Команда - Сайт - Социальные сети		Каналы поставки - Сайт - Таргет - Участие в конференциях - Рассылка	
Структуры затрат - Аренда - Расходные материалы - Зарплата сотрудникам - Реклама - Налоги			Источники дохода - Продажа устройств - Аренда устройства	

Финансовый план

Таблица 10. Финансовый план.

Параметр	Сумма, руб.	Описание
Доходы		
Продажа устройств	5 000 000	Партия состоит из 10 датчиков.
Аренда датчиков	4 000 000	Датчики могут быть взяты в аренду с возможностью выкупа
Расходы		
Покупка комплектующих	2 000 000	Комплектующие для устройств
Аренда помещения и оборудования	900 000	Аренда помещения с встроенным оборудованием
Покупка оборудования	1 500 000	Закупка недостающего оборудования
Зарплата сотрудникам	1 000 000	Привлечение специалистов посредством оформления ГПХ, а также найм на постоянной основе

Заключение

Таким образом, в результате работы:

1. Произведено исследование на выбор оптимальных параметров ВП для обработки сигнала;
 2. Разработан алгоритм для обработки и анализа диагностической информации из ЭКГ;
 3. Точность локализации PQRST- волн выше 97.96%;
 4. Построен классификатор для выявления нарушений сердечно-сосудистой системы;
- Алгоритм является автоматизированным и обладает высокой эффективностью.

Также отдельные вопросы работы были обсуждены на конференциях:

- The 21st International Conference on Next Generation Wired/Wireless Networks and Systems NEW2AN 2021 August 30-31, 2021 ;
- 49th International Summer School-Conference “Advanced Problems in Mechanics 2021” (June 21- 25, 2021).

Публикации:

- Malysheva, V., Zaynullina, D., Stosh, A., Cherepennikov, G. Application of Wavelet Transform for ECG Processing // Internet of Things, Smart Spaces, and Next Generation Networks and Systems. NEW2AN ruSMART 2021 2021. Lecture Notes in Computer Science(), vol 13158. Springer, Cham. – 2022.
- Зайнуллина Д. М., Малышева В. Н., Стош А. О., Черепенников Г. А. (2021) Беспроводное устройство мониторинга ЭКГ с возможностью сбора и анализа полученных данных // Математическое моделирование и биомеханика в современном университете: тезисы докладов XV Всероссийской школы, (с. Дивноморское, 26 мая — 31 мая 2021 г.) / Южный федеральный университет; ред.: А. О. Ватульян, М. И. Карякин, В. В. Дударев, Д. К. Плотников, А. В. Попов, В. О. Юров. – Ростов-на-Дону; Таганрог: Издательство Южного федерального университета, 2021. — с. 57

Спасибо за внимание!