



DOI: 10.22363/2312-8143-2025-26-4-447-456
EDN: BLXPCY

Научная статья / Research article

Цифровое моделирование снижения шума низкочастотных сигналов ЭКГ

С.В. Курбанов^{ID}✉, Д.А. Андриков^{ID}, С.В. Агасиева^{ID}, А.В. Ярошенко^{ID}

Российский университет дружбы народов, Москва, Российская Федерация
✉ ya.sinan@yandex.ru

История статьи

Поступила в редакцию: 4 июня 2025 г.
Доработана: 12 сентября 2025 г.
Принята к публикации: 25 сентября 2025 г.

Заявление о конфликте интересов

Авторы заявляют об отсутствии
конфликта интересов.

Аннотация. Рассмотрена проблема низкочастотного шума — дрейфа базовой линии — в сигналах цифровой электрокардиограммы (ЭКГ) большой длительности, который может искажать критические диагностические признаки, такие как морфология ST-сегмента и T-зубца. Изучены методы цифровой фильтрации с упором на извлечение и коррекцию низкочастотных помех с использованием фильтров Чебышева II типа и Баттерворта, синтезированных на Python. Результаты исследования продемонстрировали, что фильтр верхних частот 7-го порядка с частотой среза 1 Гц эффективно изолирует линию нулевого потенциала, тогда как функция `filtfilt` необходима для предотвращения фазовых искажений. Успех метода фильтрации зависит от скорости изменения линии нулевого потенциала, и требуется дальнейшая разработка количественных критериев оценки и коррекции искажений, вызванных фильтром. Предлагаемый подход направлен на улучшение автоматизированного анализа ЭКГ и снижение ложных тревог в системах мониторинга сердца.

Ключевые слова: ЭКГ-фильтрация, фильтр Баттерворта, фильтр Чебышева, кардиосигналы, QRS-комплекс

Вклад авторов

Курбанов С.В. — математическое моделирование, визуализация, написание текста; Андриков Д.А. — концепция исследования; Агасиева С.В. — общее руководство, валидация; Ярошенко А.В. — проведение аппаратных экспериментов. Все авторы ознакомлены с окончательной версией статьи и одобрили ее.

Для цитирования

Курбанов С.В., Андриков Д.А., Агасиева С.В., Ярошенко А.В. Цифровое моделирование снижения шума низкочастотных сигналов ЭКГ // Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Инженерные исследования. 2025. Т. 26. № 4. С. 447–456. <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2025-26-4-447-456>

Digital Modelling of Low-Frequency ECG Signals Denoising

Sinan V. Kurbanov^{ID}✉, Denis A. Andrikov^{ID}, Svetlana V. Agasieva^{ID}, Artem V. Iaroshenko^{ID}

RUDN University, Moscow, Russian Federation
✉ ya.sinan@yandex.ru

Article history

Received: June 4, 2025
Revised: September 12, 2025
Accepted: September 25, 2025

Abstract. The problem of low-frequency noise (baseline wander) in long-duration digital electrocardiogram (ECG) signals, which can distort critical diagnostic features such as the ST-segment and T-wave morphology, is considered. Digital filtering methods are studied with an emphasis on low-frequency noise extraction and correction using Chebyshev type II and

© Курбанов С.В., Андриков Д.А., Агасиева С.В., Ярошенко А.В., 2025



This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International License
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/legalcode>

Conflicts of interest

The authors declare that there is no conflict of interest.

Butterworth filters synthesized in Python. The results show that a 7th-order high-pass filter with a cutoff frequency of 1 Hz effectively isolates the zero-potential line, whereas the `filtfilt` function is essential to avoid phase distortions. The success of the filtering method depends on the rate of change of the zero-potential line, and further work is required to develop quantitative criteria for evaluating and correcting filter-induced distortions. The proposed approach aims to improve automated ECG analysis and reduce false alarms in cardiac-monitoring systems.

Keywords: ECG filtering, Butterworth filter, Chebyshev filter, cardiac signals, QRS complex

Authors' contribution

Kurbanov S.V. — mathematical modeling, visualization, writing; Andrikov D.A. — research concept; Agasieva S.V. — general guidance, validation; Iaroshenko A.V. — conducting hardware experiments. All authors read and approved the final version of the article.

For citation

Kurbanov SV, Andrikov DA., Agasieva SV, Iaroshenko AV. Digital modelling of low-frequency ECG signals denoising. *RUDN Journal of Engineering Research*. 2025;26(4):447–456. <http://doi.org/10.22363/2312-8143-2025-26-4-447-456>

Введение

Процесс постановки правильного диагноза всегда был сложным и нетривиальным. Развитие медицинской техники в значительной мере обеспечило этот процесс информационно. Однако возросший поток информации потребовал введения в клиническую практику средств автоматизированной обработки этой информации при диагностике. Так, длительность записи кардиограмм может достигать десятков часов, а число сердечных сокращений в такой записи — десятков тысяч. Поэтому автоматизированная диагностика, гармонично сочетающая врачебный опыт с машинной точностью обработки биологических сигналов, приобретает всё большую актуальность. Одновременно возрастает и потребность в выделении из биологических сигналов значимых для диагностики составляющих, то есть фильтрации этих сигналов.

Сигналы электрокардиограммы (ЭКГ) часто искажаются низкочастотными колебаниями (дрейф базовой линии), вызванными дыханием (0,1–0,5 Гц), движением пациента (артефакты движения), плохим контактом электродов (изменение импеданса кожи). Эти нарушения искажения могут быть критическими для исследования морфологии ST-сегмента и Т-зубца, которые важны для диагностики депрессии/подъема ST или некоторых аритмий (удлинение QT-интервала). Ниже представлены всесторонний обзор и сравнение различных цифровых фильтров для снижения шума ЭКГ [1].

В медицинской практике часто используются некоторые методы фильтрации, такие как удаление базовой линии без искажения ST/Т-зубцов и

сохранение сверхнизкочастотных компонентов для анализа вариабельности сердечного ритма. Существует множество методов шумоподавления на низких частотах: методы вейвлетов [2; 3], фильтрация Калмана [4; 5], другие методы [6; 7; 8].

В современных условиях цифровая обработка сигналов (ЦОС) получает все более широкое применение. Помимо традиционной сферы обработки сигналов (телевидение, радиолокация, связь) появляются новые области применения — анализ речи и телефония, медицина, обработка изображений, анализ явлений различной физической природы [9].

Развитие вычислительной техники обеспечило создание надежных и недорогих устройств для цифровой обработки, с высоким быстродействием и качеством обработки сигналов. Однако расширение сферы применения ЦОС на явления материального мира неизбежно приводит к усложнению как полезного сигнала, так и помехи. Усложнение полезного сигнала может выражаться, например, в нестабильности периода во времени, в наличии коротких импульсов значительной амплитуды, нестабильности формы огибающей и частоты модуляции и в других аналогичных проявлениях. Помеха может быть обусловлена случайным процессом, спектр сигнала которого перекрывается со спектром полезного сигнала в относительно широком диапазоне частот [10]; помеха также может быть нестационарной, иметь переменный во времени спектр; спектр помехи может значительно отличаться от хорошо изученных спектров распространенных шумов.

Поэтому решение одной из основных задач обработки сигналов — задачи фильтрации — для природных, в частности биологических, нес-

тационных сигналов сложной формы является нетривиальным и требует разработки специфических методов и соответствующих цифровых фильтров.

1. Методы и материалы

1.1. Постановка задачи

Задача фильтрации решается применительно к цифровому кардиосигналу (ЭКГ) большой длительности, от десятков до десятков тысяч периодов сердечных сокращений. *Цель исследования* — максимальная адаптация ЭКГ к последующей компьютерной обработке. ЭКГ-сигналы большой длительности содержат уникальную информацию о динамике сердечной деятельности в процессе повседневной активности человека. Однако эта информация искажается, например, при смещении электродов в результате движения, появления потенциалов, не связанных с сердечно-сосудистой деятельностью, в местах размещения электродов. Подобные посторонние воздействия на ЭКГ проявляются в виде зашумленности и низкочастотных колебаний линии нулевого потенциала цифровой ЭКГ. Примеры таких помех на одном сигнале одной кардиограммы из базы данных РОХМИНЭ (Российское общество Холтеровского мониторирования и неинвазивной электрофизиологии) (доступность данных: <http://rohmine.org/baza-dannykh-rokhmine>) показаны на рис. 1–3.

На рис. 1 присутствует практически постоянное смещение линии нулевого потенциала, на рис. 2 и 3 просматриваются достаточно медленные, продолжительностью не менее трех периодов сердечных сокращений, колебания линии нулевого потенциала. При этом амплитуда таких колебаний (рис. 3) может в несколько раз превышать размах QRS-комплекса.

На рис. 2 также просматриваются области высокочастотных всплесков с периодом, сравнимым с длительностью QRS-комплекса, но значительно меньшим, чем длительности Р- и Т-зубцов. При этом для однозначной идентификации таких высокочастотных всплесков как помех нет достаточных оснований, возможно, эти шумы характеризуют протекающие в сердце процессы.

Кроме того, предполагаемой проблемой фильтрации ЭКГ-сигнала является мощный высокочастотный спектр QRS-комплекса малой длительности. Так как QRS-комплекс имеет безусловную

диагностическую ценность, то его необходимо сохранить с минимальными искажениями на протяжении всех манипуляций с ЭКГ.

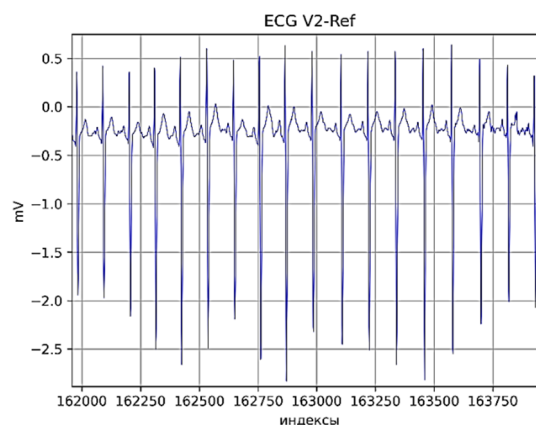


Рис. 1. Смещение линии нулевого потенциала
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

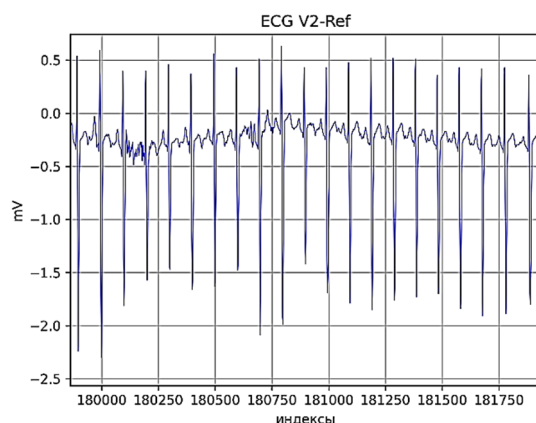


Рис. 2. Малые колебания линии нулевого потенциала
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

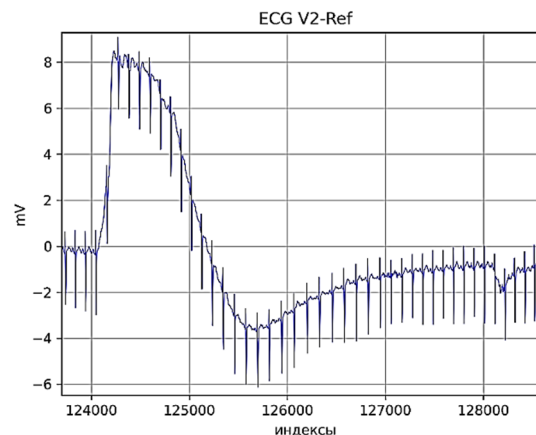


Рис. 3. Большие колебания линии нулевого потенциала
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

В связи с изложенными особенностями ЭКГ задача фильтрации цифрового сигнала может быть сведена к поиску последовательности применения цифровых фильтров определенных типов с целью:

- идентификации отклонения линии нулевого потенциала ЭКГ;
- численной оценки величины этого отклонения;
- коррекции линии нулевого потенциала ЭКГ, если величина отклонения позволяет такую коррекцию;
- удаления участка ЭКГ, если величина отклонения не позволяет его коррекцию;
- идентификации участков высокочастотных всплесков, сохранения исходной формы ЭКГ, в частности QRS-комплекса, при манипуляциях с ЭКГ.

1.2. Виды цифровых фильтров и методы их синтеза

Декомпозиция задачи фильтрации ЭКГ позволяет предположить, что низкочастотная помеха сама по себе является достаточно ценным информационным ресурсом, заслуживающим отдельного изучения. Поэтому в предлагаемом исследовании применен нестандартный подход к фильтрации цифрового биологического сигнала, заключающийся в максимально точном явном выделении помехи с последующей коррекцией полезного сигнала путем вычитания из него выделенной помехи. Этот подход аналогичен адаптивной фильтрации и характеризуется практически идеальной настройкой весовых коэффициентов фильтра. Для такой настройки на каждом шаге дискретизации из обрабатываемого сигнала с высокой точностью вычитается действительная величина помехи, что должно привести к выделению практически свободного от шумов полезного сигнала. Если же помеха настолько велика, что гарантировать выделение полезного сигнала невозможно, то можно четко определить временной интервал существования «плохого» сигнала для исключения «плохого» сигнала из дальнейшей обработки. Недостатком предлагаемого метода является его ограниченная применимость для обработки сигнала в реальном времени в связи со значительным запаздыванием выделения помехи и получения отфильтрованного сигнала [11].

Теория цифровых фильтров и методика их синтеза достаточно хорошо разработана и изло-

жена. Наиболее простым методом представляется синтез цифрового фильтра на основе аналогового прототипа, такой фильтр устойчив при условии устойчивости прототипа. Выбор прототипа производится исходя из требуемой амплитудно-частотной характеристики (АЧХ) фильтра. Так, для выделения из сигнала низкочастотной составляющей с максимальной точностью АЧХ фильтра в полосе пропускания должна быть максимально плоской. Из основных типов аналоговых фильтров такое свойство имеют фильтр Баттерворта и инверсный фильтр Чебышева (называемый также фильтром Чебышева II типа). Остальные фильтры имеют небольшую неравномерность в полосе пропускания, выражающуюся в колебаниях АЧХ величиной в несколько децибел (неравномерность АЧХ). Обычно в теории допускается неравномерность АЧХ порядка 3 дБ, что соответствует ослаблению сигнала на 30 %; такое ослабление в предлагаемой модели фильтрации очевидно неприемлемо.

Для синтеза цифровых фильтров был использован Python, поэтому исследование и сравнение АЧХ намеченных к применению фильтров выполнялось средствами Python, использовались библиотеки `numpy`, `scipy` и `math`. Математическое описание достаточно подробно изложено, например, в [12]. Оба фильтра-прототипа синтезированы как фильтры с бесконечной импульсной характеристикой (БИХ-фильтры) с помощью функции `iirfilter`, возвращающей числитель b и знаменатель a передаточной функции фильтра

```
b, a = iirfilter(Nf, wsr, rs = 40, btype = 'low-pass', analog = True, ftype = 'cheby2')
```

по заданным параметрам: **Nf** — порядок фильтра, определяющий крутизну падения его АЧХ в области средних частот между полосами пропускания и задерживания; **wsr** — круговая частота среза фильтра (ω), определяемая через обычную частоту среза по формуле $[2 * \pi * \text{fsr}]$; **rs = 40** — минимальное ослабление в полосе задерживания в дБ, ослабление 40 дБ соответствует ослаблению в 100 раз; **btype = 'lowpass'** — вид фильтра (низких частот, высоких частот, полосовой и т.д.), здесь задан фильтр низких частот; **analog = True** — логическая константа, определяющая тип синтезируемого фильтра, True соответствует аналоговому фильтру, False — цифровому фильтру; **ftype = 'cheby2'** — тип фильтра, здесь задан фильтр Чебышева II типа.

Результат сравнения фильтров Чебышева II типа и Баттерворта показан на рис 4.

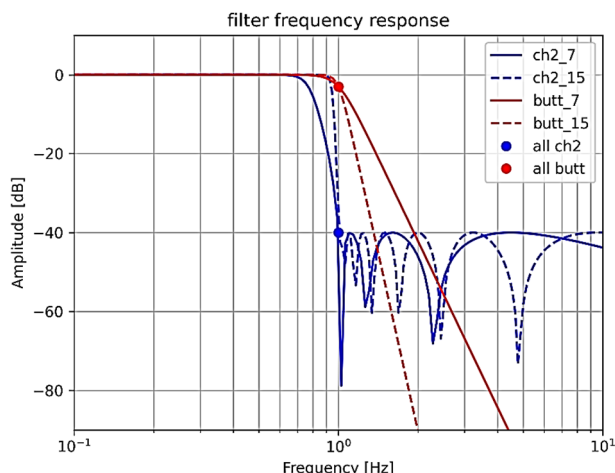


Рис. 4. Сравнение фильтров Чебышева II типа и Баттерворта

Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

Были построены АЧХ фильтров обоих типов 7-го и 15-го порядков. Следует отметить ряд особенностей фильтров:

1) заданная частота среза для фильтров Баттерворта характеризует высшую частоту пропускания, а фильтров Чебышева II типа — низшую частоту полосы задерживания;

2) для фильтров Баттерворта характерно плавное падение АЧХ по сравнению с фильтрами Чебышева II типа (подтверждает теоретические выводы); при этом для фильтра 7-го порядка заданное ослабление 40 дБ достигается на частоте почти в 2 Гц, а для фильтра 15-го порядка на частоте примерно 1,4 Гц, т.е. спектр отфильтрованного сигнала будет содержать значительное количество частот выше заданной частоты среза;

3) фильтры Чебышева II типа имеют круто падающую АЧХ; при этом для фильтра 7-го порядка искажения появятся на частоте 0,7 Гц, а для фильтра 15-го порядка на частоте 0,9 Гц, т.е. в спектре отфильтрованного сигнала будет подавлено незначительное количество частот ниже заданной частоты среза.

Таким образом, можно сделать вывод о целесообразности применения фильтра Чебышева II типа, для выделения низкочастотных помех из кардиосигнала. Далее будут рассматриваться только такие фильтры [13].

1.3. Исследование цифровых фильтров применительно к задаче фильтрации сигналов ЭКГ

Решение задачи фильтрации обычно сводится к выбору параметров фильтров, что предполагает определение частоты среза и порядка фильтра.

Определение частоты среза фильтра проводилось на основании хорошо известных временных и частотных характеристик периодических процессов, протекающих в организме человека. Наиболее близким к частоте сердечных сокращений является частота дыхания, в норме составляющая примерно 20 вдохов-выдохов в минуту, что соответствует частоте 0,3 Гц. При этом частота у взрослых находится в пределах 60...80 ударов в минуту, а уменьшение этой частоты ниже 60 ударов в минуту относят к брадикардии. Вместе с тем тренированные люди в норме могут иметь и меньшую частоту сердечных сокращений (до 45–50 ударов в минуту). Таким образом, нижняя граница спектра сердечных сокращений находится в окрестности значения частоты 0,75 Гц, а предполагаемая частота полосы пропускания фильтра нижних частот лежит в диапазоне от 0,3 до 0,7 Гц. Учитывая характер АЧХ фильтра Чебышева 2-го типа (рис. 4), частота среза фильтра низких частот для предлагаемого метода фильтрации должна быть в интервале 0,2...0,8 Гц.

Установление пределов изменения порядка фильтра проводилось преимущественно методом вычислительного эксперимента, при планировании которого учитывалось, что порядок цифрового фильтра определяет число слагаемых разностного уравнения. С одной стороны, увеличение порядка фильтра ведет к более точному разделению сигнала по частоте из-за увеличения крутизны характеристики. С другой стороны, при этом возрастает объем вычислений и длина массива данных, необходимых для решения разностного уравнения. Исходя из того, что число данных одного периода сердечных сокращений при частоте дискретизации 200 Гц примерно равно 100, представляется разумным ограничить порядок фильтра числом 15. Попытка синтезировать такие фильтры в Python выявила явление искажения АЧХ в полосе пропускания в зависимости от порядка фильтра. На рис. 5 изображена неискаженная АЧХ фильтра 5-го порядка с частотой среза 0,2 Гц, а на рис. 6 изображена искаженная АЧХ фильтра 7-го порядка с той же частотой среза.

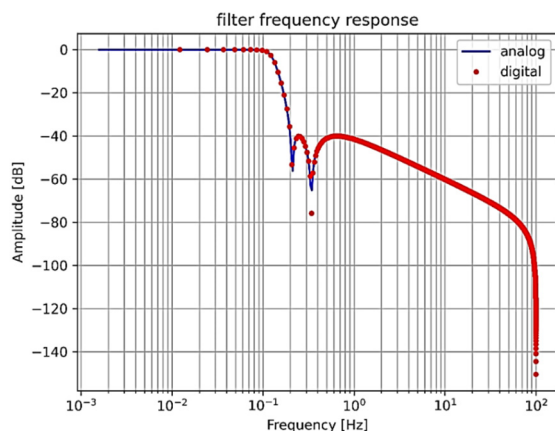


Рис. 5. АЧХ фильтра 5-го порядка с частотой среза 0,2 Гц

И с т о ч н и к: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

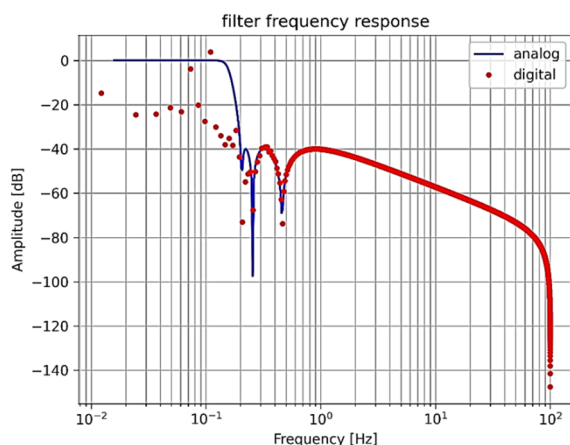


Рис. 6. АЧХ фильтра 7-го порядка с частотой среза 0,2 Гц

И с т о ч н и к: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

Такой эффект проявляется при частоте среза 0,3 Гц выше 6-го порядка; при частоте среза 0,4 и 0,5 Гц также выше 6-го порядка; при частоте среза 0,6...0,8 Гц выше 7-го порядка.

Критерий эффективности фильтрации применительно к задачам диагностики должен характеризовать условия, в которых применение фильтра не вносит существенных искажений в ЭКГ на частотах выше частоты $f_0 = 0,7$ Гц, так как этот диапазон частот важен для диагностики. Отсюда следует, что для появления существенных искажений диагностической области спектра длительность фронта или спада низкочастотной составляющей ЭКГ должна быть порядка $1/f_0 \approx 1,4$ с. Увеличение электрического потенциала за это время должно быть одного порядка со средним размахом QRS-комплекса,

т.е. составлять примерно 4 мВ. Иначе говоря, для успешной реализации эффективного фильтра фронты или спады низкочастотной составляющей ЭКГ должны иметь крутизну не более 3 мВ/с. Уточнение данного критерия требует значительного объема дополнительных исследований.

Результаты исследования параметров фильтра сведены в таблицу.

Влияние частоты среза фильтров Чебышева II типа на допустимый порядок фильтра

Частота среза, Гц	Порядок фильтра максимальный	Критерий эффективности по фронту или спаду низкочастотной составляющей, мВ/с
0.2	5	3
0.3	5	3
0.4...0.5	5	3
0.6...0.8	6	3

И с т о ч н и к: выполнено С.В. Курбановым

Таким образом, максимальный порядок фильтра низких частот в интервале 0,2...0,8 Гц равен 5, в случае реализации средствами Python без разработки специальных функций. Для фильтров высоких частот, обрабатывающих сигналы с частотами от 300 колебаний в минуту (5 Гц), ограничений для фильтров порядка не выше 15 не обнаружено. Например, те же методы есть в [3], только для вейвлетов.

2. Результаты применения синтезированных фильтров к реальным ЭКГ-сигналам

Фильтрация и детрендирование временного ряда ЭКГ имеют свои преимущества, такие как упрощение процесса распознавания и анализа ЭКГ. Как правило, полученные данные либо сразу анализируются, либо подвергаются дальнейшей обработке. Однако такие методы имеют ограничения: например, смещение базовой линии может вызвать изменение амплитуды зубцов и сегментов кардиограммы, а также появление ложных элементов, которые могут быть ошибочно интерпретированы как патология. Все зависит от того, насколько будет изменяться потенциал отсчетов ЭКГ по сравнению с исходными данными, так как на выбросе линии он может быть один, а на линии нулевого уровня другой, что также влияет на диагностику [14].

Результат применения фильтра 5-го порядка к реальному кардиосигналу (одно ответвление

V2) показан на рис. 7, приведен фрагмент кардиограммы. Были проверены два реализованных в Python алгоритма из библиотеки `scipy.signal`: 1) `lfilter`, реализующий фильтрацию сначала до конца, при этом отфильтрованный сигнал имеет сдвиг по фазе; 2) `filtfilt`, реализующий фильтрацию с возвратом начало — конец — начало, который исправляет фазовые сдвиги. Для предлагаемого метода фильтрации сдвиг по фазе оказывается критичным параметром. Без компенсации

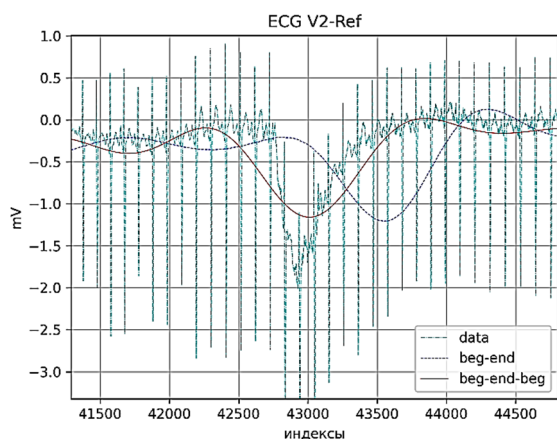


Рис. 7. Результат фильтрации реальной кардиограммы
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

этого сдвига метод в принципе неработоспособен. В данном случае фазовый сдвиг оказался равен пяти периодам сердечных сокращений, что для картины на рис. 7 соответствует примерно четверти периода медленных колебаний.

Очевидно, дальнейшего исследования заслуживает только фильтрация с компенсацией фазового сдвига. Результат вычитания выделенной низкочастотной составляющей из исходного кардиосигнала показан на рис. 8, 9 и 10.

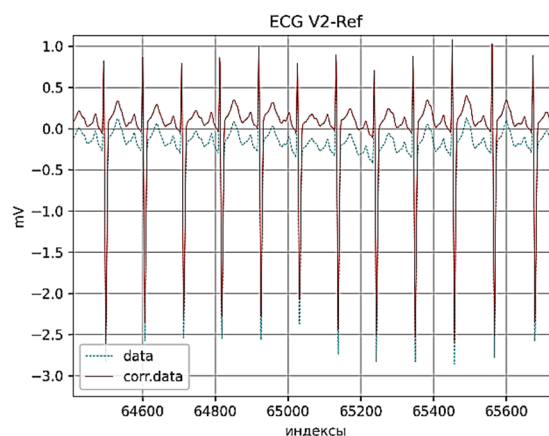


Рис. 8. Коррекция небольших медленных изменений
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

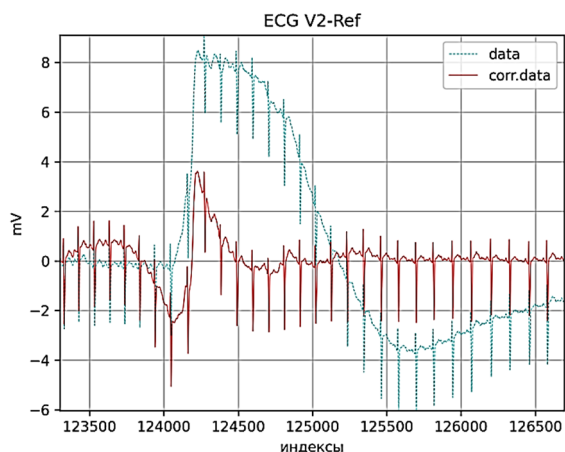


Рис. 9. Коррекция больших быстрых изменений
Источники: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

На рис. 8 показана корректировка линии нулевого потенциала для случая небольших медленных изменений. Видно, что эти изменения успешно компенсируются, при этом ЭКГ оказывается в области положительных потенциалов, кроме Q- и S-зубцов.

На рис. 9 показана корректировка линии нулевого потенциала для случая значительных и быстрых изменений. В этом случае корректировка оказывается недостижимой вблизи зон резких изменений, как, например, вблизи индекса 124 200 на рис. 9.

Визуальное сравнение исходных и отфильтрованных данных ЭКГ позволяет сформулировать гипотезу о том, что фактором, определяющим успешность предлагаемого метода фильтрации, является скорость изменения исходного сигнала. На это обстоятельство указывает успешная коррекция большого отклонения в интервале 125 500...126 500 индексов, тогда как на крутом фронте изменения линии нулевого потенциала при 124 200 индексах коррекция не наблюдается. Наоборот, фильтр вносит в линию нулевого потенциала дополнительные искажения. Метод улучшения визуального сигнала, основанный на цифровом вейвлет-преобразовании, может дать точный результат [15], но в случае вейвлета нам настоятельно необходимо найти наилучшую материнскую вейвлет-функцию и определить пра-

вильный масштаб, чтобы сделать рисунок пригодным для исследования. Поэтому предлагаемый метод по сравнению с цифровым вейвлет-преобразованием представляется значительно более простым средством улучшения кардиосигнала. Для устранения искажений были проведены исследования по модификации предлагаемого метода цифровой фильтрации.

В связи с искажением линии нулевого потенциала была предпринята попытка выделения этой линии в форме, максимально близкой к той, что наблюдается в исходном сигнале. Для этого к исходному кардиосигналу был применен фильтр высокой частоты 7-го порядка с частотой среза 1 Гц с последующим вычислением разности исходного и фильтрованного сигналов. Результат представлен на рис. 10.

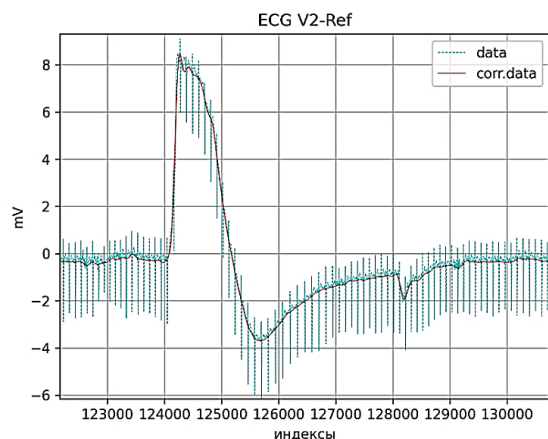


Рис. 10. Результат выделения низкочастотной составляющей высокочастотным фильтром
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

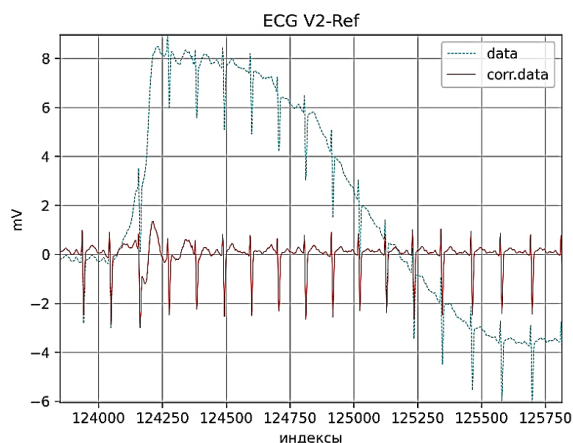


Рис. 11. Результат выделения полезного сигнала высокочастотным фильтром
Источник: выполнено С.В. Курбановым в программе Python

Полученная в результате фильтрации кривая практически точно повторяет линию нулевого потенциала для локально взятого периода сердцебиения. Очевидно, что откорректированный полезный сигнал, возможно с небольшими искажениями, получается сразу в результате фильтрации (рис. 11).

Здесь также наблюдается искажение полезного сигнала на крутом переднем фронте при индексах 124 100...124 250, что подтверждает ранее выдвинутую гипотезу.

Оба исследования направлены на удаление шума и дрейфа базовой линии из сигналов ЭКГ с сохранением диагностически важных признаков (QRS-комплекс, ST-сегмент, Т-зубец).

Данное исследование оценивает производительность фильтров Чебышева II типа (обратный Чебышев) и Баттерворта для коррекции дрейфа базовой линии с акцентом на минимизацию фазовых искажений посредством фильтрации нулевой фазы. Результаты сравниваются с работой Чавана [16] и Каура [17], которые анализировали фильтры Чебышева I и II типа для снижения шума ЭКГ.

Данное исследование оценивает производительность фильтров Чебышева II типа (обратный Чебышев) и Баттерворта для коррекции дрейфа базовой линии с акцентом на минимизацию фазовых искажений посредством фильтрации нулевой фазы. Результаты сравниваются с работой Чавана [16] и Каура [17], которые анализировали фильтры Чебышева I и II типа для снижения шума ЭКГ.

В этой работе тестировались фильтры Чебышева II типа (7-го порядка, среза 1 Гц) и Баттерворта, реализующие фильтрацию нулевой фазы с использованием `scipy.signal.filtfilt` Python для устранения искажений во временной области. Фильтр Чебышева II типа продемонстрировал превосходную производительность при коррекции базовой линии из-за более резкого затухания в полосе задерживания, в то время как фильтры Баттерворта показали более медленный спад, что привело к искажению ST-сегмента. Было обнаружено, что выравнивание фаз имеет решающее значение, при этом фильтрация нулевой фазы снижает артефакты временного сдвига до менее чем пяти периодов сердцебиения.

Чаван [16] сравнил фильтры Чебышева I типа (равномерная полоса пропускания) и типа II (равномерная полоса задерживания), измеряя производительность посредством улучшения отношения сигнал/шум (SNR) и сохранения QRS-ком-

плекса. Фильтр Чебышева типа II превзошел фильтры I типа по удалению шума и сохранению энергии QRS, что соответствует результатам настоящего исследования. Оба исследования подчеркивают ограничения фильтров Баттерворта в сохранении диагностических признаков.

Вычислительную сложность предлагаемого алгоритма можно оценить следующим образом. Разностное уравнение для каждой точки исходного сигнала решается за фиксированное число операций, сложность его решения $O(1)$. Для фильтрации цифровой ЭКГ длиной n отсчетов алгоритм имеет линейную сложность $O(n)$. Если сравнивать с нейросетевыми алгоритмами, то они имеют минимум квадратичную сложность $O(n^2)$, как показано в [17]. Предлагаемый метод требует значительно меньших вычислительных ресурсов, чем нейросетевые алгоритмы.

Результаты показывают, что фильтры Чебышева II типа оптимальны для шумоподавления ЭКГ, обеспечивая баланс между эффективным подавлением шума и минимальным искажением критических компонентов сигнала. Фильтрация нулевой фазы имеет важное значение для поддержания целостности формы сигнала, особенно для автоматизированной диагностики и долгосрочного мониторинга. В будущих работах возможно изучение гибридных методов, такие как объединение вейвлет-преобразований с фильтрами Чебышева, для устранения нестационарного шума и дальнейшего улучшения обработки в реальном времени.

Заключение

Подводя итоги, следует отметить, что это исследование подтверждает превосходство фильтров Чебышева типа II для шумоподавления сигнала ЭКГ, что согласуется с предыдущими исследованиями. Акцент на реализацию нулевой фазы обеспечивает практические идеи для клинических приложений, гарантируя точную интерпретацию данных ЭКГ. Определены ограничения на порядок фильтров в зависимости от частоты среза — при частоте среза 0,2...0,8 Гц желательно использовать фильтр не выше 5-го порядка, на более высоких частотах среза не выше 7-го порядка.

Для минимизации искажений критически важно отсутствие фазовых искажений, поэтому в Python следует пользоваться функцией `filtfilt` из библиотеки `scipy.signal`, реализующей два про-

хода в прямом и обратном направлении по массиву значений сигнала.

Сравнение результатов применения фильтров высокой и низкой частот для выделения линии нулевого потенциала позволяет однозначно сделать выбор в пользу применения фильтра высокой частоты 7-го порядка с частотой среза 1 Гц. При этом фильтрованный сигнал представляет собой сигнал ЭКГ с коррекцией линии нулевого потенциала, а разность исходного и фильтрованного сигнала саму линию нулевого потенциала. Сформулирована и проверена гипотеза о том, что фактором, определяющим успешность предлагаемого метода фильтрации, является скорость изменения линии нулевого потенциала исходного сигнала. Для численной оценки величины искажений, вносимых фильтром, и коррекции этих искажений необходима разработка критерия оценки искажений и алгоритма вычисления этого критерия.

Будущая работа: классификация источников дрейфа (дыхание, движение и патология) и интеграция с программным обеспечением для клинических ЭКГ без необходимости ручной настройки. Это улучшит автоматизированную диагностику (например, интерпретацию ЭКГ на основе ИИ) и сократит количество ложных тревог в системах кардиомониторинга.

Список литературы

1. *Chieng T.M., Hau Y., Omar Z.* The study and comparison between various digital filters for ECG denoising // IEEE-EMBS Conference on Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), Sarawak, Malaysia, 2018. P. 226–232. <https://doi.org/10.1109/iecbes.2018.8626661>
2. *Hramov A.E., Koronovskii A.A., Makarov V.A., Maksimenko V.A., Pavlov A.N., Sitnikova E.* Brief Tour of Wavelet theory // Wavelets in Neuroscience. Springer Series in Synergetics. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-030-75992-6_2
3. *Singh B.N., Tiwari A.K.* Optimal selection of wavelet basis function applied to ECG signal denoising // Digital Signal Processing. 2006. Vol. 16. Issue 3. P. 275–287. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2005.12.003>
4. *Vullings R., Vries B.D., Bergmans J.* An adaptive kalman filter for ECG signal enhancement // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2010. Vol. 58. Issue 4. P. 1094–1103. <https://doi.org/10.1109/tbme.2010.2099229>
5. *Hesar H.D., Mohebbi M.* An adaptive kalman filter bank for ECG denoising // IEEE journal of biomedical and health informatics. 2021. Vol. 25. No. 1. P. 13–21. <https://doi.org/10.1109/jbhi.2020.2982935> EDN: YEKLCI

6. Rao Dr. B.R., Priyanka K., Raju B.B., Deepak S. EMD and wavelet-based ECG signal denoising and QRS complex detection // *International Journal of Scientific Research in Engineering and Management*. 2024. Vol. 08. Issue 04. 1–7. <https://doi.org/10.55041/IJSREM30586>
7. Liu F., Xu Y., Yao Y. Highly efficient low noise solutions in ECG signals // *Journal of Physics: Conference Series*. 2022. Vol. 2246. No. 1. Article no. 012030. <https://doi.org/10.1088/1742-6596/2246/1/012030> EDN: YFFCQI
8. Ahmad R., Khan W., Khan S., Cheung P. Emerging rapid detection methods for the monitoring of cardiovascular diseases: Current trends and future perspectives // *Materials Today Bio*. 2025. Vol. 32. Article no. 101663. <https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2025.101663>
9. Джиган В.И. Адаптивная фильтрация сигналов: теория и алгоритмы. Москва : Техносфера, 2013. 528 с. ISBN 978-5-94836-342-4
10. Андриков Д.А., Курбанов С.В. Алгоритмическое обеспечение спектральной обработки кардиограмм // *Вестник Российского университета дружбы народов. Серия: Инженерные исследования*. 2024. Т. 25. № 2. С. 111–120. <https://doi.org/10.22363/2312-8143-2024-25-2-111-120>
11. Meyer C.R., Keiser H.N. Electrocardiogram baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques☆ // *Computers and Biomedical Research*. 1977. Vol. 10. No. 5. P. 459–470. [https://doi.org/10.1016/0010-4809\(77\)90021-0](https://doi.org/10.1016/0010-4809(77)90021-0)
12. Sörnmo L., Laguna P. Electrocardiogram (ECG) signal processing : Wiley encyclopedia of biomedical engineering. 2006. Vol. 2. P. 1298–1313. <https://doi.org/10.1002/9780471740360.ebs1482>
13. Chouhan V., Mehta S. Total removal of baseline drift from ECG signal // 2007 International Conference on Computing: Theory and Applications (ICCTA'07), Kolkata, India, 2007. P. 512–515. <https://doi.org/10.1109/iccta.2007.126>
14. Chatterjee S., Thakur R.S., Yadav R.N., Gupta L., Raghuvanshi D.K. Review of noise removal techniques in ECG signals // *IET Signal Processing*. 2020. Vol. 14. No. 9. P. 569–590. <https://doi.org/10.1049/iet-spr.2020.0104> EDN: AYCXCR
15. Chieng T.M., Hau Y., Omar Z., Lim C.W. Qualitative and quantitative performance comparison of ECG noise reduction and signal enhancement method based on various digital filter designs and discrete Wavelet transform // *International Journal of Computing and Digital Systems*. 2020. Vol. 9. No. 4. P. 553–565. <https://doi.org/10.12785/ijcds/090404> EDN: IQGPZL
16. Chavan M.S., Agarwala R.A., Uplane M.D. Comparative study of Chebyshev I and Chebyshev II filter used for Nnoise reduction in ECG signal // *International Journal of Circuits, Systems And Signal Processing*. 2008. Vol. 2. Issue 1. P. 1–16.
17. Kaur M., Singh B., Seema. Comparison of different approaches for removal of baseline wander from ECG signal // *International Conference on Welding Engineering and Technology (ICWET)*, 2011. P. 1290–1294. <https://doi.org/10.1145/1980022.198030>
18. Чучупал В.Я. Способы уменьшения вычислительной сложности нейросетевых языковых моделей // *Речевые технологии*. 2020. № 3–4. С. 16–29. https://doi.org/10.58633/2305-8129_2020_3-4_16 EDN: NOPIOU

Сведения об авторах

Курбанов Синан Владимирович, аспирант кафедры механики и процессов управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; eLIBRARY SPIN-код: 1127-5326; ORCID: 0009-0005-6632-9102; e-mail: ya.sinan@yandex.ru

Андриков Денис Анатольевич, кандидат технических наук, доцент кафедры механики процессов и управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; eLIBRARY SPIN-код: 8247-7310; ORCID: 0000-0003-0359-0897; e-mail: andrikovdenis@mail.ru

Агасиева Светлана Викторовна, кандидат технических наук, доцент кафедры нанотехнологий и микросистемной техники, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; eLIBRARY SPIN-код: 9696-6864; ORCID: 0000-0002-9089-1411; e-mail: agasieva-sv@rudn.ru

Ярошенко Артём Вадимович, аспирант кафедры механики и процессов управления, инженерная академия, Российский университет дружбы народов, Российская Федерация, 117198, Москва, ул. Миклухо-Маклая, д. 6; ORCID: 0009-0009-8379-622X; e-mail: 1142240338@pfur.ru