

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РФ
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования

«ПЕНЗЕНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

Факультет (институт)

Кафедра

ЛФ МИ

МКиИ

(наименование)

(наименование)

Направление подготовки (специальность) 300503 Медицинская кибернетика
(код и наименование)

ДИПЛОМНАЯ РАБОТА

на тему

Разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех
в электрокардиосигналах

Студент

(подпись, дата)

(фио полностью)

Руководитель/Научный руководитель

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

Консультанты (если имеются):

по

(наименование раздела)

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

по

(наименование раздела)

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

по

(наименование раздела)

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

Нормоконтролёр

(подпись, дата) (фамилия, инициалы)

Рецензент

(должность, место работы)

(подпись, дата)

(фамилия, инициалы)

Работа допущена к защите (протокол заседания кафедры от _____ № ____)

Заведующий кафедрой

(подпись)

(фамилия, инициалы)

Работа защищена с отметкой _____ (протокол заседания ГЭК от _____ № ____)

Секретарь ГЭК

(подпись)

(фамилия, инициалы)

Пенза 2017

РЕФЕРАТ

Пояснительная записка к дипломной работе на тему «Разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в электрокардосигналах» содержит 86 листов, 38 рисунков, 10 таблиц, 37 использованных источников.

ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛ, ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАММА, СИГНАЛ, ПОМЕХИ, ФИЛЬТРАЦИЯ, МЕТОД, АЛГОРИТМ, СИСТЕМА ТЕСТИРОВАНИЯ

Объектом исследования являются методы и алгоритмы подавления помех в электрокардосигналах.

Целью работы является изучение основных характеристик и параметров электрокардосигнала, знакомство с видами и причинами появления помех в данном сигнале, изучение различных алгоритмов фильтрации, обеспечивающих повышенную эффективность подавления помех, разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в электрокардосигналах, моделирование системы тестирования этих алгоритмов и проверка работоспособности отдельных фильтров с помощью данной системы.

Основным назначением работы является эффективное подавление помех при длительном исследовании электрокардосигналов в режиме свободной двигательной активности пациентов.

Областью применения являются входные узлы электрокардиографов и систем регистрации и анализа электрокардосигналов.

					<i>ПензГУ 300503 – 12ДР111.05. ПЗ</i>			
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата				
Разраб.		Горшкова А.В.			Разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в электрокардосигналах	Лит.	Лист	Листов
Провер.		Кривоногов Л.Ю.					4	86
Реценз.						Кафедра МКиИ, гр.11ЛК1		
Н. Контр.		Янкина Н.Н.						
Утверд.		Янкина Н.Н.						

СОДЕРЖАНИЕ

	с.
ВВЕДЕНИЕ.....	8
1 ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ И ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ.....	11
1.1 Структура, характеристика и параметры электрокардиосигналов...11	
1.2 Анализ и систематизация помех, возникающих при регистрации электрокардиосигналов.....	22
1.3 Обзор методов и алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах.....	30
2 РАЗРАБОТКА ЭЛЕМЕНТОВ МЕТОДИКИ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ.....	44
2.1 Выбор и обоснование критериев эффективности.....	44
2.2 Разработка базы тестовых сигналов и помех.....	51
2.3 Разработка программных средств тестирования.....	54
2.4 Определение порядка тестирования.....	62
2.5 Моделирование фильтров.....	67
3 ТЕСТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ.....	78
3.1 Тестирование в режиме 1.....	78

3.2	Тестирование	в	режиме
2.....			79
3.3	Тестирование	в	режиме
3.....			80
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....			82
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ.....			84
ПРИЛОЖЕНИЕ А. ГРАФИЧЕСКИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ЭКС ДО И ПОСЛЕ ФИЛЬТРАЦИИ.....			88

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

ССЗ – сердечно-сосудистые заболевания
 ВОЗ – всемирная организация здравоохранения
 ЭКС – электрокардиосигнал
 ИУ – информативный участок
 ПД – потенциал действия
 ПП – потенциал покоя
 ВЧ – высокочастотный
 НЧ – низкочастотный
 ФНЧ – фильтр нижних частот
 ФВЧ – фильтр верхних частот
 КИХ-фильтр – фильтр с конечной импульсной характеристикой
 ПРВ – плотность распределения вероятностей
 СКО – среднее квадратическое отклонение
 МЭФ – матрица эффективности фильтра
 ДЕ – массив значений дискретных ошибок
 КПП – коэффициент подавления помех
 РКЭ – робастный коэффициент эксцесса
 ФБ – фильтр Баттерворта

ФСГ – полиномиальный сглаживающий фильтр Савицкого-Голея

ФХЛ – фильтр Ходжеса-Лемана

АУФ – α -урезанный фильтр

МФ – медианный фильтр

ВВЕДЕНИЕ

Сердечно-сосудистые заболевания (ССЗ) по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), занимают первое место среди причин смертности населения нашей планеты, составляя около трети всех случаев смерти. В России от этих заболеваний ежегодно умирает почти миллион человек (не менее 50% всех случаев смерти), из них около 100 тысяч человек – в трудоспособном возрасте. К тому же, экспертами (ВОЗ) прогнозируется дальнейший рост сердечно-сосудистой заболеваемости и смертности, как в развитых, так и развивающихся странах, обусловленный старением населения и особенностями образа жизни. По предварительным данным, в 2030 году болезни сердца и инсульт останутся основными отдельными причинами смерти[1].

В связи с этим возникает необходимость в точной и своевременной диагностике заболеваний сердечно-сосудистой системы на ранних стадиях развития, что является одним из стратегических направлений отечественного здравоохранения.

Основой такой диагностики является электрокардиография. Этот метод неинвазивного исследования биоэлектрической активности сердца на сегодняшний день незаменим в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофии желудочков и предсердий, ишемической болезни сердца, в том числе ее безболевой формы, инфаркта миокарда и других опасных заболеваний сердца.

Вместе с тем, в связи с особенностями физиологического происхождения и регистрации электрокардиосигналов(ЭКС), существует серьезная и до конца нерешенная проблема их автоматического анализа.

ЭКС представляет собой нестационарный структурированный сигнал с циклично повторяющимися информативными участками (ИУ). Именно по признакам, сосредоточенным на этих участках, в электрокардиографии оценивается состояние сердечно-сосудистой системы. Морфология и параметры ЭКС разнообразны, изменчивы и непредсказуемы[2].

К тому же следует учитывать, что при регистрации ЭКС неизбежно присутствуют многочисленные помехи – другие сигналы различного вида и происхождения, которые оказывают на него влияние, приводя к морфологическому изменению зубцов. В некоторых случаях такие изменения не имеют диагностического значения, но иногда их можно ошибочно считать признаками поражения миокарда, что приводит к постановке неточных или ошибочных автоматических заключений.

В результате этого, основной тенденцией в кардиодиагностике является разработка различных методов и алгоритмов подавления помех в ЭКС.

Каждый из методов имеет свои достоинства и недостатки, поэтому актуальность приобретает разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в ЭКС. Эффективность процедур подавления помех будет определяться как степенью подавления помех, так и степенью сохранения диагностической информации.

Повышение эффективности подавления помех в ЭКС позволяет повысить достоверность автоматических заключений, и, в конечном счёте, способствует повышению качества профилактики и лечения заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Целью работы является разработка методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах и моделирование системы тестирования этих алгоритмов.

Основные задачи дипломной работы:

- 1) изучение и анализ общих сведений об электрокардиосигналах и помехах, возникающих при их регистрации;
- 2) проведение аналитического обзор методов и алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах;
- 3) выбор и обоснование критериев эффективности;
- 4) разработка базы тестовых сигналов и помех;
- 5) разработка программных средств тестирования;
- 6) определение порядка тестирования;

- 7) моделирование отдельных фильтров в системе графического программирования LabVIEW;
- 8) тестирование смоделированных фильтров.

1 ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИИ И ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ

1.1 Структура, характеристика и параметры электрокардиосигналов

Электрокардиография

— метод электрофизиологического исследования деятельности сердца в норме и патологии, основанный на регистрации и анализе электрической активности миокарда, распространяющейся по сердцу в течение сердечного цикла. Регистрирующаяся кривая носит название электрокардиограмма [3].

Этот метод исследования биоэлектрической активности сердца является сегодня незаменимым в диагностике нарушений ритма и проводимости, гипертрофий желудочков и предсердий, ишемической болезни сердца, инфаркта миокарда и других заболеваний сердца. Основными его преимуществами являются:

- высокая информативность и достоверность;
- безболезненность и безопасность;
- оперативность проводимых исследований;
- отсутствие противопоказаний.

Электрокардиосигнал (ЭКС) – это сигнал, являющийся проявлением сократительной активности сердца, может быть легко записан с помощью поверхностных электродов, помещенных на конечности или на грудь. ЭКС, возможно, является наиболее широко известным, признанным и используемым биомедицинским сигналом [4].

В основе возникновения электрических явлений в сердце лежит изменение концентрации ионов калия (K^+), натрия (Na^+), кальция (Ca^{2+}), хлора (Cl) внутри и снаружи клеток миокарда под действием электрического импульса. В состоянии покоя наружная поверхность мембраны заряжена положительно, а внутренняя отрицательно из-за неравномерного распределения заряженных ионов. Эта разность потенциалов между внутриклеточной и внеклеточной средой называется потенциалом покоя (ПП) и составляет в

миокарде предсердий и желудочков примерно – 80 мВ, в системе Гиса-Пуркинье – 90 мВ, а в синусовом (СУ) и атриовентрикулярных узлах (АВУ) – 60 мВ.

Концентрация ионов Na^+ в 20 раз выше во внеклеточной среде, чем внутри клетки, ионов Cl^- в 13 раз, ионов Ca^{2+} в 25 раз. Наоборот, внутри клетки концентрация ионов K^+ в 30 раз больше, чем во внеклеточной жидкости. Такие высокие градиенты концентрации ионов по обе стороны мембраны поддерживаются благодаря функционированию в ней ионных насосов, с помощью которых ионы Na^+ , Ca^{2+} и Cl^- выводятся из клетки, а ионы K^+ входят внутрь клетки.

Если к мембране клетки приложить электрический стимул достаточной силы, чтобы изменить величину ПП до уровня порогового потенциала, происходит быстрая деполяризация – внезапное изменение заряда внутри клетки до положительного (примерно до +20 или +30 мВ). Деполяризация, или нулевая фаза, потенциала действия (ПД) обусловлена быстрым входом ионов натрия внутрь клетки[3].

После деполяризации (фаза 0) начинается гораздо более медленный процесс реполяризации – восстановление исходного ПП. В клетках рабочего миокарда и системы Гиса-Пуркинье первая фаза реполяризации (фаза 1) происходит довольно быстро и обусловлена выходом K^+ . Считается, что в фазе 1 принимает участие ток Cl^- внутрь. В фазе плато (фаза 2) на фоне тока K^+ наружу происходит вход Ca^{2+} (и в меньшей степени Na^+) по так называемым медленным каналам. В результате скорость деполяризующих и реполяризующих токов на время уравнивается и возникает плато ПД. В конце плато медленные каналы начинают закрываться, а проводимость для K^+ , наоборот, резко возрастает –реполяризация ускоряется (фаза 3) и происходит возврат к исходному уровню ПП. После этого начинается диастола (фаза 4) [5].

В клетках СА-узла и АВ-соединения быстрые натриевые каналы отсутствуют. Поэтому деполяризация мембран этих клеток почти полностью определяется медленным входящим током Ca^{2+} . Поскольку интенсивность

этого тока невелика, а его продолжительность достигает 5-10 мс, фаза 0 ПД узловых клеток имеет относительно малую крутизну. На рисунке 1.1 [6] представлены потенциалы действия синоа-атриального узла (а) и рабочих кардиомиоцитов (б). Цифрами обозначены: 0 – фаза быстрой деполяризации, 1 – фаза начальной реполяризации, 2 – фаза медленной реполяризации (плато), 3 – фаза быстрой конечной реполяризации, 4 – фаза спонтанной диастолической реполяризации. Буквами обозначены: МП (мВ) – мембранный потенциал, П – пороговый потенциал (критический уровень деполяризации), МДП – максимальный диастолический потенциал, ПП (ТМПП) – потенциал покоя, ПД (ТМПД) – амплитуда потенциала действия, Р – реверсия (овершут) мембранного потенциала, Δt – время проведения возбуждения от СА-узла к желудочкам.

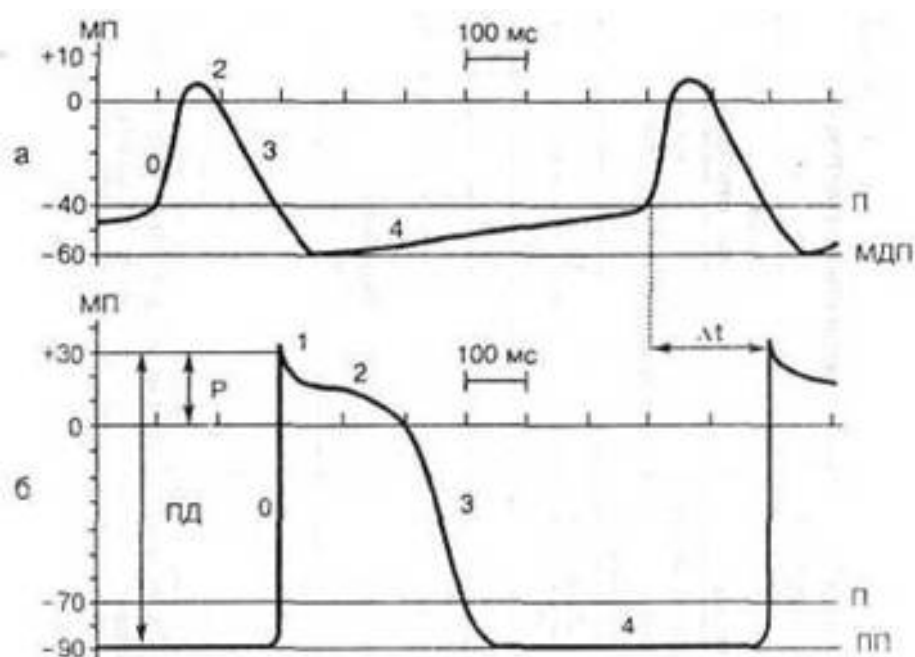


Рисунок 1.1 – Потенциалы действия кардиомиоцитов

Все эти процессы относятся к возбуждению единичного мышечного волокна миокарда. Возникнув при деполяризации, импульс вызывает возбуждение соседних участков миокарда, которое постепенно охватывает весь миокард и развивается по типу цепной реакции (рисунок 1.2). Начинается

электрическое возбуждение миокарда в особой зоне правого предсердия – в синусном узле, который является водителем ритма, так как содержит пейсмекерные клетки. У здорового человека синусный узел вырабатывает электрические импульсы с частотой 60-90 в минуту, которые затем распространяются на предсердия по предсердным проводящим путям (по межпредсердному пучку Бахмана на левое предсердие и по нижней веточке этого пучка к атриовентрикулярному узлу, где происходит небольшая задержка импульса).

Далее возбуждение переходит на ствол пучка Гиса, а затем на его разветвление – на правую и левую ножки. Левая ножка в свою очередь делится на переднюю и заднюю ветви. По миокарду желудочков импульсы распространяются по волокнам Пуркинье, которые широко анастомозируют друг с другом.

Охватив возбуждением желудочки, импульс, начавший путь из синусного узла, угасает, потому что клетки миокарда не могут долго "оставаться возбужденными. В них начинаются процессы восстановления своего первоначального состояния, бывшего до возбуждения. Эти процессы также регистрируются на электрокардиограмме[7].

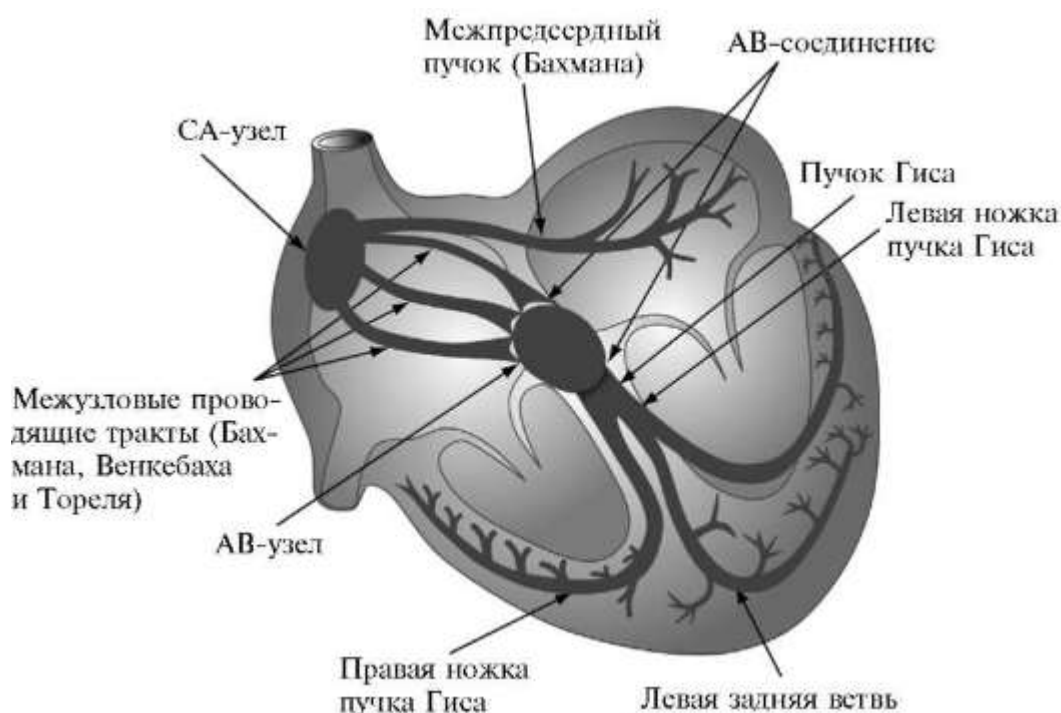


Рисунок 1.2 – Проводящая система сердца

Самым распространенным прибором для регистрации, визуализации и измерения биоэлектрических потенциалов сердца является электрокардиограф. Он состоит из входного устройства, усилителя биопотенциалов и регистрирующего устройства [3].

Электрокардиограф регистрирует изменения разности потенциалов между двумя точками в электрическом поле сердца, в которых установлены электроды, во время возбуждения миокарда. Такую регистрацию называют отведением.

В настоящее время в клинической практике используют 12 отведений: три двухполюсных (стандартных) отведения и девяти – однополюсных (три усиленных отведения от конечностей и 6 грудных отведений). При двухполюсных отведениях к электрокардиографу подключают по два электрода, при однополюсных отведениях один электрод (индифферентный) является объединенным, а второй (дифференциальный, активный) помещается в выбранную точку тела. Если активный электрод помещают на конечность,

отведение называют однополюсным, усиленным от конечности; если этот электрод помещен на грудь – однополюсным грудным отведением.

Прохождение импульса по проводящей системе сердца графически записывается по вертикали в виде пиков – подъемов и спадов кривой линии. Эти пики принято называть зубцами электрокардиограммы и обозначать латинскими буквами [8]. Если амплитуда зубца QRS-комплекса со стандартного электрокардиографа составляет больше 5 мм, то зубец обозначается прописной (заглавной) буквой, если меньше – строчной (малой) буквой.

Временные промежутки между одноименными зубцами соседних циклов называют межцикловыми интервалами (например, интервалы P-P, R-R), а между разными зубцами одного цикла – внутрицикловыми интервалами (например, интервалы P-Q, Q-T). Отрезки электрокардиограммы между зубцами обозначают как сегменты, если описывается не их продолжительность, а смещение по отношению к изолинии или конфигурация (например, сегмент ST, или RT, отрезок протяженностью от окончания комплекса QRS до окончания зубца T).

Общий вид ЭКС представлен на рисунке 1.3.

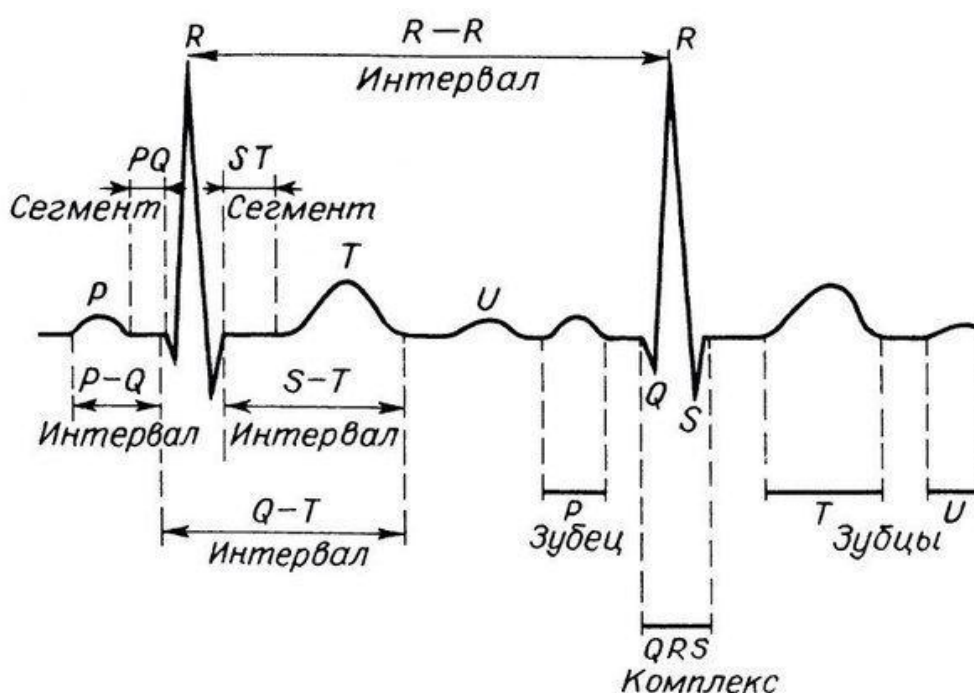


Рисунок 1.3 – Общий вид ЭКС

Типовой ЭКС человека состоит из пяти положительных и отрицательных колебаний – зубцов, соответствующих циклу сердечной деятельности. Их обозначают латинскими буквами P, Q, R, S, T, а грудные отведения (перикардиальные) – V (V1, V2, V3, V4, V5, V6). Три зубца (P, R, T) направлены вверх (положительные зубцы), а два (Q, S) – вниз (отрицательные зубцы).

Амплитуду зубцов измеряют в милливольтах (мВ), 1 мВ соответствует отклонению от изоэлектрической линии на 1 см. Ширину зубцов и продолжительность интервалов измеряют в секундах. При скорости движения ленты 50 мм/с 0,1 мВ соответствует 0,02 с (0,5 мВ – 0,1 с), а при скорости 25 мм/с 0,1 мВ соответствует 0,04 с (0,5 мВ – 0,2 с). Ширину зубцов и продолжительность интервалов оценивают по тому отведению, где эти параметры имеют наибольшую величину. Традиционно все измерения зубцов и интервалов принято производить во втором стандартном отведении, обозначаемом римской цифрой II.

Зубец P отражает период возбуждения предсердий, его амплитуда варьирует от 0,05 до 0,25 мВ, а продолжительность равна 0,06-0,1 с.

Интервал PQ (PR) соответствует времени прохождения возбуждения по предсердиям и атриовентрикулярному соединению до миокарда желудочков. Он изменяется по продолжительности в зависимости от возраста, массы тела и частоты ритма. В норме интервал PQ составляет 0,12-0,20 с.

Комплекс QRS регистрируется во время возбуждения желудочков, его продолжительность отражает внутрижелудочковую проводимость. Амплитуда зубцов комплекса может значительно варьировать и зависит от положения сердца в грудной клетке, отведений. Первый отрицательный зубец комплекса называют зубцом Q, другие отрицательные – зубцами S. Зубец R всегда положителен. Зубец Q отражает деполяризацию межжелудочковой перегородки. Зубец R – самый высокий в ЭКГ, он представляет собой

деполяризацию верхушки сердца, задней и боковой стенок желудочков. Зубец S отражает охват возбуждением основания желудочков.

Сегмент ST занимает второе по значимости место на ЭКГ кривой. Если появление патологического зубца Q указывает на некроз мышцы сердца, то патологическое изменение сегмента ST может указывать на повреждение мышцы сердца (сегмент повреждения). Сегмент ST отражает способность (или неспособность) мышцы сердца одномоментно находится в состоянии возбуждения. В первом случае нет разности потенциалов и сегмент ST находится на изолинии или отклоняется от нее на $\pm 0,1$ мВ, если же имеется очаг повреждения, то появляется разность потенциалов и сегмент ST отклоняется от изолинии на большую величину.

Зубец T отражает процессы реполяризации желудочков. В отведениях от конечностей у здорового человека амплитуда зубца T не превышает 0,5-0,6 мВ, а в грудных отведениях – 1,5-1,7 мВ. Продолжительность зубца T колеблется от 0,16 до 0,24 сек.

Комплекс QRS совпадает с реполяризацией предсердий. Его продолжительность составляет 0,06-0,1 с. Комплекс QRST обусловлен появлением и распространением возбуждения в миокарде желудочков, поэтому его называют желудочковым комплексом. Общая продолжительность QRST приблизительно равна 0,36 с. Условная линия, которая соединяет две точки ЭКГ с наибольшей разностью потенциалов, называется электрической осью сердца [9].

Интервал R-R характеризует время одного полного кардиоцикла, или время одного сердечного сокращения. При отсутствии патологий во всех отведениях формируются стандартные элементы ЭКС (импульсы и интервалы между ними), повторяющиеся от одного кардиоцикла к другому и отражающие процесс возбуждения и покоя различных участков сердечной мышцы. Собственно, ЭКС представляет собой последовательность кардиоциклов, повторяющихся через случайные интервалы времени. Каждый отдельный кардиоцикл определяется квазидетерминированной функцией сложной формы,

последовательные компоненты которого имеют стандартные буквенные обозначения [7].

Информативными параметрами ЭКС, определяющими функциональное состояние сердечно-сосудистой системы и представляющими интерес для медицинской диагностики, являются: амплитуда, форма, полярность в разных отведениях и повторяемости в каждом цикле всех импульсов, длительности зубцов P, Q, комплекса QRS и временных интервалах P-Q, P-R, Q-T, R-R, P-P, а также отклонения от изолинии сегмента ST [3].

В патологии эти параметры могут значительно изменяться, что дает основание использовать электрокардиографию в диагностике многих заболеваний сердца. С помощью электрокардиографии диагностируются различные нарушения сердечного ритма, коронарная недостаточность, различные воспалительные и дистрофические поражения и инфаркт миокарда[4].

Высокая изменчивость параметров ЭКС (например, флуктуация амплитуды, длительности кардиоимпульсов и интервалов между ними вокруг средних значений, локальные выбросы и перегибы) наблюдается даже при отсутствии патологий и связана с биологическими особенностями формирования и проведения электрических импульсов тканями организма, расположением электродов и индивидуальными свойствами биообъекта [10].

При съеме биоэлектрических сигналов, усилительная система в электрокардиографе способствует резкому усилению не только полезных сигналов, но и тех незначительных помех различного вида и происхождения, которые не всегда устранимы, что является основной проблемой при проектировании и эксплуатации подобных устройств (соотношение сигнал/помеха менее 10 дБ). К тому же следует учитывать нестационарность, сложную структуру и индивидуальная изменчивость полезного сигнала.

Присутствие помех приводит к искажению ЭКС и, соответственно, к искажению диагностических признаков.

Для оценки соотношений между полезным сигналом и помехами в таблице 1.1 приведены значения амплитудно-временных параметров ЭКС, соответствующих норме, а в таблице 1.2– основные статистические параметры помех. Рассмотрение соответствующих зависимостей показывает, что при благоприятных условиях съёма компенсация помех поляризации и наводки не представляет особых сложностей, и в основном помеха представлена в виде случайного процесса электромиографии, спектр которой имеет значительное перекрытие со спектром ЭКГ[8].

Таблица 1.1 – Параметры элементов нормального ЭКС

Параметр	Значение параметра элемента ЭКС						
	Зубец Р	Интервал PQ	QRS-комплекс	Интервал QT	Сегмент ST	Зубец Т	Зубец U
Амплитуда, мВ	0-0,25	-	03,-0,5	-	-	0,4-1	0-0,1
Длительность, с	0,07-0,11	0,12-0,2	0,06-0,1	0,35-0,44	0,06-0,15	0,1-0,2	

Основная мощность нормального QRS-комплекса сосредоточена в области частот от 2 до 20 Гц с максимумом на частоте около 15 Гц. При этом следует учитывать возможное изменение спектра ЭКС в зависимости от морфологии QRS-комплексов и динамики сердечного ритма (при увеличении ЧСС спектр смещается в сторону более высоких частот). Исследования показывают, что при патологиях функционирования сердца, приводящих к изменению формы QRS-комплексов (например, при политопных желудочковых экстрасистолах), а также при физической нагрузке, связанной с увеличением частоты сердечных сокращений, перекрытие спектров сигнала и помех увеличивается [8].

Таблица 1.2 – Параметры аддитивных помех, сопровождающих регистрацию ЭКС

Параметр	Значение параметра помехи			
	Электромиография покоя	Электромиография при напряжении	Наводка от силовой	Артефакты поляризации

		мышц	электрической сети	и смещения электродов
Амплитуда, мВ	0,01-0,05	0,05-3	0-10 ⁴	0-10 ³
Диапазон частот, Гц	0-300	0-10 ⁴	50 и гармоники до 1000 Гц	0-30

Соотношение частотных свойств полезного сигнала и помех представлены на рисунке 1.4 в виде графиков спектральной плотности мощности для различных составляющих. Цифрами на рисунке обозначены: 1 – ЭКС, 2 – QRS комплекс, 3 – Р и Т зубцы, 4 – артефакты движения, 5 – дрейф изолинии, 6 – мышечные шумы.

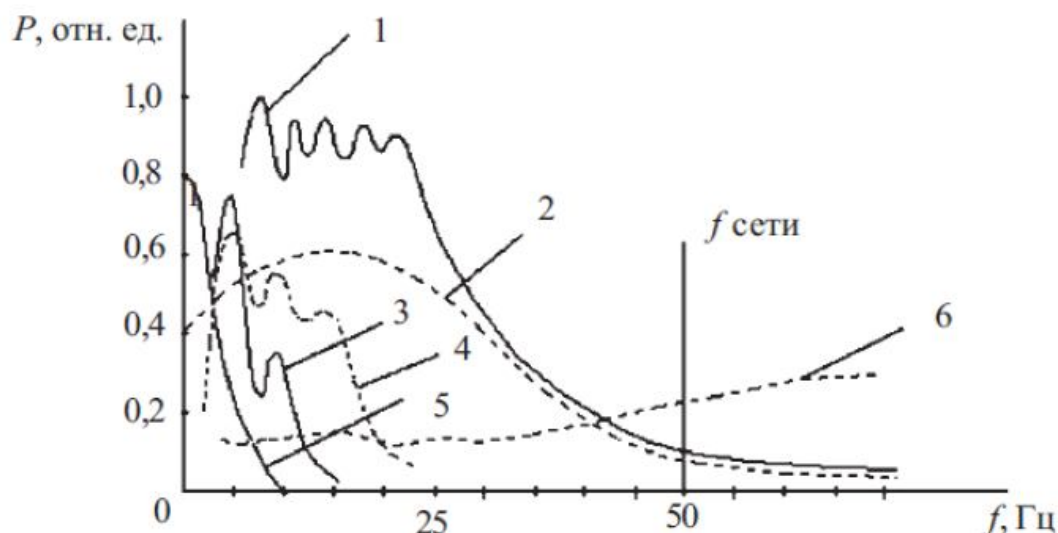


Рисунок 1.4 – Характеристики относительной спектральной плотности мощности ЭКС и шумов

Таким образом, ЭКС в общем случае представляют собой нестационарные сложноструктурированные сигналы с циклически повторяющимися информативными участками, в виде разнополярных импульсов. Именно по признакам, сосредоточенным на локальных информативных участках ЭКС в электрокардиографии оценивается состояние сердца. Форма и параметры информативных участков ЭКС разнообразны, изменчивы и не всегда предсказуемы. Кроме того, в канале регистрации ЭКС

неизбежно присутствуют помехи различного вида и происхождения, которые проявляются особенно сильно в условиях длительной регистрации и двигательной активности пациентов.

Изменение формы ЭКС под действием помех приводит к искажению диагностических признаков, что, в свою очередь, может повлиять на правильность постановки диагноза. Поэтому, для снижения вероятности постановки ошибочных или неточных диагностических заключений необходимо качественно обрабатывать исходный ЭКС, удаляя из полезной составляющей помеховую. Это приводит к необходимости разработки новых способов и средств устранения помех.

Для эффективной борьбы с помехами, искажающими ЭКС, в первую очередь необходимо рассмотреть их источники, виды и характеристики, причины возникновения, а также систематизировать помехи по значимым признакам.

1.2 Анализ и систематизация помех, возникающих при регистрации электрокардиосигналов

Существуют различные классификации помех: по происхождению и структуре, по энергетическому спектру, по способу взаимодействия с полезным сигналом, по вероятностным характеристикам и другим признакам.

Помехи, возникающие при усилении биопотенциалов, по способу взаимодействия с входным полезным сигналом (в данном случае ЭКС) разделяют на аддитивные и мультипликативные[8].

Если помеха складывается с сигналом и на вход приёмника действует их сумма, то такую помеху называют аддитивной. Если результирующий сигнал равен произведению помехи и передаваемого сигнала, то помеху называют мультипликативной.

Аддитивные помехи определяются внешними воздействиями на среду передачи сигналов и не зависят от значений и формы ЭКС, а также не изменяют его информативной составляющей.

Мультипликативные или деформирующие помехи могут изменять форму информационной части сигнала, иметь зависимость от его значений и от определенных особенностей в сигнале и т.п. Их величина зависит от качества средств канала связи и качества обслуживания. Стандартных способов компенсации мультипликативных помех не существует, вместе с тем, если известен их характер, то возможна коррекция сигнала на влияние этих помех.

Помехи, возникающие при регистрации ЭКС, разнообразны по происхождению и структуре. Это могут быть внешние помехи, помехи от биологического объекта и помехи, создаваемые техническими средствами.

Несмотря на многообразие источников, большую часть электрокардиографических помех можно объединить всего в несколько групп с точки зрения их проявления на зарегистрированном ЭКС (и с точки зрения методов их подавления)[2, 4]. Основными помехами являются:

- сетевая помеха;
- мышечный тремор;
- дрейф изолинии;
- артефакты движения;
- импульсные помехи;
- высокочастотные шумы электродов и усилителей.

Сетевая помеха выглядит как зубцеобразная нулевая линия с периодическим повторением зубцов и представляет собой наводку, являющуюся суперпозицией гармоник разных фаз, с частотами кратными частоте колебаний напряжения в силовой линии. Первая гармоника, имеющая наибольшую мощность, равна 50 Гц. Хотя типичная форма сетевой помехи известна заранее, однако неизвестна ее фаза. Более того, эта помеха в общем случае не является точной синусоидой, что проявляется присутствием в ее спектре гармоник от основной частоты.

Причинами появления сетевой помехи являются плохой контакт электродов с кожей, неправильная организация места проведения исследований. На рисунке 1.5 показан пример ЭКС с сетевой помехой.

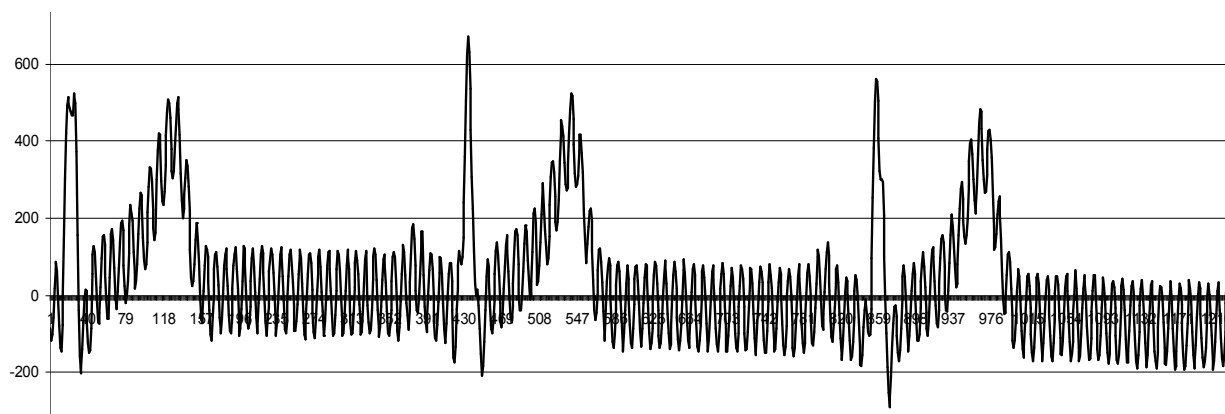


Рисунок 1.5 – Участок ЭКС с сетевой помехой

Мышечный тремор выглядит как хаотически колеблющаяся в достаточно широком диапазоне (30...200 Гц) изолиния. Причиной тремора является электрическая активность тканей, через которые проводится импульс (например, скелетные мышцы), сопротивление тканей, особенно кожи, а также сопротивление на входе усилителя.

Мышечные биопотенциалы образованы интерференцией множества случайных некогерентных потенциалов отдельных мышц и представляют собой случайную последовательность остроконечных импульсов с амплитудой 0,03–2 мВ [11]. Амплитудные и частотные параметры тремора зависят от физической нагрузки и места расположения электродов. Что касается спектральных и статистических характеристик этих помех, то обычно их близкими к Гауссовому шуму с неравномерным спектром, Clifford [12] считает их Гауссовым фликкер-шумом (мощность шума обратно пропорциональна частоте), а Pander [13] – нестационарным шумом, описываемым симметричным распределением с «тяжелыми» хвостами (из-за наличия импульсной составляющей). Видимо, последняя характеристика более соответствует действительности.

Тремор накладывается на ЭКС у пациентов с дрожательным параличом, хореей, тетанией, паркинсонизмом. Колебания, вызываемые мышечным тремором, достаточно трудно отличить от трепетания предсердий.

Так как скелетные мышцы генерируют сигнал независимо от ЭКС, то тремор можно считать аддитивной помехой. Пример ЭКС с мышечным тремором приведен на рисунке 1.6.

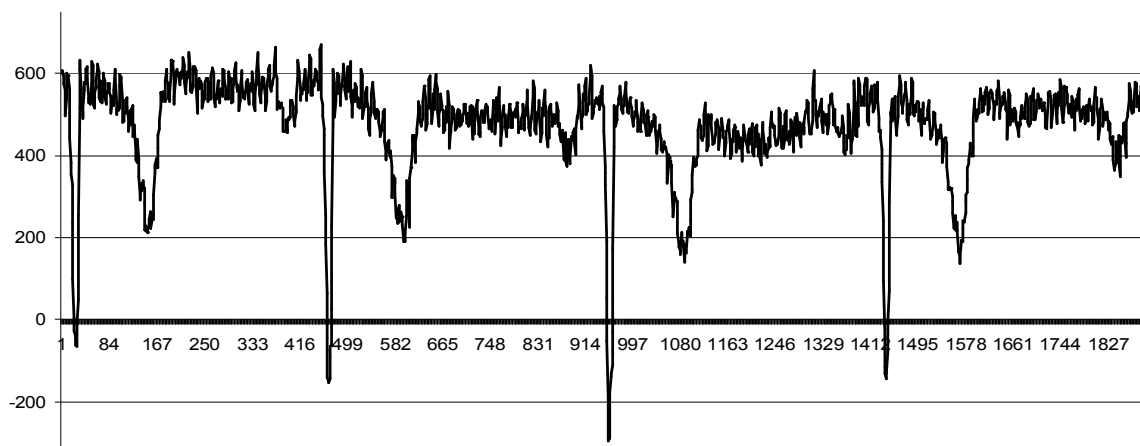


Рисунок 1.6– Пример ЭКС с мышечным тремором

Дрейф изолинии представляет собой низкочастотные колебания с частотой менее 1 Гц.

Среди наиболее существенных причин происхождения низкочастотного дрейфа ЭКС следует выделить:

- двигательную активность пациента, в частности дыхание и работу гуморальной системы человека;
- изменение электрических свойств взаимодействия между кожей пациента и электродом, обусловленных нарушением контактов и поляризацией кожи под электродом.

Особенность дрейфа изолинии в результате физиологических воздействий состоит в случайности ее поведения и наличии монотонности, часто охватывающих несколько десятков электрокардиоциклов.

Наибольшее влияние дрейф изолинии оказывает на анализ низкочастотных участков ЭКС, особенно ST-сегментов. Кроме того, непостоянство изолинии влияет на точность измерения амплитудных параметров зубцов, т.к. именно от изолинии ведется отсчет их амплитуды. Clifford [12] характеризует эту помеху «коричневым» шумом (мощность шума

обратно пропорциональна квадрату частоты). Стабильность изолинии зависит от наличия достаточно высокого входного сопротивления усилительной системы и минимального кожного сопротивления.

На рисунке 1.7 показан пример ЭКС с дрейфом изолинии.

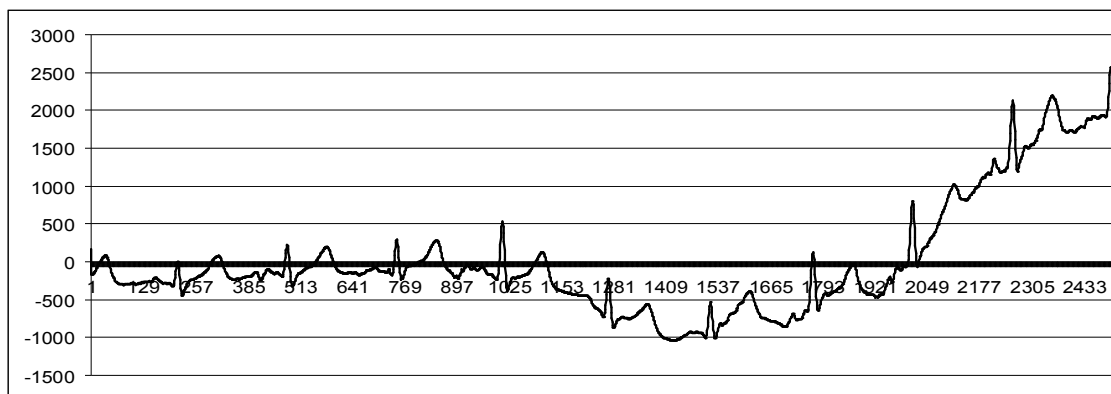


Рисунок 1.7 – Пример ЭКС с дрейфом изолинии

Артефакты движения проявляются как одиночные или циклические волны с частотой от единиц до 30-40 Гц. Одиночные артефакты связаны со случайными механическими воздействиями на аппаратуру регистрации, на электроды в месте контакта с кожей, кашлем, икотой, перистальтикой кишечника. Такие артефакты по спектру очень близкие к спектру комплексов QRS и похожи на желудочковые экстрасистолы, в связи с чем их очень трудно дифференцировать. Более того, они представляют значительную опасность, так как мешают обнаружению комплексов QRS, что может привести к неверному вычислению частоты сердечных сокращений, ошибкам при анализе аритмий и неверной интерпретации результатов исследования. На пике нагрузки артефакты движения могут так сильно исказить ЭКС, что он становится непригодным даже для визуальной интерпретации.

Циклические волны вызваны движениями мышц пациента или небольшие изменения положения электродов во время нагрузочного теста или при свободной двигательной активности пациентов.

Импульсные помехи – аддитивные помехи, которые отличны от нуля лишь на отдельных интервалах времени, разделенных значительно более

длительными интервалами, свободными от помехи. Импульсная помеха является регулярной или случайной последовательностью мешающих импульсов. К источникам импульсных помех относят атмосферные разряды, промышленные установки, медицинские и бытовые электроприборы и т. д.

Высокочастотные шумы электродов и усилителей– случайный шум физической (чаще всего тепловой) природы. Различают «Джонсоновский шум», дробовой шум, фликкер-шум.

Необходимо отметить, что спектры всех описанных выше помех в значительной степени перекрывается со спектром ЭКС, что приводит к возникновению трудностей при их устранении [14].

По спектральным характеристикам (области частот, в которой лежит основная часть спектра помехи), все помехи разделяют на следующие виды:

- высокочастотные (ВЧ) помехи, к которым относятся сетевая помеха и мышечный тремор;
- низкочастотные (НЧ) помехи, к которым относятся дрейф изолинии и артефакт движения.

Кроме перечисленных, существуют и другие помехи (в основном ВЧ инструментальные и электрохирургические шумы, некоторые артефакты, полученные при регистрации и обработке ЭКС, аппаратные помехи, шум квантизации и алиазинг), однако их спектр сильно отличается от спектра ЭКС, вследствие чего устранение таких помех уже не представляет серьезных проблем.

Все вышеперечисленные помехи могут стать причиной погрешностей измерения параметров ЭКС и недостоверных обнаружений элементов сигнала, что, в конечном счете, может привести к неточным или ошибочным диагностическим заключениям. С одной стороны, возможна гипердиагностика (принятие системой артефактов за различные фиктивные патологии), с другой – гиподиагностика (пропуск патологий), вызванная маскирующим действием помех. Помехи при некоторых электрокардиографических исследованиях (особенно связанных с двигательной активностью пациентов) представляют

серьезную проблему для автоматического анализа. Процент непригодных (из-за артефактов) к анализу результатов холтеровского мониторинга составляет от 3,7 до 12,4% исследований [15]. Основные сложности в расшифровке результатов холтеровского мониторинга, как правило, связаны с артефактами, имитирующими опасные нарушения ритма сердца [16]. В литературе появился даже термин «Артефактные псевдоаритмии». Псевдоаритмии могут серьезно повлиять на результаты исследования и в конечном итоге на постановку правильного диагноза и определение всей тактики ведения больного.

Еще одной серьезной проблемой может быть не устраненный или некачественно устраненный дрейф изолинии («инфарктоподобная электрокардиограмма»), который может быть принят системой автоматического анализа за ложную депрессию или элевацию сегмента ST, и тем самым, привести к гипердиагностике повреждения миокарда [12].

О влиянии искажений, полученных в результате неадекватной фильтрации, на диагностические свойства ЭКС неоднократно упоминал в своих статьях [17] эксперт по медицинским вопросам компании «Альтоника» Д.В. Дроздов («Альтоника» – один из ведущих производителей отечественной медицинской аппаратуры).

В таблице 1.3 приведены возможные результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии в ЭКС помех различного вида. В таблице 1.4 приведены возможные результаты ошибочной диагностики при наличии искажений в ЭКС.

Таблицы 1.3 и 1.4 были подготовлены на основании анализа литературы [18, 19, 20].

Таблица 1.3 – результаты ошибочной автоматической диагностики при наличии в ЭКС помех

Вид помехи	Промежуточные результаты (к чему приводят и за что могут быть приняты соответствующие помехи)	Возможный результат ошибочной диагностики
Артефакты движений (икота, кашель, толчки и др.)	Желудочковые экстрасистолы, патологические QRS комплексы. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.
Мышечный тремор	Трепетания предсердий. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.
Дрейф изолинии	Смещение или искажение ST сегмента. Погрешности измерения АВП.	Повреждение миокарда. Перикардит. Миокардит. Ишемия миокарда. Гликозидная интоксикация. Нарушение реполяризации. Гипердиагностика ИБС.
Сетевая помеха	Ошибки обнаружения QRS комплексов. Трепетания предсердий. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.
Одиночные импульсные помехи	Ошибки обнаружения QRS комплексов. Погрешности измерения АВП.	Гипердиагностика нарушений сердечного ритма.

Таблица 1.4 – Возможные результаты ошибочной диагностики при наличии искажений в ЭКС

Вид искажения ЭКС	Возможный результат ошибочной диагностики
Расширение QRS комплекса	Гипертрофия или дилатация (расширение) желудочков. Блокада какого-либо участка желудочковой проводящей системы.
Уменьшение амплитуды QRS комплекса	Кардиомиопатия. Диффузные изменения миокарда, обусловленные его поражением при множестве мелкоочаговых инфарктов.
Увеличение S зубца	Гипертрофия желудочков.
Уменьшение амплитуды T зубца	Повреждение миокарда.
Изменение соотношения R и T зубцов	Диффузные изменения миокарда, обусловленные его поражением при множестве мелкоочаговых инфарктов.

Смещение или искажение ST сегмента	Повреждение миокарда. Перикардит. Миокардит. Ишемия миокарда. Гликозидная интоксикация. Нарушение реполяризации.
------------------------------------	--

Одним из основных требований к алгоритму обработки ЭКС, помимо подавления помех, является максимально возможное сохранение параметров Q, R, S пиков и гладких экстремумов Р и Т зубцов. При нарушениях работы сердца в ЭКС возможно наличие расщеплений, мелких пиков, патологических зубцов и специфических деформаций QRS-комплекса и ST-сегмента, которые также важно сохранить при обработке. Поэтому выбор алгоритма фильтрации ЭКГ по динамическим свойствам необходимо осуществлять, исходя из цели максимального сохранения сигналов вида пиков, перепадов, изломов, гладких экстремумов, а по статистическим характеристикам – обеспечения эффективного подавления флуктуаций, обусловленных аддитивными и мультипликативными помехами.

Поэтому важно использовать фильтры, которые не только эффективно подавляют помехи, но и не искажают сигнал.

Таким образом, для корректной диагностики сердечно-сосудистых заболеваний и заболеваний сердца необходимо устранять помехи с обязательным оцениванием качества их устранения.

Большое разнообразие электрокардиографических помех, их негативное влияние на полезный сигнал и результат автоматической интерпретации требуют более подробного рассмотрения и анализа методов и алгоритмов подавления помех в ЭКС.

1.3 Обзор методов и алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах

Поскольку электрокардиографические помехи, особенно при длительном исследовании ЭКС в условиях свободной активности, отличаются исключительным разнообразием и изменчивостью, то не существует

процедуры, которая выполняла бы все функции, связанные с их устранением. Высокая достоверность результатов анализа ЭКС в системах электрокардиографической диагностики может быть обеспечена только при условии, что меры по борьбе с помехами предусматриваются на всех этапах регистрации и обработки ЭКС.

Выделяют два основных направления уменьшения влияния помех на системы ЭКГ-диагностики: методы защиты от помех и методы повышения помехоустойчивости [2].

Методами защиты являются методические и конструктивные приемы и средства защиты системы ЭКГ-диагностики от помех в процессе регистрации ЭКС. Они обеспечивают поиск источников помех и влияние на них с целью снижения интенсивности создаваемых воздействий, а также уменьшают возможности проникновения помех в систему ЭКГ-диагностики [3].

В таблице 1.5 приведены методы защиты от конкретных помех [21], рассмотренных выше.

Таблица 1.5– Методы защиты от помех

Виды помех	Методы защиты
Сетевая помеха	Применение инструментальных усилителей с высоким КОСС. Уменьшение сопротивления кожа-электрод. Изолированная рабочая часть, рабочее заземление. Правильная организация проведения исследований.
Мышечный тремор	Уменьшение сопротивления тканей, особенно кожи. Правильная организация проведения исследований.
Дрейф изолинии	Увеличение входного сопротивления усилителя и уменьшение кожного сопротивления. Совершенствование конструкций электродов и контактных сред.
Артефакты движения	Совершенствование конструкций электродов и средств их крепления. Совершенствование контактных сред.

Однако полностью устранить проникновение помех в систему ЭКГ-диагностики, используя только эти методы, не удастся, поэтому на практике широко применяется также методы повышения помехоустойчивости (методы подавления помех), которые уменьшают воздействие помех на результат автоматической интерпретации. К ним предъявляются два основных

требования: способность подавлять помехи и способность сохранять в ЭКС диагностические признаки (параметры и форму информативных участков). При построении системы ЭКГ-диагностики необходимо учитывать возможные помехи и максимально использовать различие между ними и сигналом.

Основными проблемами при устранении помех в ЭКС являются:

- высокий уровень помех и низкий уровень полезного сигнала;
- нестационарность сигнала и помех;
- пересечение спектров сигнала и помех;
- устранение помех без ухудшения качества исследуемого сигнала.

Вышеперечисленные проблемы доказывают сложность и принципиальную невозможность полного устранения помех без искажения ЭКС [2].

За 50 лет автоматизации ЭКГ-диагностики разработаны не один десяток методов и сотни алгоритмов подавления помех. Но и сегодня есть проблемы и нерешенные задачи. Одна из них – устранение интенсивных помех без искажения формы полезного сигнала. Далее рассмотрены существующие помехоустойчивые методы и алгоритмы обработки ЭКС.

Широкое применение для устранения помех в ЭКС получили следующие технологии:

- линейная частотная фильтрация;
- методы нелинейной фильтрации;
- адаптивная фильтрация.

Рассмотрим эти технологии подробнее.

Линейная частотная фильтрация. Традиционно для предварительной обработки ЭКС широко применяются методы частотной линейной фильтрации, что связано с наличием сформированной теории и достаточной простотой синтеза линейных фильтров [12]. Выделяют фильтрацию во временной и в частотной области [4].

Фильтрация во временной области. Это один из первых и наиболее распространенных подходов в борьбе с помехами в электрокардиографии.

Определенные виды помех могут быть отфильтрованы непосредственно как временные зависимости посредством выполнения относительно простых операций. Преимуществом фильтрации во временной области является то, что знание спектральных оценок сигнала и помех в явном виде не требуется. Кроме того, обработка во временной области может быть выполнена достаточно быстро.

Выделяют следующие алгоритмы линейной обработки ЭКС во временной области:

- скользящее среднее;
- синхронное усреднение;
- операторы для устранения низкочастотных артефактов, основанные на получении производной ЭКС.

Наибольшее распространение в этой группе получили алгоритмы скользящего среднего [4, 17], которые применяются для подавления ВЧ-помех в ЭКС.

Для устранения случайных помех используется временное усреднение, предполагая, что исследуемый процесс является эргодическим (вместо статистик по ансамблю вычисляются статистики по времени). Выходной сигнал такого фильтра вычисляется при продвижении временного окна вдоль оси времени. Такая процедура в общем случае и называется фильтром скользящего среднего.

Общая форма скользящего среднего задается следующим образом:

$$y(n) = \sum_{k=0}^N b_k x(n - k), \quad (1.1)$$

где x и y – входной и выходной сигналы фильтра соответственно;

b_k – коэффициенты фильтра или веса;

$k = 0, 1, 2, \dots, N$, (N – это порядок фильтра).

Широкое распространение получил фильтр Хемминга, задаваемый выражением:

$$Y_i = 0,25X_{i-1} + 0,5X_i + 0,25X_{i+1}, \quad (1.2)$$

где X_i – отсчеты ЭКС [4].

Фильтры скользящего среднего могут быть выполнены с самыми различными окнами, как по форме (прямоугольные, треугольные и др.), так и по длительности. Так как процедура суммирования интерпретируется как интегрирование, то подобные фильтры устраняют ВЧ-составляющую сигнала и являются фильтрами нижних частот (ФНЧ).

Для подавления НЧ-помех в ЭКС используются операторы, основанные на определении разности последовательных отсчетов сигнала. Реализующие такую процедуру алгоритмы, называются операторами сигнала для устранения НЧ-помех, основанные на получении производной [4].

Фильтрация в частотной области. Алгоритмы частотной линейной фильтрации реализуются на основе Фурье преобразования ЭКС, либо могут быть преобразованы в эквивалентные фильтры, работающие во временной области, наиболее известными из которых являются фильтры Баттерворта, Чебышева, Бесселя, и другие [4].

Наиболее широко используемым фильтром в частотной области является фильтр Баттерворта. Он обладает рядом достоинств и недостатков. К достоинствам относятся: короткое время нарастания по переходной характеристике; позднее начало падения амплитуды в области пропускания и более быстрый переход из области пропускания к области запираения. Простота, монотонно снижающаяся амплитудно-частотная характеристика и максимально плоская амплитудно-частотная характеристика в полосе пропускания делает его очень популярным. Главным недостатком этого фильтра является широкая переходная полоса (медленный переход от полосы пропускания к полосе задержки) и нелинейная фазовая характеристика. Непропорциональная частоте

фазовая характеристика уже в начале области пропускания, что вызывает искажение сигнала по времени; колебания с чрезмерной амплитудой при переходном процессе, более продолжительное время установления колебаний.

В современных системах диагностики состояния сердца для подавления помех в ЭКС обычно применяют три группы цифровых линейных частотных фильтров:

- низкочастотные фильтры (ФНЧ), осуществляющие подавление ВЧ-помех;
- высокочастотные фильтры (ФВЧ), осуществляющие подавление НЧ-помех;
- режекторные, ослабляющие сетевую помеху 50 Гц.

Реализация цифровых ФНЧ сравнительно проста, в тоже время, цифровые ФВЧ строятся по нерекурсивной схеме с большим количеством коэффициентов или по рекурсивной схеме, но с жесткими требованиями к ошибкам округления при вычислениях [18].

При использовании линейных ФНЧ для устранения высокочастотного шума в ЭКС обычно полагают, что спектр полезного сигнала (информативной составляющей входного сигнала, представляющего собой смесь полезного сигнала и помех) находится в полосе пропускания фильтра. Однако в спектре ЭКС содержатся компоненты с частотами, находящиеся в одном диапазоне с помехой. Поэтому при применении линейных ФНЧ острые зубцы Q, R, S и другие высокочастотные компоненты ЭКС, сглаживаются. подобное искажение формы сигнала неприемлемо, так как в высокочастотных компонентах ЭКС заключена диагностическая информация, которая должна быть сохранены при регистрации и обработке. При расширении полосы пропускания ФНЧ часть спектра помех окажется в полосе пропускания фильтра и, соответственно, такие помехи не будут подавлены [22].

Применение линейных ФВЧ для устранения дрейфа изолинии приводит к искажению параметров ST-сегментов, поскольку частотный спектр дрейфа изолинии, как правило, почти полностью совпадает с частотным спектром ST-

сегментов. Сегмент ST ЭКС соответствует периоду сердечного цикла, когда оба желудочка полностью охвачены возбуждением. Смещение ST-сегмента в электрокардиографии является признаком повреждения различных отделов миокарда (вплоть до инфаркта миокарда), поэтому его искажение недопустимо [22].

Следовательно, применение линейной цифровой фильтрации для подавления помех в ЭКС допустимо лишь в исключительных случаях, когда есть уверенность, что сигнал и аддитивная помеха независимы и имеют нормальное распределение. В других случаях необходимо использовать методы нелинейной фильтрации.

Методы нелинейной фильтрации. С целью преодоления ограничений, присущих методам линейной фильтрации, в настоящее время активно развиваются и внедряются методы нелинейной фильтрации, в том числе и для подавления помех в биомедицинских сигналах [23].

В отличие от линейных систем, все нелинейные системы не удовлетворяют принципу суперпозиции:

$$F(x + y) = F(x) + F(y), \quad (1.3)$$

где F – фильтр, применяемый к некоторому процессу;

x – в данном случае сигнал;

y – в данном случае помеха.

Поэтому для них невозможно разработать общую теорию нелинейной фильтрации. Для некоторых частных ситуаций (например, для рассмотренных ниже фильтров на порядковых статистиках) в качестве базового математического аппарата небезуспешно используются теория булевых функций, методы пороговой декомпозиции, а также теория вероятностей и робастных оценок. Вместе с тем вследствие сложности аналитического исследования свойств фильтров численное моделирование продолжает оставаться одним из основных средств анализа [24]. Каждый из перечисленных

классов имеет свои преимущества и область применения. Другие направления появились относительно недавно и активно развиваются, например, обработка ЭКС на основе пороговых процедур [19].

Общим преимуществом для всех нелинейных фильтров является лучшее сохранение формы информативных участков ЭКС и обладание лучшими динамическими свойствами. Они сохраняют характерные точки разрыва производной (нелинейности сигнала) и эффективно подавляют помехи с негауссовскими законами распределения. В настоящее время разработаны нелинейные фильтры, которые лишь немного уступают линейным по эффективности подавления гауссовского шума, но при этом имеют лучшие динамические характеристики и устраняют негауссовские помехи (например, импульсные или помехи, имеющие плотность распределения вероятностей (ПРВ) с «тяжелыми» хвостами), т.е. обладают робастными свойствами. Кроме того, пики, перепады и изломы сигналов являются стабильными точками для некоторых типов нелинейных фильтров, поэтому сигнал на выходе такого фильтра при отсутствии помех полностью сохраняют свою форму [4].

Наиболее известными классами нелинейных фильтров являются [25]:

- морфологические фильтры;
- фильтры, основанные на порядковых статистиках, и их разновидности: L-, R-, M- фильтры, медианные фильтры;
- полиномиальные фильтры (Савицкого-Галея);
- гомоморфные фильтры;
- нейронные фильтры и сети;
- фильтры на основе пороговых процедур и другие.

Рассмотрим некоторые из них.

Морфологические фильтры. Эта методика берет свое начало из обработки изображений. Математическая морфология основана на двух операциях: erosion (эрозия, разрушение) и dilation (дилатация, расширение).

Применительно к обработке сигналов «дилатация» будет соответствовать определению максимумов в скользящем окне, «эрозия» будет соответствовать

нахождению минимумов в скользящем окне. Таким образом, эти операции можно считать разновидностью ранговой (порядковой) фильтрации.

Операции «дилатация» и «эрозия» могут комбинироваться для получения дополнительных операций:

- «открытие» – операция «эрозия», следующая за операцией «дилатация»;
- «закрытие» – «дилатация», следующая за «эрозией».

С точки зрения обработки сигналов, операция «открытие» будет означать удаление из сигнала всех положительных пиковых значений. Применение операции «закрытие» приведет к удалению всех отрицательных пиков. Выбор окна имеет первостепенное значение.

При обработке ЭКС применение морфологических операций позволяет устранить большую часть помех и неинформативных элементов сигнала [20].

Медианный фильтр. Для подавления помех, представляющих собой отсчеты сигнала, резко выделяющиеся на фоне соседних (короткие импульсные помехи), широко применяют нелинейные фильтры, основанные на вычислении ранговых процедур и относящиеся к классу фильтров, основанных на порядковых статистиках. Наибольшее распространение из этой группы получили медианные фильтры [26]. Центральный отсчет в скользящем окне заменяется медианой (средним по своему положению отсчетом в ранжированном ряду). В силу этого медианный фильтр относится к числу нелинейных фильтров, заменяющим медианным значением аномальные точки и выбросы независимо от их амплитудных значений.

Выходной сигнал Y_k скользящего медианного фильтра шириной $2n+1$ для текущего отсчета k формируется из входного временного ряда $\{\dots, X_{k-1}, X_k, X_{k+1}, \dots\}$ в соответствии с формулой:

$$Y_k = med(X_{k-n}, X_{k-n+1}, \dots, X_{k-1}, X_k, X_{k+1}, \dots, X_{k+n-1}, X_{k+n}), \quad (1.4)$$

где $\text{med}(X_1, \dots, X_m, \dots, X_{2n+1}) = X_{n+1}$; X_m – элементы вариационного ряда (отсчеты ЭКС), т.е. ранжированные в порядке возрастания значений.

На практике окно фильтра для упрощения алгоритмов обработки данных, как правило, устанавливается с нечетным числом отсчетов.

Существует несколько разновидностей медианных фильтров:

- взвешенные медианные фильтры с различными весами отсчетов в апертуре фильтра;
- рекурсивные (итерационные) медианные фильтры с последовательным повторением медианной фильтрации;
- адаптивные медианные фильтры с изменением размера окна в зависимости от динамики сигнала и характера шумов (в качестве критерия размера окна можно использовать, например, величину отклонения значений соседних отсчетов относительно центрального ранжированного отсчета) [26].

Медианные фильтры отлично справляются с задачей удаления импульсных шумов, и, в отличие линейных фильтров низких частот, они практически не искажают граней сигнала [25].

Недостатками медианных фильтров является сложность математического анализа сигналов, уплощение вершин треугольных сигналов (QRS-комплексов), недостаточная эффективность подавления белого и гауссового шума (меньшая, чем у линейных фильтров), при увеличении размеров окна фильтра происходит размытие крутых изменений сигнала и скачков [2].

Фильтры Савицкого-Голея. Сглаживающие фильтры Савицкого-Голея, также называемые полиномиальными сглаживающими фильтрами или сглаживающими фильтрами с минимальной квадратической ошибкой, как правило, используются для «сглаживания» зашумленных сигналов с широким (без шума) спектром [27]. В данном случае такие фильтры хорошо сохраняют высокочастотные компоненты сигнала. Фильтры Савицкого-Голея осуществляют полиномиальную аппроксимацию отдельных кадров входного сигнала по критерию минимума квадратической ошибки. В этом смысле они являются оптимальными.

Адаптивные фильтры. Разнообразие и изменчивость ЭКС требуют применения адаптивных процедур на различных этапах обработки. Эти процедуры используются при неизвестных или меняющихся условиях фильтрации, в результате которых невозможна предварительная формулировка требований к параметрам фильтра. Для точного и достоверного анализа таких сигналов необходим специальный подход, обладающий свойством адаптивности к каждому конкретному исследуемому сигналу и сигнально-помеховой обстановке.

Технология адаптивной фильтрации позволяет создавать системы обработки сигналов, эффективно функционирующие в присутствии помех с неизвестными заранее свойствами. Для адаптивной фильтрации необходим второй (опорный) вход, сигнал на котором не коррелирован с полезным сигналом, но коррелирован с помехой [4].

Так как параметры адаптивного фильтра меняются в процессе его работы, то очевидно, что такой фильтр является нелинейным устройством. Однако при каждом фиксированном значении параметров адаптивный фильтр представляет собой линейное устройство, так как между его входными и выходными сигналами обычно существует линейная зависимость, определяемая текущим набором ВК, подобно линейным фильтрам с фиксированными параметрами.

Таким образом, адаптивный фильтр – это фильтр с перестраиваемыми весовыми коэффициентами. В зависимости от решаемой задачи он может быть одноканальным или многоканальным, иметь действительные или комплексные весовые коэффициенты. Алгоритмы вычисления весовых коэффициентов могут быть простыми, как, например, LMS-алгоритм, или сложными, как, например, RecursiveLeastSquares (RLS) алгоритм, также известный как рекурсивный метод наименьших квадратов [28].

Наиболее распространенными устройствами являются двухканальные адаптивные фильтры. На их вход поступают два сигнала: сигнал основного входа и сигнал опорного входа. Адаптивный фильтр стремится настроиться таким образом, чтобы минимизировать сигнал на выходе, называемый выходом

ошибки. Сигнал ошибки вычисляется как разность сигналов на опорном входе и сигнала предсказания. Сигнал предсказания вычисляется из основного сигнала путем его взвешивания коэффициентами цифрового фильтра, которые называются весовыми коэффициентами, или коэффициентами предсказания.

В одноканальном режиме и основным, и опорным сигналами двухканального адаптивного фильтра является входной сигнал, сдвинутый по времени на некоторую величину задержки. Принцип работы такого фильтра основан на предположении, что полезный сигнал представляется нестационарным случайным процессом и предсказан быть не может, а все, что можно предсказать, – это помеха.

В двухканальном режиме адаптивный фильтр настраивается на характеристики сигнала в основном канале и устраняет сигнал с такими же параметрами из сигнала в опорном канале. Если подать в оба входных канала адаптивного фильтра одинаковый сигнал, то он будет полностью подавлен. Для получения максимального эффекта при работе в двухканальном режиме требуется подавать на основной вход сигнал, наиболее близкий к сигналу помехи в опорном канале [4].

Существует несколько методов адаптации [29]:

- LMS (метод наименьших квадратов – МНК),
- RLMS (рекурсивный алгоритм наименьших квадратов – РНК),
- фильтры Калмана.

В настоящее время разработано множество адаптивных алгоритмов подавления помех в ЭКС, что связано и с развитием медицинской промышленности, и с появлением мобильных и беспроводных электрокардиографических систем, и, конечно, с более глубоким исследованием проблем качества помехоподавления. Наибольший интерес среди таких алгоритмов представляют алгоритмы на основе робастных процедур: КИХ-гибридные медианные фильтры, α -урезанные фильтры, фильтры Ходжеса-Лемана и другие.

Таким образом, традиционно для подавления помех в ЭКС применяются методы линейной частотной фильтрации, что связано с наличием хорошо известного и удобного математического аппарата, простотой интерпретации, расчета и реализации линейных фильтров. В то же время использование методов линейной фильтрации не обеспечивает высокое качество подавления помех в ЭКС. Линейные фильтры могут применяться только если наблюдается неизменность во времени основных статистических и спектрально-корреляционных характеристик сигналов и помех, а также часто гауссов закон распределения шумов, подлежащих подавлению. Следует учитывать, что при использовании линейных фильтров НЧ вместе с аддитивной помехой из смеси ЭКС и помехи удаляется часть спектральных составляющих полезного сигнала. При этом острые зубцы Q, R, S и другие высокочастотные компоненты полезного сигнала сглаживаются. При расширении полосы пропускания ФНЧ частотный спектр части помех окажется в полосе пропускания фильтра и, соответственно, такие помехи не будут устранены.

С точки зрения лучшего сохранения формы нелинейных информативных участков ЭКС практический интерес представляют нелинейные фильтры, которые обладают лучшими динамическими свойствами (сохраняют характерные точки излома, разрыва производной) и эффективно подавляют помехи с негауссовскими ПРВ [10]. В настоящее время разработан целый ряд нелинейных фильтров (Савицкого-Голея, медианные, альфа-урезанные, Ходжеса-Лемана и другие), которые могут быть применены для эффективного подавления помех различного типа как на медленно изменяющихся участках, так и на информативных участках ЭКС. Эти фильтры в дальнейшем были выбраны для моделирования.

Основным требованием, предъявляемым к алгоритмам помехоподавления, является значительное (в идеале полное) подавление помех при минимальном искажении формы полезного сигнала.

Существование большого разнообразия помех приводит к необходимости разработки различных фильтров для их подавления. В настоящее время не

существует универсальных фильтров, которые могли бы эффективно подавлять любые помехи в любых условиях. К тому же необходимо иметь в виду, что процедуры и технические средства обработки ЭКС, в том числе и предназначенные для подавления помех, сами могут быть причиной искажений сигнала: удаляя из ЭКС не только помеховые, но и информативные составляющие или добавляя собственные искажения.

Следствием этого является необходимость разработки методики, позволяющей оценивать эффективность различных алгоритмов подавления помех (фильтров) в ЭКС.

2РАЗРАБОТКА ЭЛЕМЕНТОВ МЕТОДИКИ ОЦЕНКИ ЭФФЕКТИВНОСТИ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ

Методика оценки эффективности алгоритмов подавления помех в ЭКС должна включать:

- выбор и обоснование критериев эффективности;
- разработку базы тестовых сигналов и помех;
- разработку программных средств тестирования;
- определение порядка тестирования.

2.1 Выбор и обоснование критериев эффективности

Существующие критерии качества фильтров делятся на две группы[30, 31]:

- критерии, оценивающие степень подавления помех;
- критерии, оценивающие искажения ЭКС в результате фильтрации (критерии близости или меры сходства тестового и отфильтрованного ЭКС).

К количественным критериям, оценивающим лишь степень подавления помех можно отнести следующие:

- выигрыш фильтра по отношению сигнал/помеха в результате фильтрации:

$$M_{\Phi} = \frac{SNR_y}{SNR_x}, \quad (2.1)$$

где SNR_x , SNR_y – отношение сигнал/помеха на входе и выходе фильтра соответственно;

- отношение размаха текущего артефакта в сигнале A_y на выходе фильтра к размаху артефакта на входе A_x (степень уменьшения артефактов):

$$\lambda = \frac{A_y}{A_x}; \quad (2.2)$$

– коэффициент подавления случайной помехи как отношение СКО помехи после фильтрации $\sigma_y(\text{СКО}_2)$ к СКО помехи в исходном сигнале $\sigma_x(\text{СКО}_1)$:

$$\mu = \frac{\sigma_y}{\sigma_x}. \quad (2.3)$$

Основной недостаток критериев (2.1-2.3) заключается в том, что они не учитывают степень искажения сигнала в результате фильтрации, кроме того, достаточно сложно в выходном сигнале фильтра определить параметры сигнала и помехи по отдельности.

Количественные критерии степени искажения ЭКС заключаются в определении численного значения отклонения (ошибки) между тестовым и отфильтрованным ЭКС. Наиболее широко используемыми мерами отклонения являются следующие:

– средняя арифметическая ошибка (MeanError, ME), описывающая отклонение тестового сигнала x_t от выхода фильтра y_t :

$$ME = \sum_{t=1}^N \frac{(x_t - y_t)}{N}; \quad (2.4)$$

– среднеабсолютная ошибка (MeanAbsoluteError, MAE):

$$MAE = \sum_{t=1}^N \frac{|x_t - y_t|}{N}; \quad (2.5)$$

– средний квадрат ошибки (MeanSquareError, MSE):

$$MSE = \sum_{t=1}^N \frac{(x_t - y_t)^2}{N}; \quad (2.6)$$

– сумма абсолютных отклонений (Sum of Absolute Differences, SAD) и сумма квадратов отклонений (Sum of Squared Differences, SSD):

$$SAD = \sum_{i=1}^n |x_i - y_i|; \quad (2.7)$$

$$SSD = \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2, \quad (2.8)$$

которые применяются на практике вместо MAE и MSE соответственно, при одинаковой размерности сравниваемых сигналов;

– среднее квадратическое отклонение (Root Mean Square Error, RMSE, σ_{DE}):

$$RMSE = \sqrt{\sum_{t=1}^N \frac{(x_t - y_t)^2}{N}}; \quad (2.9)$$

– максимальная абсолютная ошибка (Maximum Absolute Error – MaxAE):

$$MaxAE = \max\{|x_t - y_t|\}; \quad (2.10)$$

– средняя процентная ошибка (Mean Percentage Error – MPE):

$$MPE = \frac{100\%}{N} \sum_{t=1}^N \frac{x_t - y_t}{x_t}; \quad (2.11)$$

– процентное среднее квадратическое отклонение (Percent Root-Mean-Square Difference, PRD):

$$PRD = \left(\sqrt{\sum_{t=1}^N \frac{(x_t - y_t)^2}{\sum_{t=1}^N x_t^2}} \right) \times 100\%; \quad (2.12)$$

- отношения сигнала к ошибке (Signal-to-Error Ratio, SER):

$$SER = \frac{\sum_{t=1}^N x_t^2}{\sum_{t=1}^N (x_t - y_t)^2}; \quad (2.13)$$

- коэффициент корреляции:

$$R_{xy} = \frac{\sum_{t=1}^N x_t y_t}{\sqrt{\sum_{t=1}^N x_t^2 \sum_{t=1}^N y_t^2}}. \quad (2.14)$$

Критерии степени искажения ЭКС не учитывают уровень помех (отношение сигнал/помеха) на входе фильтра и, соответственно, степень подавления помех. Кроме того, они не позволяют разделить отклонения, вызванные остаточными помехами и искажениями сигнала, полученными в результате фильтрации.

Все эти критерии обычно вычисляют для достаточно протяженных участков ЭКС, включающих несколько кардиоциклов. Необходимо отметить, что большинство существующих процедур подавления помех в ЭКС синтезируются на основе критерия минимума среднеквадратичного отклонения на всей области определения. Очевидно, что полученные процедуры не обеспечивают сохранение формы полезного сигнала на локальных участках (зубцах, комплексах и сегментах) и поэтому имеют ограниченную пригодность для обработки ЭКС. Соответственно, усредненная ошибка, полученная по всему исследуемому фрагменту ЭКС, включающему несколько кардиоциклов, не может характеризовать качество помехоподавления на локальных информативных участках. Отсюда следует, что критерии качества подавления помех в ЭКС должны быть локальными и характеризовать сохранение формы отдельных критичных для диагностики участков (зубцов Р, комплексов QRS, сегментов ST и т.д.).

Раз критерии (2.1-2.3) оценивают лишь степень подавления помех и не учитывают искажения, а критерии (2.4-2.14) оценивают лишь искажения без учета степени подавления помех, то для оценки эффективности фильтров необходимо использовать критерии обеих групп. Причем оценка искажений должна проводится на локальных, критичных для диагностики участках ЭКС и при некоторых фиксированных уровнях помех на входе фильтра. Свойство фильтров обеспечивать высокое подавление помех при малых искажениях будем называть эффективностью.

В качестве критерия степени подавления помех был выбран коэффициент подавления случайной помехи в виде отношения среднеквадратических значений помехи на входе σ_y и выходе фильтра σ_x (формула 2.3).

Для оценки искажений принято среднеквадратическое отклонение массива y_t от центра распределения x_t (σ_{DE} , аналог среднеквадратической абсолютной погрешности)(формула 2.9).

Использование данных критериев предполагает наличие уверенности в том, что оцениваемая выборка имеет нормальное или близкое к нему распределение. Поэтому важно определить его основные параметры и проверить справедливость предположений о законе распределения случайной величины.

В настоящее время существует более 20 видов статистических вероятностных распределений: нормальное, равномерное, экспоненциальное, биномиальное распределения и т.д.

Чаще всего в статистике используется нормальное распределение вероятностей. Оно дает хорошую модель для реальных явлений, в которых:

- имеется сильная тенденция данных группироваться вокруг центра;
- положительные и отрицательные отклонения от центра равновероятны;
- частота отклонений быстро падает, когда отклонения от центра становятся большими.

Все три характеристики могут быть отнесены к ЭКС.

Формально плотность нормального распределения записывается следующим образом:

$$\varphi(x, a, \sigma^2) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{(-\frac{(x-a)^2}{2\sigma^2})}, \quad (2.15)$$

где a и δ^2 – параметры закона, интерпретируемые, соответственно, как среднее значение и дисперсия данной случайной величины.

Визуально график нормальной плотности представляет собой колоколообразную кривую, представленную на рисунке 2.1.

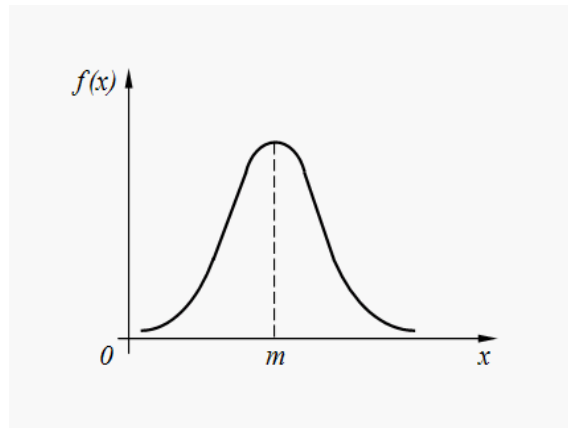


Рисунок 2.1– График плотности нормального распределения

Соответствующая функция распределения нормальной случайной величины $\xi(a, \delta^2)$ обозначается $\Phi(x; a, \delta^2)$ и задается соотношением:

$$\Phi(x, a, \delta^2) = P(\xi(a, \delta^2) < x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} \int_{-\infty}^x e^{(-\frac{(t-a)^2}{2\delta^2})} dt. \quad (2.16)$$

Нормальный закон с параметрами $a = 0$ и $\delta^2 = 1$ называется стандартным.

Основные характеристики нормального закона:

- среднее, мода, медиана: $E = x_{mod} = x_{med} = a$;
- дисперсия: $D = \delta^2$;

- асимметрия: $\beta_1=0$;
- эксцесс: $\beta_2=0$.

Из формул видно, что нормальное распределение описывается двумя параметрами:

- a – среднее;
- σ – стандартное отклонение.

Среднее значение определяет меру расположения плотности. Плотность нормального распределения симметрична относительно среднего. Среднее нормального распределения совпадает с медианой и модой.

При увеличении дисперсии плотность нормального распределения расплывается или растекается вдоль оси OX , при уменьшении дисперсии она, наоборот, сжимается, концентрируясь вокруг одной точки — точки максимального значения, совпадающей со средним значением. В предельном случае нулевой дисперсии случайная величина вырождается и принимает единственное значение, равное среднему.

Существуют несколько способов проверки справедливости предположений о законе распределения случайной величины. Самыми распространенными являются:

- критерий согласия Пирсона;
- критерий Колмогорова-Смирнова;
- критерий Андерсона-Дарлинга;
- критерий Шапиро-Уилка;
- критерии асимметрии и эксцесса и др.

Чаще всего отличие ПРВ выборки от гауссовского закона проявляется в асимметрии, изменении остроты вершины, появлении «тяжелых хвостов». Определить асимметрию можно с помощью коэффициента асимметрии, а плосковершинность или островершинность ПРВ характеризует эксцесс (коэффициент эксцесса). Он в некоторой мере определяет и «тяжесть хвостов» ПРВ выборки, хотя не позволяет это сделать однозначно [14].

Для проверки предположений о нормальной ПРВ выборки было принято решение применять робастный (процентильный) коэффициент эксцесса (РКЭ), который определяется следующим образом:

$$k = \frac{(z_{75} - z_{25})}{2(z_{90} - z_{10})}, \quad (2.17)$$

где z_l обозначает l -й процентиль исследуемой выборки.

Для выборки в 100 отсчетов (100 отсчетов соответствует 200 мс – минимальной длительности сегмента ТР) процентиля могут быть заменены соответствующими порядковыми статистиками отсчетов в выборке:

$$\text{РКЭ} = \frac{(z^{75} - z^{25})}{2(z^{90} - z^{10})}, \quad (2.18)$$

где z^l – l -я порядковая статистика исследуемой выборки (значение l -го отсчета в ранжированном ряду).

Для выборок данных, соответствующих гауссовой ПРВ, k примерно равно 0,26 [9]. Значение k уменьшается для выборок, имеющих распределения с «тяжелыми хвостами», обусловленными импульсными помехами, аномальными выбросами и т.д.

2.2 Разработка базы тестовых сигналов и помех

В качестве тестовых ЭКС целесообразно использовать искусственные сигналы реалистичной формы, которые имеют заданную форму, не содержат помех и способны имитировать различные состояния сердечно-сосудистой системы. Кроме того, для тестовых ЭКС достаточно просто сформировать метки границ отдельных участков, что обеспечивает оценку эффективности подавления помех на участках, наиболее критичных с точки зрения возникновения диагностических ошибок [32].

Имитация ЭКС экономит время и устраняет трудности, сопутствующие инвазивным и неинвазивным методам регистрации реальных сигналов, дает возможность получения нормальной и патологической формы ЭКС без использования электрокардиографа, позволяет получать морфологические элементы электрокардиограммы практически любой амплитуды и длительности.

Для тестирования алгоритмов и технических средств ЭКГ-диагностики широко применяются базы данных стандартных ЭКС. Эти базы содержат самые разнообразные ЭКС (в том числе редко наблюдаемые, но представляющие высокую клиническую значимость), хорошую аннотацию (описание и классификацию комплексов и синдромов, сведения о поле, возрасте, диагнозе и т.д.) и обеспечивают воспроизводимые и сопоставимые результаты тестирования. Использование эталонных ЭКС дает возможность оценить их близость с выходным (реконструированным сигналом) и позволяет легко измерить отношение сигнал/помеха на входе фильтра.

Тестовые ЭКС для оценки эффективности алгоритмов подавления помех предложено синтезировать из реальных на основе выделения репрезентативного кардиокомплекса. На рисунке 2.2 показан процесс формирования тестового ЭКС, который состоит из следующих этапов [32]:

- регистрация реальных ЭКС в условиях близких к идеальным, при этом обеспечивается минимальный уровень помех;
- компенсация дрейфа изолинии и сглаживание ЭКС;
- обнаружение QRS комплексов и выделение p-QRS-T комплексов;
- удаление нетипичных кардиокомплексов (если они есть);
- усреднение по ансамблю нескольких реализаций кардиокомплексов, синхронизированных относительно R-зубцов и формирование репрезентативного p-QRS-T комплекса;
- формирование реалистичного тестового ЭКС.

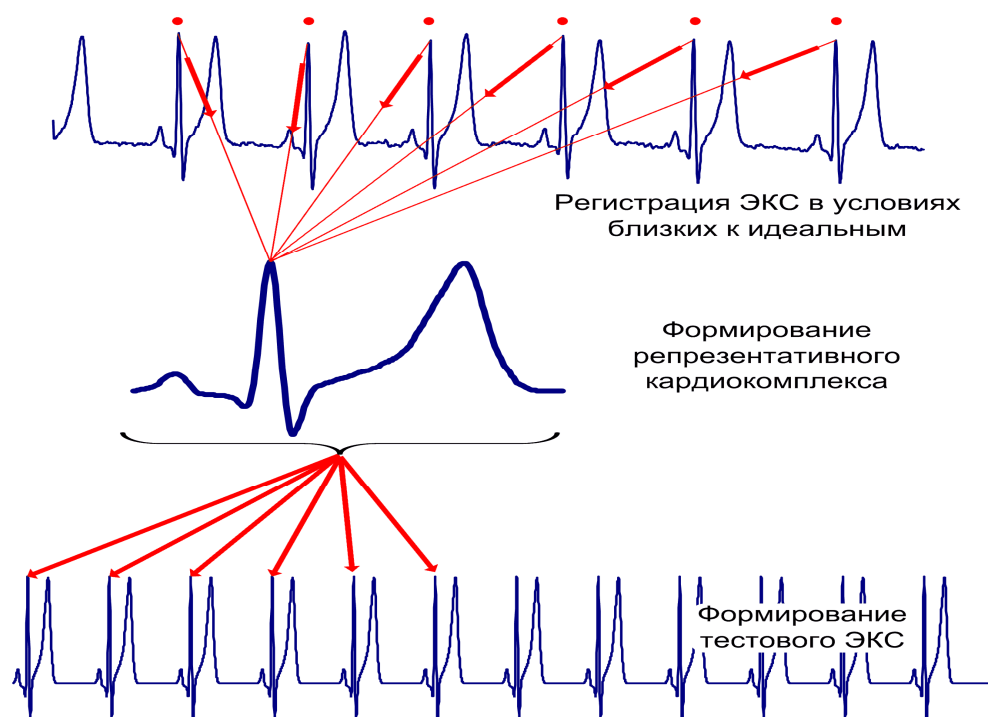


Рисунок 2.2– Иллюстрация формирования тестового ЭКС

Описанным выше образом был синтезирован 1 тестовый ЭКС длительностью в 10 секунд (частота дискретизации 5000 отсчетов/с), для него был получен массив меток границ отдельных участков.

В качестве тестовых помех были использованы выборки чисел, реализующие следующие модели.

- модель Gauss, представляет собой гауссовский белый шум, имитирует мышечный тремор;
- модель Multi2 – симметричное распределение с «тяжелыми» хвостами, полученное как произведение двух нормальных независимых случайных величин с нулевыми математическими ожиданиями. Имитирует мышечный тремор;
- модель Multi3 – симметричное распределение с «тяжелыми» хвостами, полученное как произведение трех нормальных независимых случайных величин с нулевыми математическими ожиданиями;
- модель Mix0,1 – составное распределение с вероятностью $P_3=0,1$ появления в выборке выбросов. В качестве основного распределения было

использовано нормальное распределение с нулевым математическим ожиданием и единичной дисперсией ($\sigma_{\text{осн}}^2 = 1$). Для моделирования отсчетов, представляющих собой выбросы, использовалась гауссово распределение с нулевым математическим ожиданием и дисперсией ($\sigma_{\text{загр}}^2 = 25$). При моделировании вероятность выбросов P_z была взята равной 0,1, то есть выбросы присутствовали в каждом десятом отсчете.

Целесообразно проводить тестирование алгоритмов помехоподавления при нарастающем уровне помех каждого вида и их смесей. Такой подход довольно просто позволит определить качество каждого исследуемого алгоритма к конкретному виду помехи и их сочетаниям.

2.3 Разработка программных средств тестирования

Основным предназначением системы тестирования алгоритмов подавления помех является формирование оценок их эффективности в виде матриц эффективности фильтров (МЭФ) [33, 34].

Основными узлами системы являются:

- узел ввода данных (тестовых ЭКС, помех и массивов меток границ отдельных участков тестовых ЭКС);
- узел управления;
- узел формирования входного сигнала;
- исследуемый фильтр подавления помех (алгоритм);
- узел вычисления критериев эффективности;
- узел формирования МЭФ.

Структурная схема системы тестирования представлена на рисунке 2.3.



Рисунок 2.3– Структура системы тестирования алгоритмов подавления помех

Тестовая система реализована в виде виртуального прибора LabVIEW. Моделирование начинается с открытия программы LabVIEW 2012 и создания нового виртуального прибора с помощью команды New-Blank VI. При этом открывается два окна – BlockDiagram и FrontPanel. Необходимо перейти в окно BlockDiagram.

Разработка программы начинается с формирования узла ввода данных, который включает в себя загрузку эталонного ЭКС, помехи и массива меток границ отдельных участков сигнала. Загрузка данных происходит в результате выполнения в окне BlockDiagram в палитре функций команд Functions – Express – Input – ReadFromMeasurementFile.

В результате в окне BlockDiagram появляется блок, соответствующий операции загрузки исходных данных. Также необходимо преобразовать динамический тип данных в цифровой сигнал для дальнейшего использования. Для этого выполняется команда Functions – Express – SigManip – FromDDT, и соединяется с предыдущим блоком [35].

Так как в программе в качестве исходных данных выступают эталонный ЭКС, помеха и метки границ отдельных участков ЭКС, то операция по загрузке данных и преобразование сигнала в цифровой вид должна быть выполнена три

раза. В итоге получаем три блока загрузки: «Тестовый ЭКС», «Данные о сигнале», «Тестовая помеха» (рисунок 2.4).

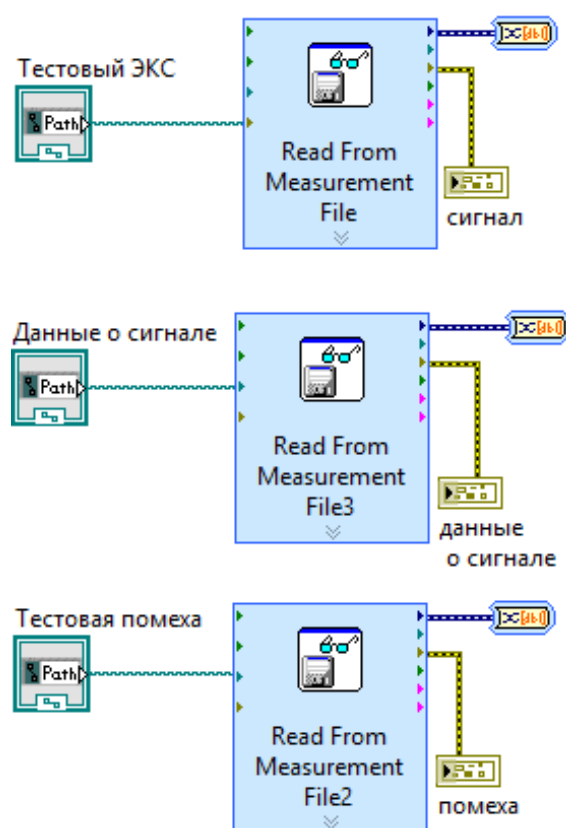


Рисунок 2.4– Блоки загрузки исходных данных

Следующим этапом является выделение информативных и неинформативных участков ЭКС, для этого применяются функции из палитры Array и Mathematics (рисунок 2.5) [36]. Деление ЭКС на информативные и неинформативные участки представлено на рисунке 2.6.

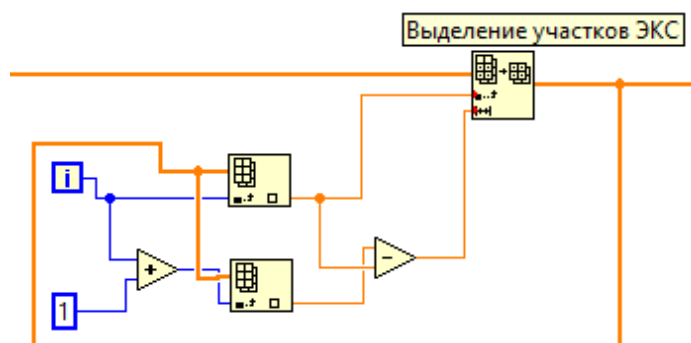


Рисунок 2.5– Фрагмент блок-диаграммы, обеспечивающий выделение участков ЭКС

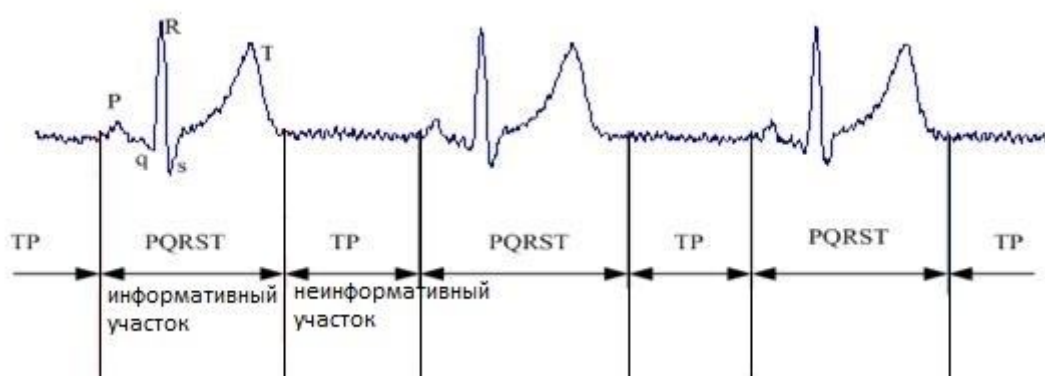


Рисунок 2.6 –Деление ЭКС на информативные и неинформативные участки

Узел вычисления критериев эффективности. В качестве критерия степени подавления помех ранее был выбран коэффициент подавления случайной помехи в виде отношения среднеквадратических значений помехи на входе σ_y и выходе фильтра σ_x (формула 2.3).

Для оценки искажений принято среднеквадратическое отклонение массива y_t от центра распределения x_t (аналог среднеквадратической абсолютной погрешности)(формула 2.9).

Для реализации программы вычисления значений СКО применялись функции из палитры Mathematics (рисунок 2.7).

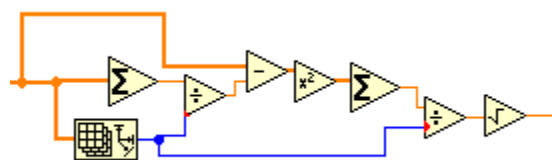


Рисунок 2.7 –Набор функций, обеспечивающий нахождение СКО

После нахождения СКО исходного сигнала и сигнала, прошедшего через фильтр, определяется их разница, которая является коэффициентом подавления помех (КПП).

В результате прохождения сигнала через фильтр, происходит его искажение, которое определяет массив значений дискретных ошибок (DE) результата фильтрации от тестового сигнала для этого участка(рисунок 2.8):

$$Z(t) = \bar{x}(t) - y(t). \quad (2.19)$$

При этом $Z(t)$ интерпретируются как абсолютные погрешности измерения отсчетов сигнала, в результате чего данное искажение может быть оценено на основе вероятностного описания погрешностей результатов измерений. Поэтому важно использовать статистические показатели массива значений $Z(t)$ в качестве критериев искажений.

В большинстве случаев для этого необходимо знание или предположение о виде закона распределения значений $Z(t)$. Гистограмма значений $Z(t)$ позволяет оценить их закон распределения.

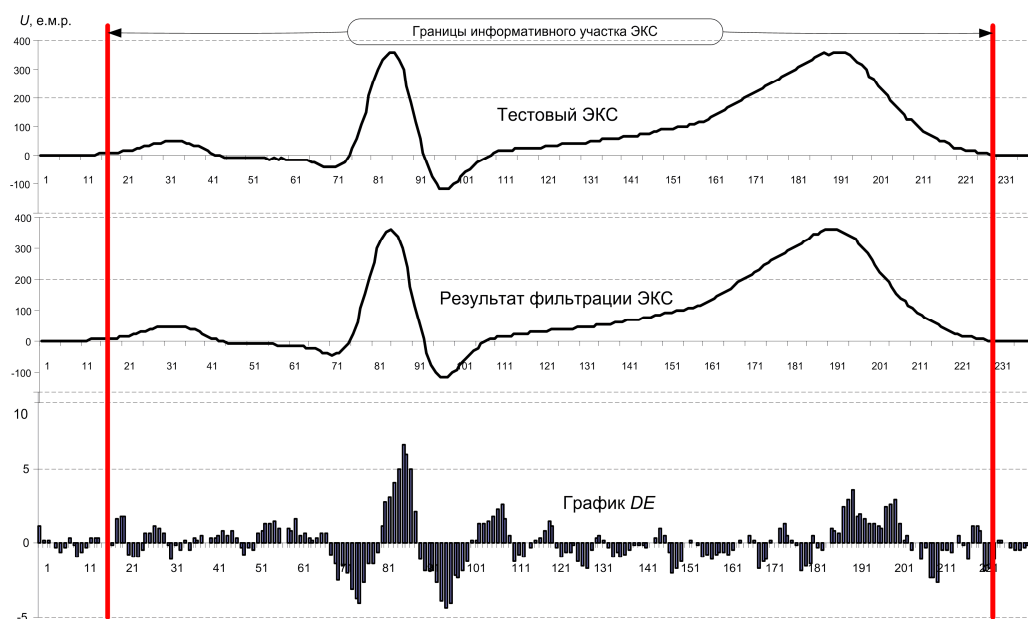


Рисунок 2.8 – Графики, иллюстрирующие формирование массива DE

Проверка массива DE на соответствие нормальному закону распределения проводится с помощью РКЭ.

Сформированный массив DE сначала ранжируется с помощью элемента «Sort 1D Array», затем элемент «NumberofWaveform» подсчитывает общее количество значений в массиве. Далее высчитываются значения элементов, находящихся на местах равных 10%, 25%, 75%, 90% всей выборки и, согласно формуле, рассчитывается итоговая цифра, которая и является показателем процентильного коэффициента эксцесса. Автоматически подсчитанное число элементов в массиве (элемент «NumberofWaveform Samples.vi») с помощью простых математических действий (умножение, вычитание, деление) определяет значения, находящиеся на 10-ом, 25-ом, 75-ом и 90-ом месте в процентном отношении от всей выборки. Следующим действием из выборки выделяется 1 элемент, находящийся на месте, номер которого был рассчитан в предыдущем этапе. Это осуществляется благодаря элементу «Deletefromarray», где ширина устанавливается 1, а индекс – порядковый номер. Далее выделяется число, которое соответствует значению выбранного элемента, и в соответствии с формулой определяет РКЭ. Реализация этого процесса в LabVIEW

представлена на рисунке 2.9. Лицевая панель виртуального прибора в LabVIEW для расчета РКЭ представлена на рисунке 2.10.

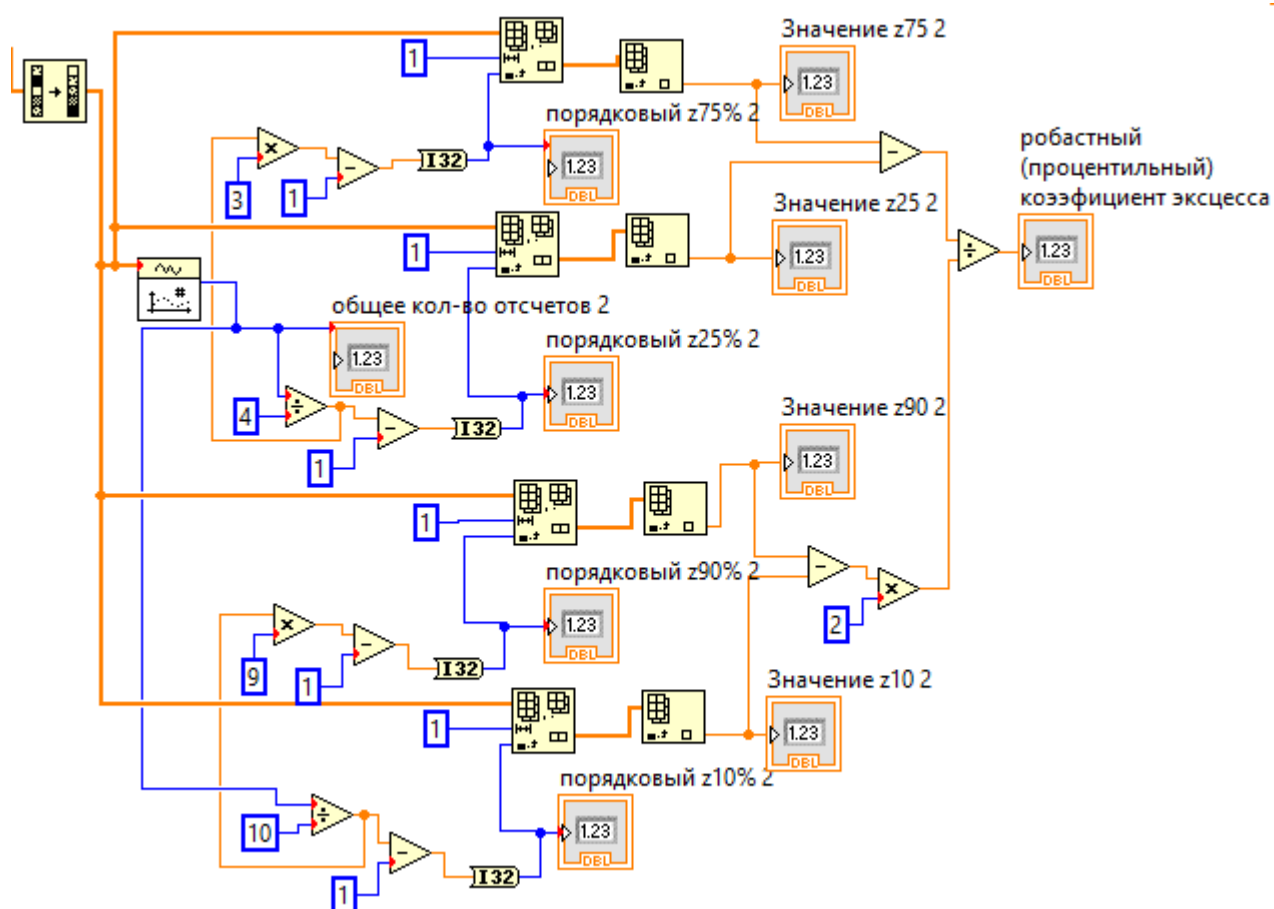


Рисунок 2.9 – Схема определения РКЭ для массива DE

0	порядковый z75%
0	значение z75
0	порядковый z25%
0	значение z25
0	порядковый z90%
0	значение z90
0	порядковый z10%
0	значение z10

общее количество отсчетов

0

робастный (процентильный)
коэффициент эксцесса

0

Рисунок 2.10 – Лицевая панель определения РКЭ для массива DE

РКЭ позволяет определить распределение массива DE. Если оно является нормальным, то в качестве критерия степени подавления помех могут быть использованы коэффициент подавления случайной помехи и СКО.

Узел формирования МЭФ. Таким образом, система тестирования алгоритмов подавления помех реализована в виде виртуального прибора среды графического программирования LabVIEW, блок-диаграмма которого показана на рисунке 2.11.

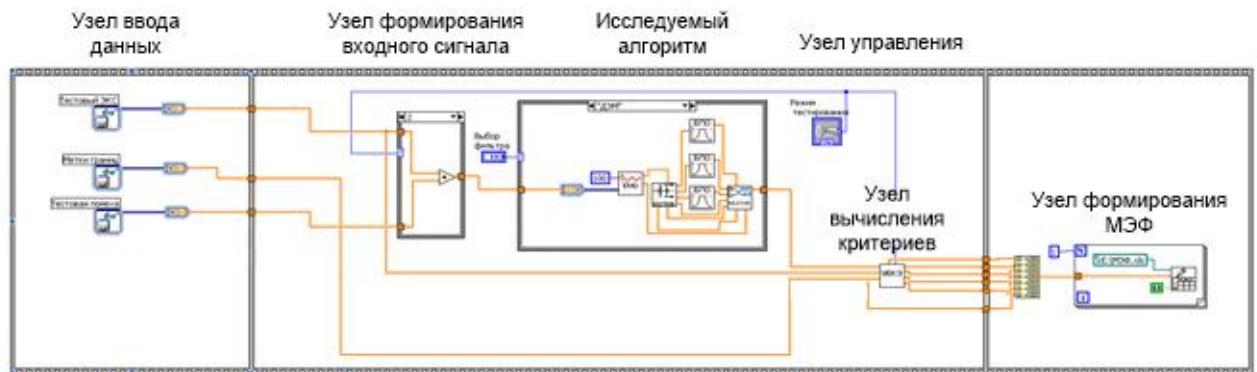


Рисунок 2.11 – Блок-диаграмма виртуального прибора для тестирования алгоритмов подавления помех

Виртуальный прибор позволяет достаточно просто и быстро сформировать матрицы эффективности для различных фильтров, которые сохраняются в виде файлов MSExcel. Полученные МЭФ, представляющие собой набор оценок эффективности для помех различного вида и интенсивности, позволяют выбрать наиболее эффективные процедуры подавления помех для системы ЭКГДКС (в соответствии с требованиями и ограничениями).

2.4 Определение порядка тестирования

Тестирование алгоритмов подавления помех проводится в трех режимах (Таблица 2.1).

Таблица 2.1 – Режимы тестирования алгоритмов подавления помех

№ режима	Описание режима	Сигнал, поданный на вход фильтра	Критерии эффективности
1	Оценка степени подавления помех	Тестовая помеха	σ_y, μ
2	Оценка искажения тестового ЭКС	Тестовый ЭКС	σ_{DE}
3	Оценка искажения тестового ЭКС с учетом остаточной помехи	Аддитивная смесь ЭКС с тестовой помехой	$\bar{\sigma}_{DE}$

В режиме 1 оценивается степень подавления помех. На вход фильтра подается только тестовая помеха, вычисляется СКО помехи (σ_y) и КПП μ , которое затем заносится в МЭФ (рисунок 2.15).

Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 1 представлена на рисунке 2.12.

Лицевая панель (рисунок 2.13) обеспечивает вывод двух графиков: помехи на входе и выходе фильтра.

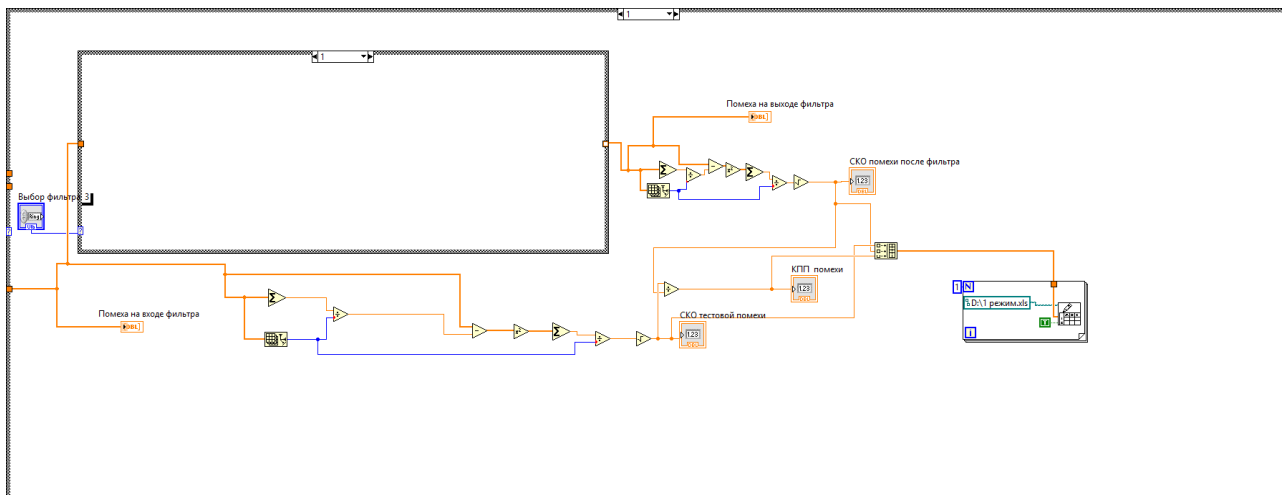


Рисунок 2.12 –Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 1

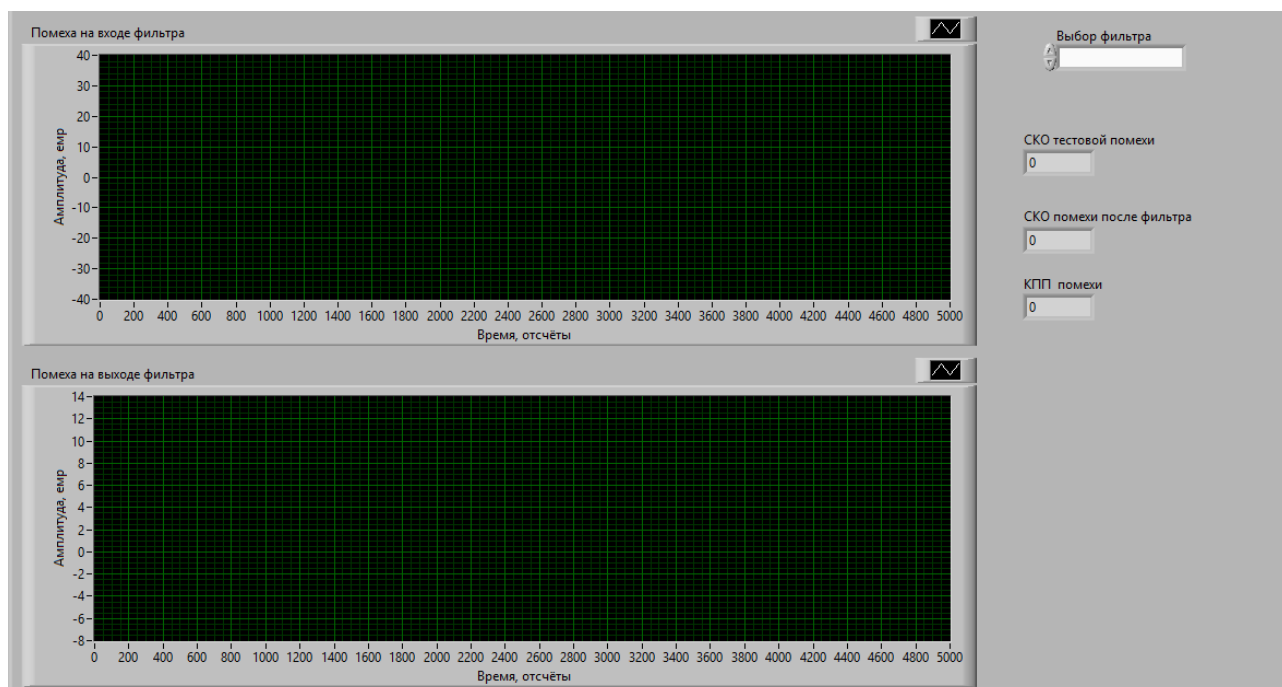


Рисунок 2.13 –Лицевая панель системы тестирования фильтров в режиме 1

Режим 2 обеспечивает оценку искажения тестового ЭКС. На вход фильтра подается тестовый ЭКС (без помехи), формируется массив DE для одного информативного участка ЭКС и вычисляется СК О массива DE от центра распределения σ_{DE} , которое затем заносится в МЭФ. Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 2 представлен на рисунке 2.14.

Лицевая панель (рисунок 2.15) обеспечивает вывод трех графиков: одного участка тестового ЭКС на входе и на выходе фильтра и массива DE.

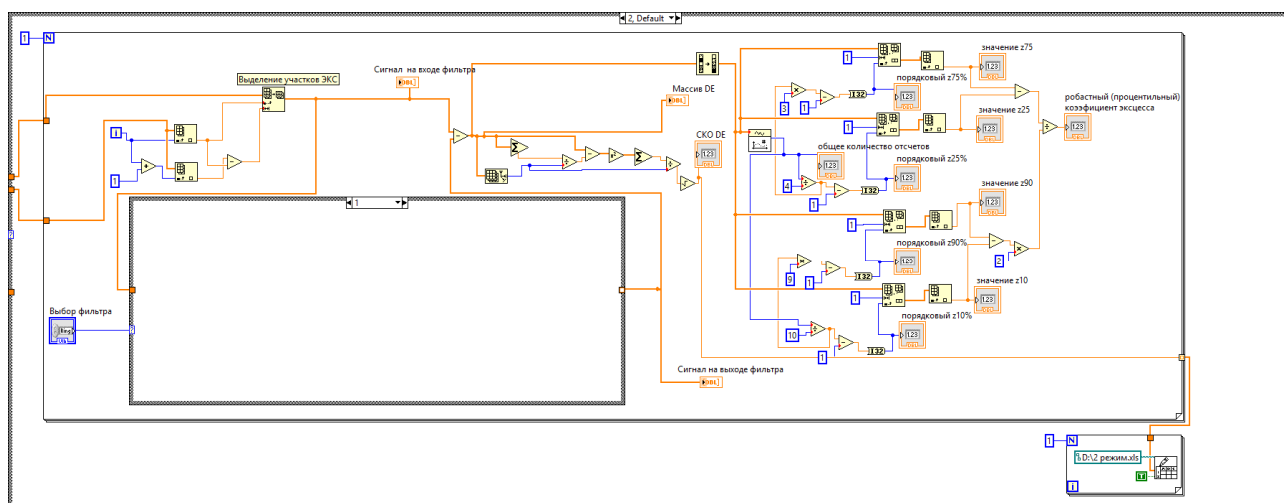


Рисунок 2.14 – Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 2

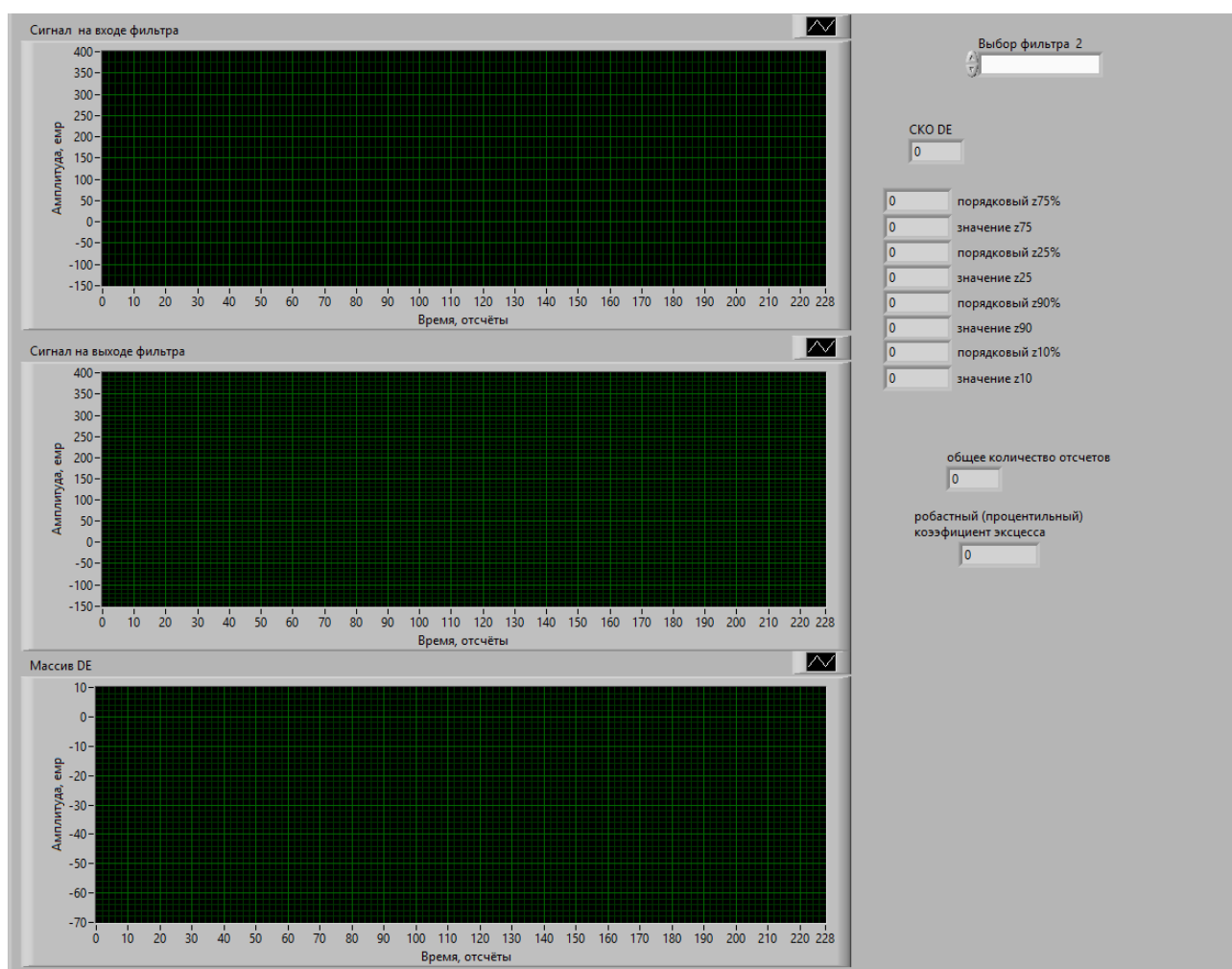


Рисунок 2.15 – Лицевая панель системы тестирования фильтров в режиме 2

проводится оценка искажения тестового ЭКС с учетом остаточной помехи.

На вход фильтра подается аддитивная смесь тестового ЭКС с тестовой помехой, формируется массив D для информативных участков ЭКС, на каждом информативном участке вычисляются σ_{DE} , которые затем усредняются для всего тестового ЭКС:

$$\bar{\sigma} = \frac{\sum_{q=1}^D \sigma_{DEq}}{D}, \quad (2.20)$$

где q – номер информативного участка, D – количество информативных участков в тестовом ЭКС.

Для использования значений предыдущих итераций был создан стек сдвиговых регистров. Создание происходило путем выделения правой кнопкой мыши левого терминала и выбора пункта контекстного меню `EddElement`. Стек сдвиговых регистров сохраняет данные предыдущей итерации и передает эти значения к следующей итерации. Стек может находиться только в левой части цикла, так как правый терминал лишь передает данные из текущей итерации в следующую.

Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 3 представлена на рисунке 2.16.

Лицевая панель (рисунок 2.17) обеспечивает вывод двух графиков: зашумленного участка ЭКС и участка ЭКС после процедуры помехоподавления.

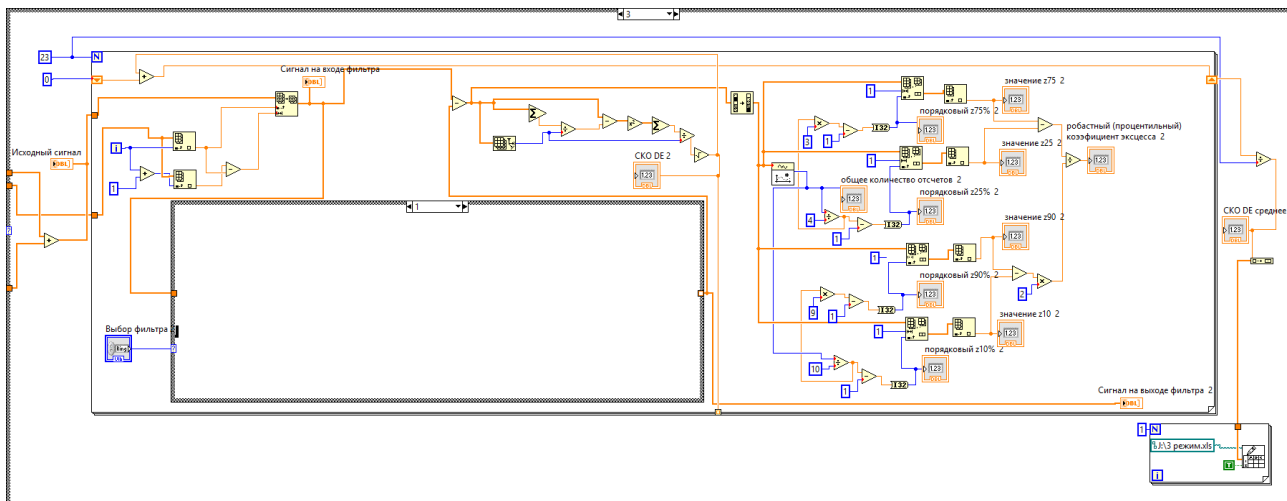


Рисунок 2.16 – Блок-диаграмма системы тестирования фильтров в режиме 3

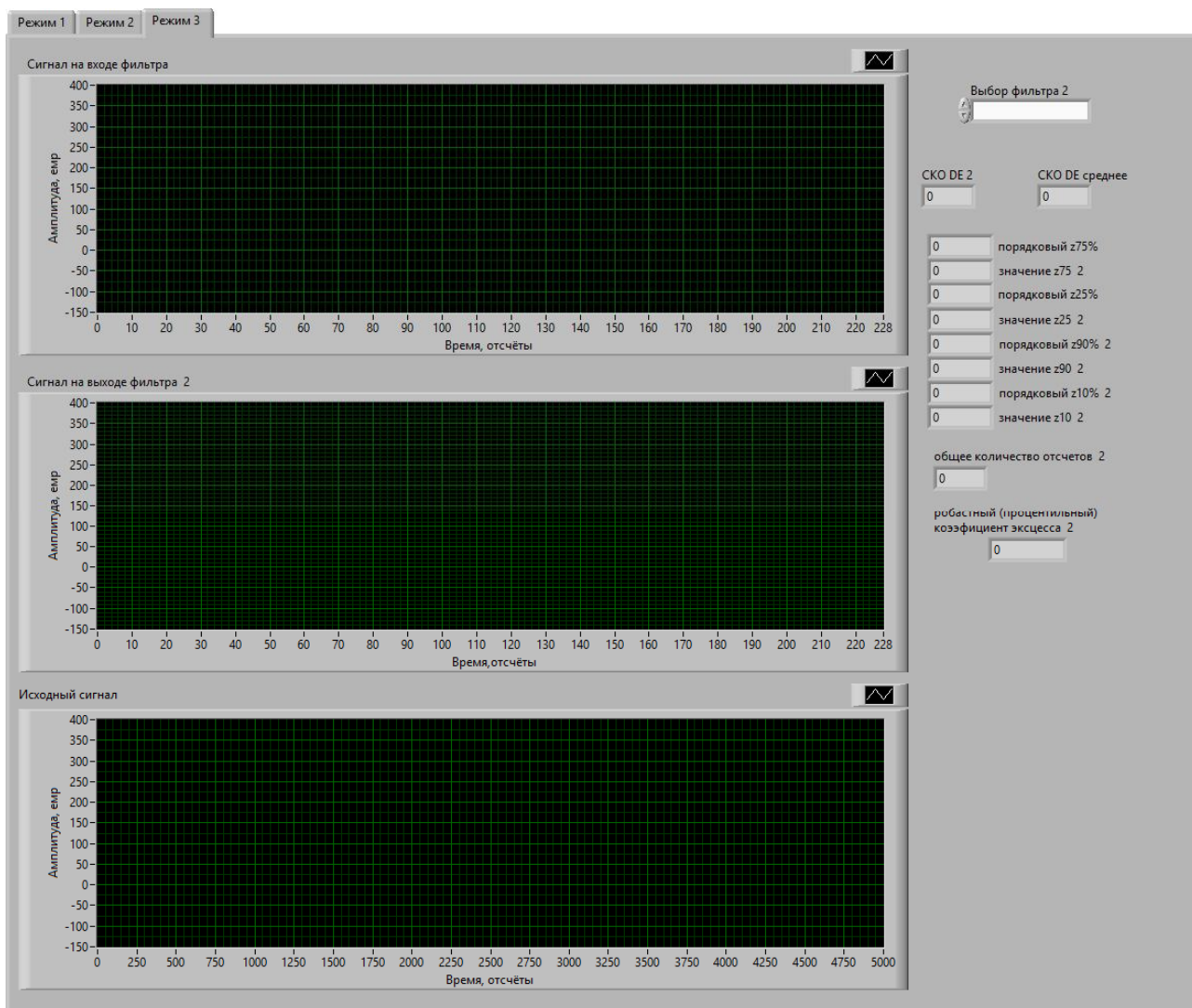


Рисунок 2.17– Лицевая панель системы тестирования фильтров в режиме 3

В результате тестирования формируется матрица эффективности фильтра, представляющая собой набор оценок эффективности для помех различного вида и интенсивности.

Блок-диаграмма виртуального прибора «Система тестирования алгоритмов подавления помех в ЭКС» изображена на рисунке 2.18.

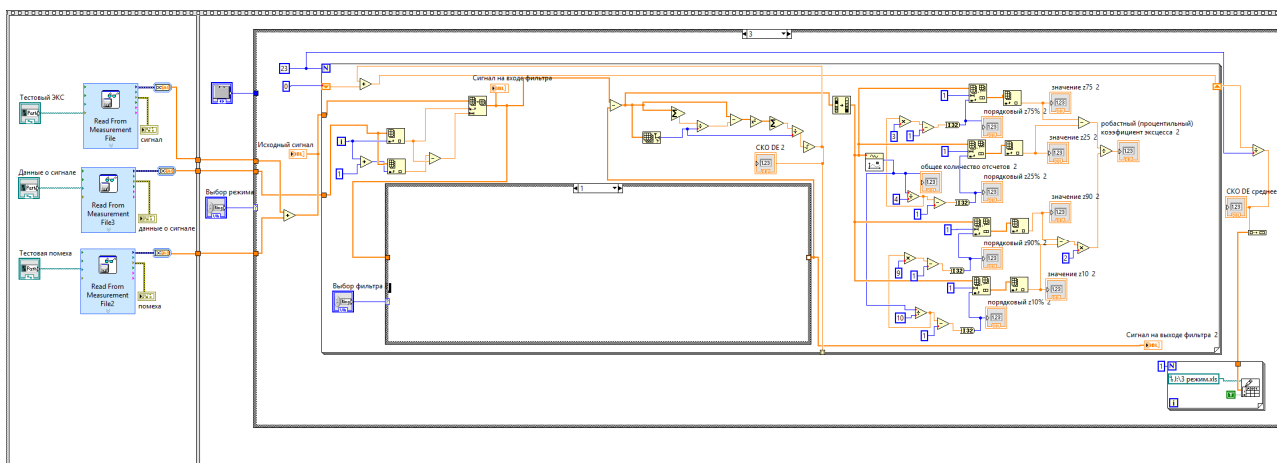


Рисунок 2.18 – Блок-диаграмма системы тестирования алгоритмов подавления помех

2.5 Моделирование фильтров

Итак, ранее проведенные исследования и обзор литературы [22, 23, 24] позволили выбрать несколько алгоритмов подавления ВЧ помех (или фильтров):

- фильтр Баттерворта (ФБ) 2 порядка (частота среза 40 Гц);
- полиномиальный сглаживающий фильтр Савицкого-Голея(ФСГ) (размер окна 10, порядок фильтра 3);
- фильтр Ходжеса-Лемана(ФХЛ) (размер окна 5);
- α -урезанный фильтр (АУФ) (размер окна 9);
- медианный фильтр (МФ) (размер окна 1, порядок фильтра 10).

Все фильтры были смоделированы в виде виртуальных приборов (ВП) системы прикладного графического программирования LabVIEW 2010 с использованием функций из палитры Array и Mathematics [36].

Моделирование ФБ. Для моделирования данного фильтра используется стандартная функция LabVIEW: Functions/ SignalProcessing/ Filters/ Butterworth Filter.vi. Устанавливаются: порядок фильтра = 2, частота среза = 40 Гц.

Блок-диаграмма и лицевая панель ФБ представлены на рисунках 2.19 и 2.20 соответственно.

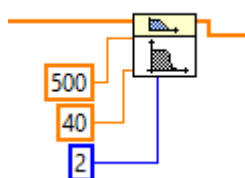


Рисунок 2.19 – Блок-диаграмма фильтра Баттерворта

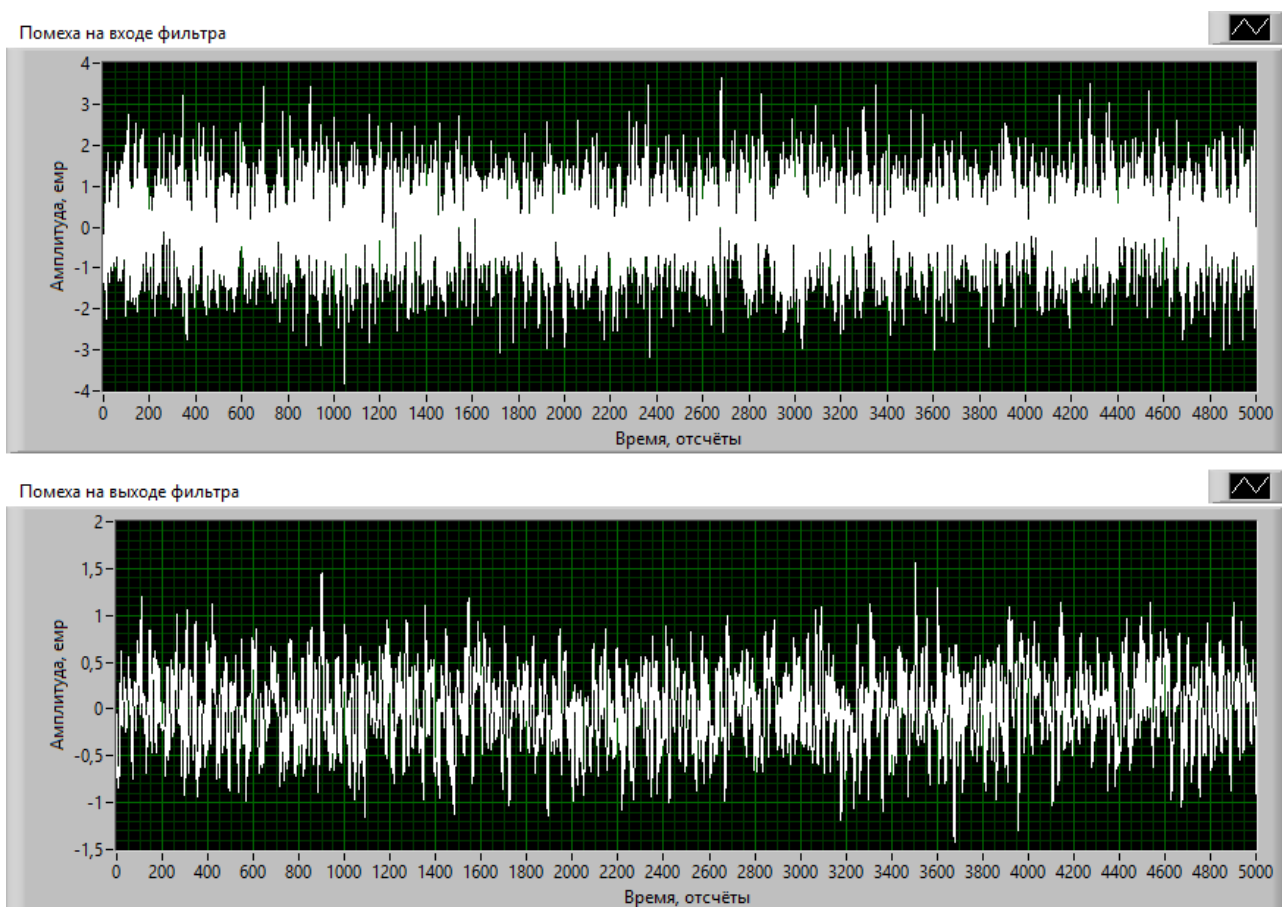


Рисунок 2.20 – Лицевая панель фильтра Баттерворта

Моделирование фильтра Савицкого-Голея. Для моделирования данного фильтра используется стандартная функция LabVIEW: Functions/ SignalProcessing/ Filters/ Savitzky-Golay Filter.vi. Устанавливаются: размер окна = 10 и порядок фильтра = 3.

Блок-диаграмма и лицевая панель ФСГ представлены на рисунках 2.21 и 2.22 соответственно.

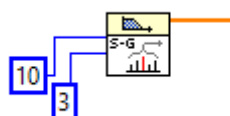


Рисунок 2.21 – Блок-диаграмма фильтра Савицкого-Голея

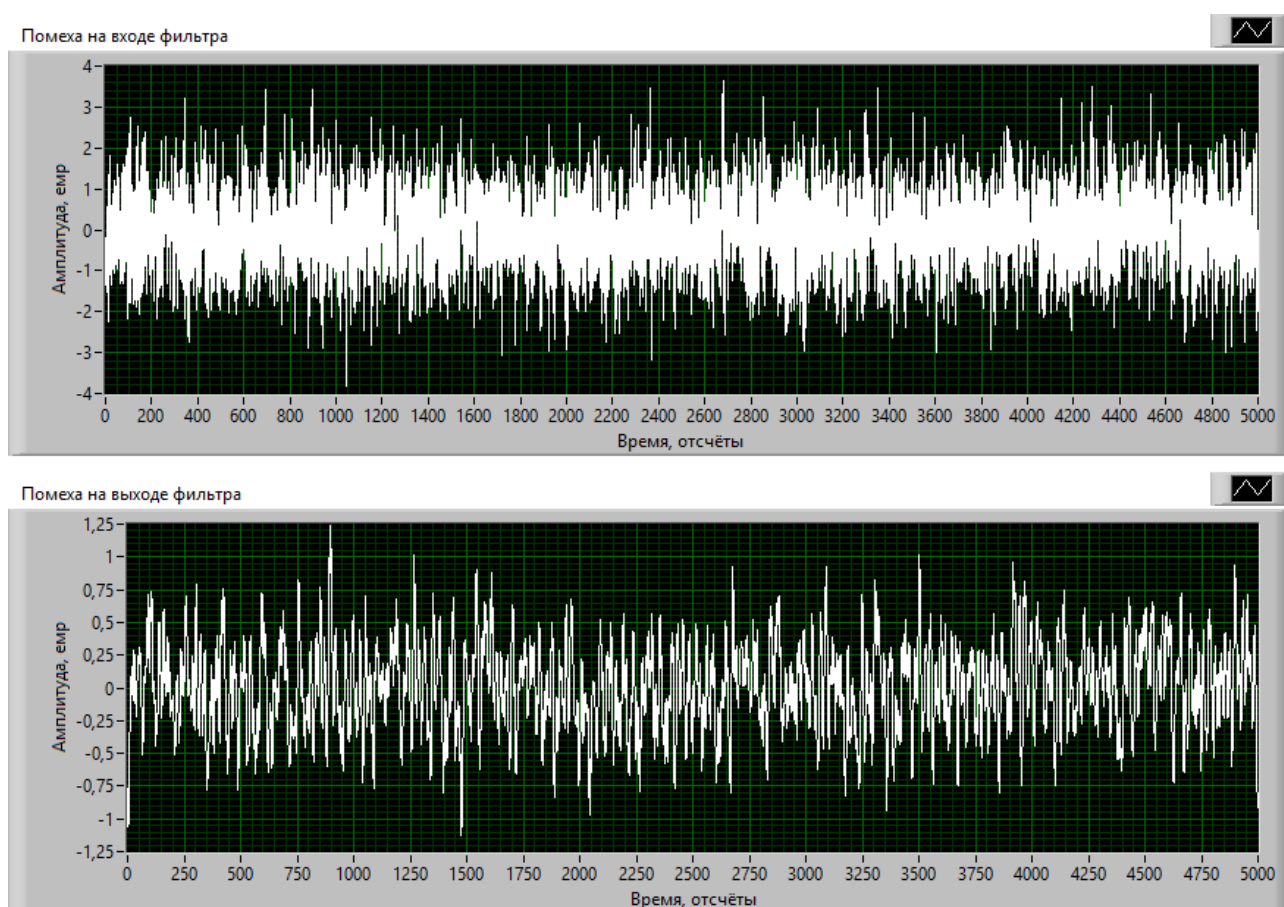


Рисунок 2.22 – Лицевая панель фильтра Савицкого-Голея

Моделирование фильтра Ходжеса-Лемана. Работа данного фильтра основывается на вычислении робастной R-оценки – оценки Ходжеса-Лемана (HL). При четном n она имеет вид [37]:

$$X_{HL} = \text{med} \left\{ X_1; X_2; \dots; X_n; \frac{X_1 + X_n}{2}; \frac{2 + X_{n-1}}{2}; \frac{X_{n/2} + X_{(n+2)/2}}{2} \right\}. \quad (2.21)$$

Для того, чтобы на практике применить ФХЛ, необходимо из заданной выборки выбрать интервал, который будет являться скользящим окном. Выбираем окно, равное 5. Из этих значений находим обычную медиану с помощью внутреннего, автоматического прибора. Затем найдем среднее значение между первым и последним числом в интервале, и между вторым и предпоследним. Из данных значений найдем медиану, которой заменим центральное число из нашего скользящего окна- интервала, то есть отбрасываются первые два числа и получается новая выборка с новым первым значением. Эту операция будет повторяться циклично до тех пор, пока не достигнет финального значения выборки. Выборка сигнала считывается элементом ReadFromMeasurementFile. Из первоначального массива выбираются два первых значения при помощи DeleteFromArray 1, к которым в конце каждого цикла будет прибавляться полученное значение (рисунок 2.23).

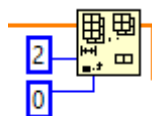


Рисунок 2.23 – Загрузка ЭКС и вычитание 2-х первых значений

Далее ЭКС поступает в цикл. Цикл выполняет функцию скользящего окна. При помощи элемента DeleteFromArray 2 в цикле выбираются 5 элементов, начиная с i -того, где i – счетчик цикла. Затем при помощи элемента Sort 1DArray 1 выборка из пяти элементов ранжируется. IndexArray 2 и IndexArray 3 выбирают первое и последнее числа выборки, IndexArray 4 и

IndexArray 5 – второе и предпоследнее. Элементы Add 1и Add 2 складывают первое и последнее числа, второе и предпоследнее соответственно. Divide 1, Divide 2 делят полученные числа пополам. При помощи элементов ReplaceArraySubset 1, ReplaceArraySubset 2 полученные числа дописываются в начало выборки из 5 чисел. Sort 1DArray 2 – снова ранжирует полученную выборку, уже из 7 значений. DeleteFromArray 3 – выбирает центральное значение, т.е. медиану. В конечном итоге получается массив, состоящий из медиан по формуле Ходжеса-Лемана (рисунок2.24).

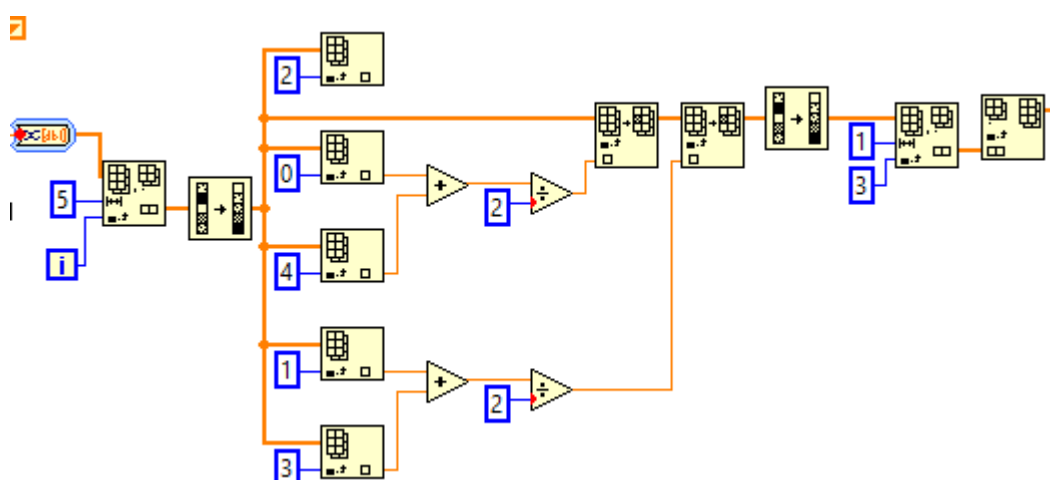


Рисунок 2.24 – Массив медиан по формуле Ходжеса-Лемана

При помощи элемента InsertToArray 1 к первым двум числам первоначального массива из N-отсчетов дописывается полученный результат. На WaveFromGraph выводится график медианы по формуле Ходжеса-Лемана.

Блок-диаграмма и лицевая панель ФХЛ представлены на рисунках 2.25 и 2.26 соответственно.

счет усреднения лишь тех значений, порядковые номера которых попадают в интервал $[n/2 - N_{\alpha 1}; n/2 + N_{\alpha 2}]$, где $N_{\alpha 1}$ и $N_{\alpha 2}$ – параметры усечения:

$$X_{\alpha} = \frac{1}{N_{\alpha 1} + N_{\alpha 2} + 1} \sum_{i=\frac{n}{2}-N_{\alpha 1}}^{\frac{n}{2}+N_{\alpha 2}} X_{(i)}. \quad (2.22)$$

Для того, чтобы на практике применить АУФ, необходимо из заданной выборки выбрать интервал, который будет являться скользящим окном. Выбирается окно, равное 9. Далее ранжируются значения в массиве и отбрасываются от него 2 максимальных и 2 минимальных значения.

Оставшиеся элементы усредняются, и новое значение отсчета выводится на экран. Описанные ранее процедуры заключаются в цикл.

Исходный сигнал поступает в цикл, в котором формируется скользящее окно при помощи элемента IndexArray (рисунок 2.27).

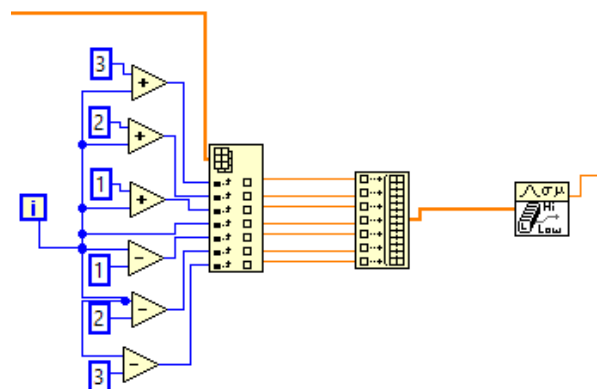


Рисунок 2.27 – Загрузка ЭКС и формирование скользящего окна

Далее с помощью элемента Sort 1D Array значения массива в окне ранжируются, 2 максимальных и 2 минимальных значения отбрасываются. Затем оставшиеся значения усредняются, и новое значение отсчета выводится на экран.

Блок-диаграмма и лицевая панель АУФ представлены на рисунках 2.28 и 2.29 соответственно.

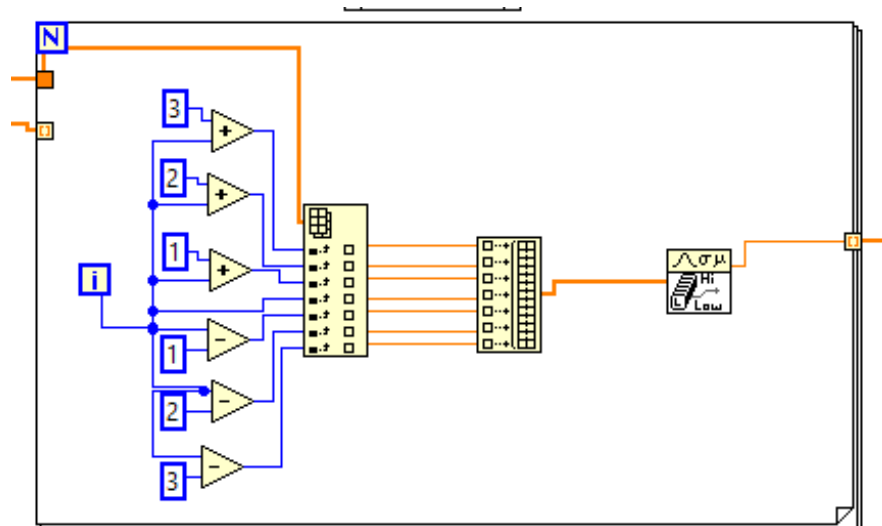


Рисунок 2.28– Блок-диаграмма α -урезанного фильтра

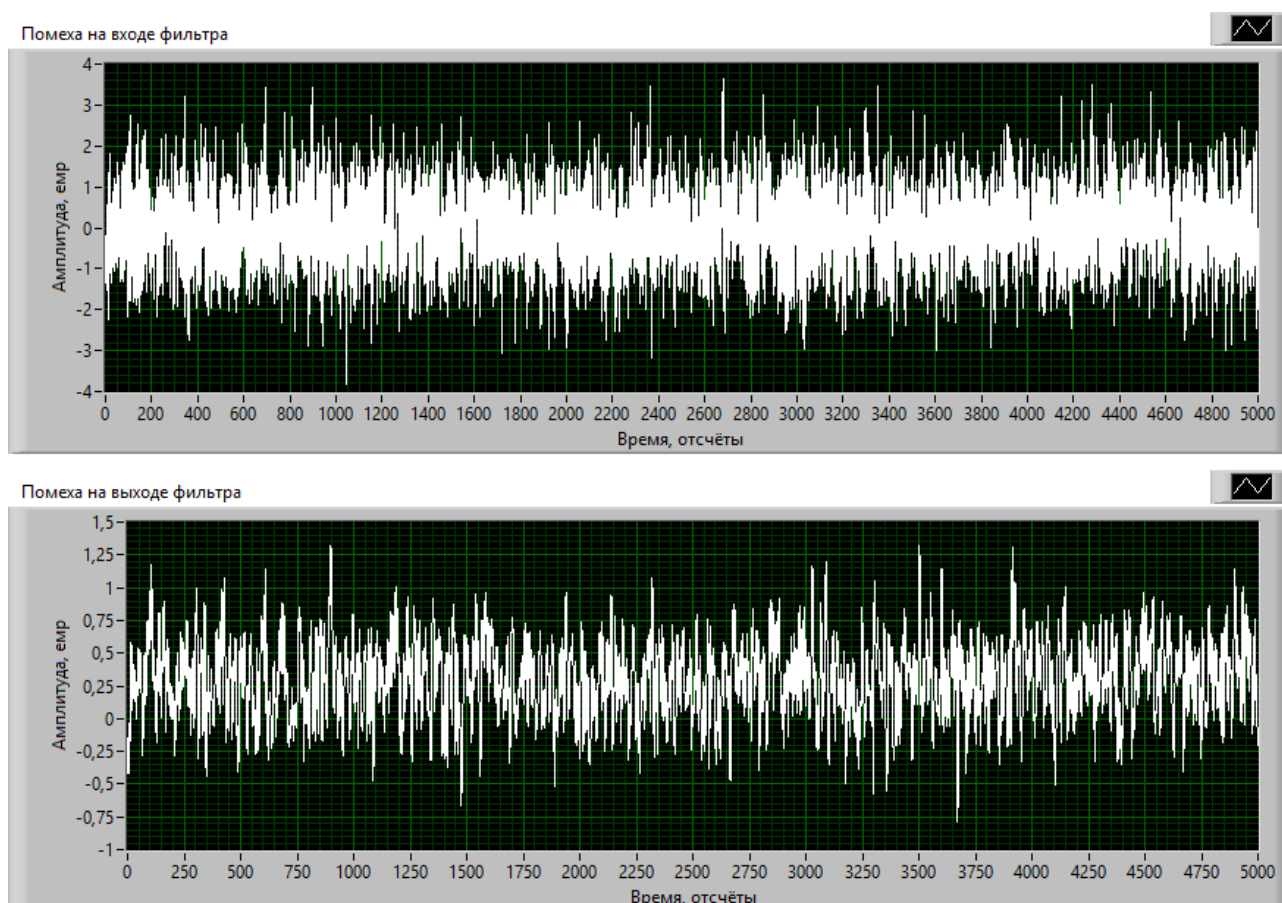


Рисунок 2.29 – Лицевая панель α -урезанного фильтра

Моделирование медианного фильтра. Медианная оценка (median), представляет собой центральный элемент упорядоченной выборки, если n -

нечетное, и полусумму $n/2$ -й и $(n/2)+1$ -й порядковых статистик, если n – четное[15]. Другими словами, для нечетного количества порядковых статистик весовой вектор имеет вид:

$$a_i = \begin{cases} 1, & \text{если } i = \frac{(n+1)}{2} \\ 0, & \text{если } i \neq \frac{(n+1)}{2} \end{cases} \quad (2.23)$$

Для четного числа элементов:

$$a_i = \begin{cases} 0,5, & \text{если } i = \frac{n}{2}; i = \frac{n}{2} + 1 \\ 0, & \text{иначе} \end{cases} \quad (2.24)$$

Загружаемый сигнал «ReadFromMeasurementFile» поступает на элемент «Median Filter.vi» - готовую подпрограмму среды LabVIEW. Данное действие осуществляется благодаря элементу «NumericProperties». Ширина окна равно 5.

Блок-диаграмма и лицевая панель МФ представлены на рисунках 2.30 и 2.31 соответственно.

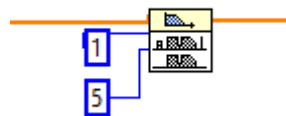


Рисунок 2.30–Блок-диаграмма медианного фильтра

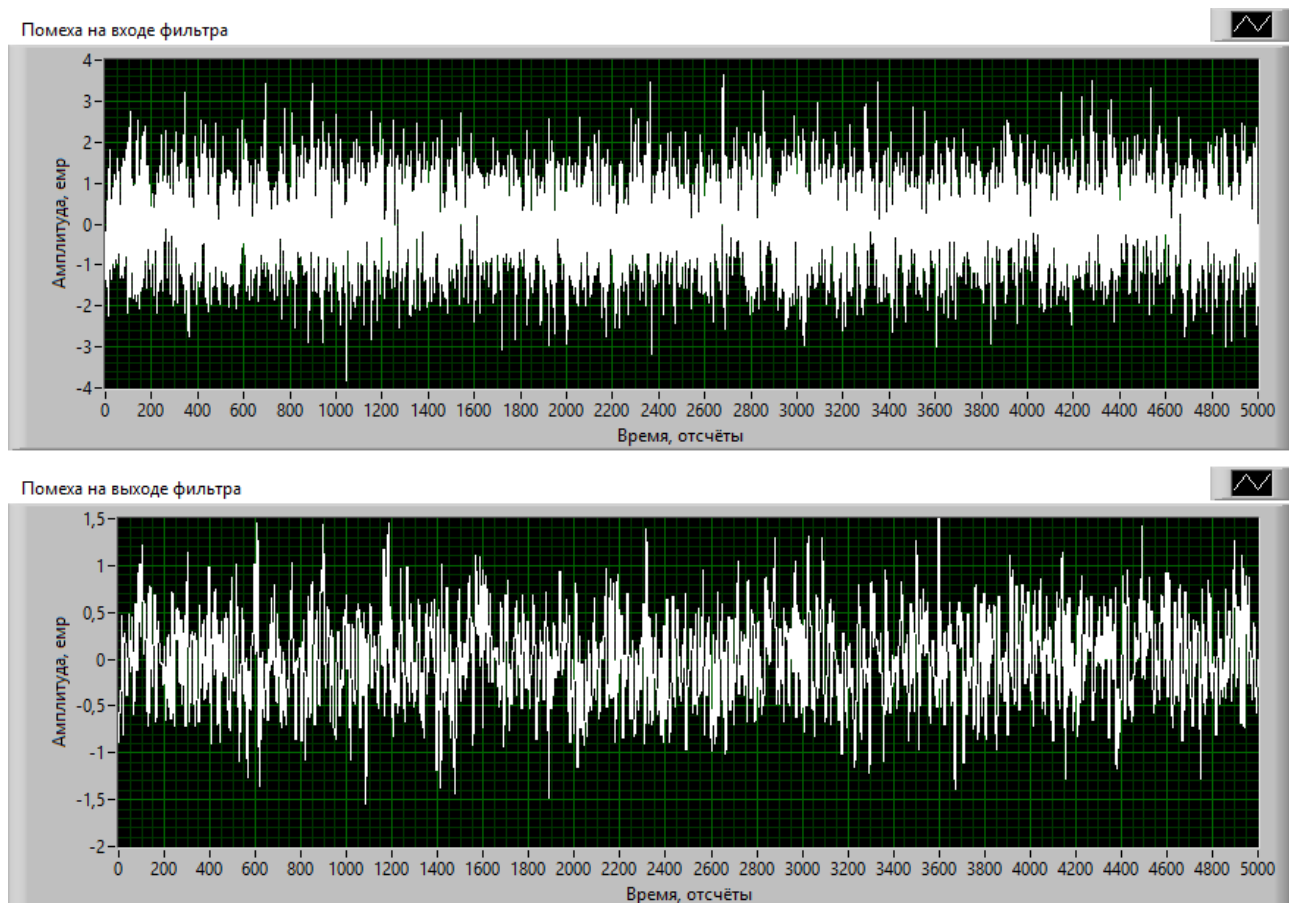


Рисунок 2.31 – Лицевая панель медианного фильтра

Таким образом, для оценки эффективности различных алгоритмов подавления помех (фильтров) в ЭКС сначала были выбраны основные критерии эффективности: КПП, оценивающий степень подавления помех и СКО, учитывающее искажение сигнала, и создана испытательная база данных, включающая в себя один тестовый ЭКС длительностью в 10 секунд (частота дискретизации 5000 отсчетов/с), массив меток границ отдельных участков этого ЭКС и по 10 выборок четырех видов помех: Gauss, Multi2, Multi3 и Mix0,1. Затем была разработана система тестирования алгоритмов подавления помехи выбраны фильтры для тестирования.

Разработанная система состоит из трех режимов. В режиме 1 оценивается степень подавления помех, режим 2 учитывает оценку искажения тестового ЭКС, а в режиме 3 проводится оценка искажения тестового ЭКС с учетом остаточной помехи.

Созданная система тестирования обеспечивает:

- быстрый и удобный выбор режимов работы;
- загрузку тестового ЭКС, массива меток границ отдельных участков тестового ЭКС и тестовой помехи;
- формирование входного сигнала для исследуемого фильтра;
- вычисление критериев эффективности и формирование матрицы эффективности фильтра (МЭФ).

Сформированные матрицы сохраняются в виде файлов MSExcel и представляют собой набор оценок эффективности для помех различного вида и интенсивности, в результате чего тестовая система позволяет выбрать для различных сигнально/помеховых ситуаций наиболее качественную фильтрующую процедуру в соответствии с требованиями и ограничениями.

Для оценки работоспособности системы, необходимо провести тестирование алгоритмов подавления помех в ЭКС.

3 ТЕСТИРОВАНИЕ АЛГОРИТМОВ ПОДАВЛЕНИЯ ПОМЕХ В ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛАХ

Тестирование смоделированных ранее фильтров проводилось в трёхрежимах. В первом режиме определялись СКО остаточной помехи и КПП. Во втором и третьем режимах определялись искажения тестового ЭКС.

Для тестирования были взяты смоделированные ранее отдельные фильтры: фильтр Баттерворта (ФБ), фильтр Савицкого-Голея (ФСГ), фильтр Ходжеса-Лемана (ФХЛ), пятиточечный медианный фильтр (Med5) и альфа-урезанный фильтр (АУФ).

В качестве моделей помех были использованы выборки чисел с гауссовским распределением (модель Gauss) и симметричными распределениями с «тяжелыми» хвостами: произведение двух нормальных независимых случайных величин с нулевыми математическими ожиданиями (модель Multi2); произведение трех нормальных независимых случайных величин с нулевыми математическими ожиданиями (модель Multi3); составное распределение с вероятностью $P_3=0,1$ появления в выборке выбросов (модель Mix0,1).

3.1 Тестирование в режиме 1

Были сгенерированы выборки по 5000 отсчетов помех каждого вида (с нулевым математическим ожиданием и единичной дисперсией), которые подавались на вход каждого из фильтров. На выходе фильтра определялись СКО остаточной помехи ($СКО_2$) и КПП случайной помехи. Результаты занесены в таблицу 3.1.

Таблица 3.1 – СКО остаточной помехи и КПП для отдельных фильтров

Вид помехи	Критерий	ФБ	ФСГ	ФХЛ	Med5	АУФ
Gauss	СКО ₁	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	СКО ₂	0,41	0,33	0,56	0,46	0,29
	КПП	2,43	3,07	1,78	2,19	3,51
Multi2	СКО ₁	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02
	СКО ₂	0,41	0,33	0,45	0,26	0,26
	КПП	2,49	3,14	2,22	3,93	3,88
Multi3	СКО ₁	1,79	1,79	1,79	1,79	1,79
	СКО ₂	0,73	0,58	0,66	0,24	0,47
	КПП	2,44	3,08	2,69	7,52	3,79
Mix0,1	СКО ₁	1,87	1,87	1,87	1,87	1,87
	СКО ₂	0,78	0,61	0,66	0,50	0,49
	КПП	2,40	3,06	2,80	3,75	3,79

Чем больше КПП, тем лучше происходит подавление помехи.

По результатам тестирования видно, что нелинейные фильтры обладают более высокими КПП даже для помех, имеющих гауссовское распределение.

Наилучшим КПП для помехобладают:

- Gauss – АУФ и ФСГ;
- Multi2, Multi3 и Mix0,1 – АУФ и Med5.

3.2 Тестирование в режиме 2

На входы тех же фильтров подавался тестовый ЭКС без помех и вычислялось среднеквадратическое отклонение массива дискретных отклонений (СКО массива DE) на информативном участке ЭКС. СКО массива DE характеризует среднеквадратическое отклонение распределения DE относительно центра распределения (нулевого значения). При этом DE интерпретируются как погрешности. Результаты занесены в таблицу 3.2.

Таблица 3.2 – СКО массива DE для отдельных фильтров

Критерий	ФБ	ФСГ	ФХЛ	Med5	АУФ
СКО массива DE	41,36	8,61	12,21	28,89	35,11

С увеличением СКО массива DEувеличивается искажение сигнала, в результате чего сделан вывод, что наименьшим искажающим эффектом обладают ФСГ иФХЛ.

3.3 Тестирование в режиме 3

На входы тех же фильтров подавался тестовый ЭКС с различными помехами (модели Gauss,Multi2, Multi3, Mix0,1), затем оценивалось среднеквадратическое отклонение массива дискретных отклонений (СКО массиваDE) на одном информативном участке ЭКС, после чего происходило его усреднение для всего сигнала (среднее СКО массива DE).Помехи подавались с СКО=1. Результаты исследования приведены в таблице3.3. Также были проведены исследования с помехами, имеющими СКО=10. Результаты представлены в таблице 3.4. Графические изображения ЭКС с помехами, имеющими СКО = 10, до и после фильтрации, представлены в приложении А.

Таблица 3.3 – Искажение смеси тестового ЭКС с помехой(СКО помехи=1)

	Критерий	ФБ	ФСГ	ФХЛ	Med5	АУФ
Gauss	Среднее СКОДЕ	25,37	6,24	8,08	18,02	21,64
Multi2	Среднее СКОДЕ	25,38	6,29	8,10	18,05	21,69
Multi3	Среднее СКОДЕ	25,72	6,72	8,48	18,46	22,02
Mix0,1	Среднее СКОДЕ	25,78	6,71	8,53	18,46	22,04

Таблица 3.4 – Искажение смеси тестового ЭКС с помехой(СКО помехи=10)

	Критерий	ФБ	ФСГ	ФХЛ	Med5	АУФ
Gauss	Среднее СКОДЕ	27,51	12,09	13,55	21,11	23,42
Multi2	Среднее СКОДЕ	100,28	86,25	134,53	90,52	91,31
Multi3	Среднее СКОДЕ	1654,11	1488,58	2225,61	1560,69	1506,73
Mix0,1	Среднее СКОДЕ	35,92	19,31	34,83	29,00	31,47

По результатам исследований искажения тестового ЭКС с СКО помехи $=1$ и СКО помехи $=10$ были сделаны выводы, что наименьшим искажающим эффектом обладают ФСГ и ФХЛ.

По 2 и 3 этапам тестирования отдельных фильтров сделаны следующие выводы:

- АУФ наиболее эффективно подавляет как гауссовские помехи, так и помехи «с тяжелыми хвостами», но приводит к большому искажению сигнала;
- ФХЛ обеспечивает минимальное искажение при всех видах помех, но обладает низким показателем помехоподавления;
- ФСГ обладает наименьшим искажающим эффектом, и хорошо подавляет помехи, лишь немного уступая АУФ.

По итогам тестирования фильтров было установлено, что в рассмотренных сигнально-помеховых ситуациях при воздействии использованных помех разных видов наибольшей эффективностью обладает ФСГ.

Таким образом, созданная система тестирования позволяет сравнивать фильтры с точки зрения помехоподавления и искажения сигнала, а использование критериев количественно оценивать их эффективность.

Однако однозначного ответа о выборе фильтра эта система не дает. Этот выбор должен совершить исследователь, опираясь на стратегию своего исследования, например, максимальное подавление помех или минимальное искажение формы ЭКС.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения дипломной работы были изучены структура, основные параметры и характеристики электрокардиосигнала, механизм его генерации в организме и основные особенности.

Проведен анализ основных видов помех, возникающих при регистрации, рассмотрены причины их появления и основные методы и алгоритмы подавления этих помех в ЭКС.

В рамках дипломного проектирования была обоснована необходимость разработки методики оценки эффективности алгоритмов подавления помех в ЭКС, а затем разработана эта методика, включающая в себя выбор критериев эффективности, разработку базы тестовых сигналов и помех, разработку программных средств тестирования и определение порядка тестирования.

Была создана система тестирования алгоритмов подавления помех в системе графического программирования LabVIEW. Система состоит из трех режимов. В режиме 1 оценивается степень подавления помех, режим 2 обеспечивает оценку искажения тестового ЭКС, а в режиме 3 проводится оценка искажения тестового ЭКС с учетом остаточной помехи. В результате тестирования формируется матрица эффективности фильтра, представляющая собой набор оценок эффективности для помех различного вида и интенсивности.

С помощью данной системы было проведено тестирование пяти смоделированных алгоритмов подавления помех. Для оценки их эффективности использовалась созданная испытательная база данных, которая включает в себя один тестовый ЭКС длительностью в 10 секунд (частота дискретизации 5000 отсчетов/с), массив меток границ отдельных участков этого ЭКС и по 10 выборок четырех видов помех: Gauss, Multi2, Multi3 и Mix0,1.

В результате был сделан вывод, что созданная система тестирования позволяет сравнивать фильтры с точки зрения помехоподавления и искажения

сигнала, а использование критериев количественно оценивать их эффективность.

Тестовая система позволяет выбрать для различных сигнально/помеховых ситуаций наиболее качественную фильтрующую процедуру, которая эффективно подавляет помехи на информативных участках ЭКС. В свою очередь, эффективность подавления помех характеризуется коэффициентом подавления случайной помехи и среднеквадратическим отклонением массива $Z(t)$ для локальных участков ЭКС от центра распределения Z_0 .

Разработанная методика позволяет повысить достоверность электрокардиографической диагностики в применении систем различного назначения.

Таким образом, все поставленные задачи выполнены, следовательно, цель достигнута.

Перспективой дальнейшей разработки является модификация созданной системы тестирования алгоритмов подавления помех в ЭКС, заключающейся в автоматическом получении однозначного ответа о выборе фильтра в конкретной сигнально-помеховой ситуации. Это позволит повысить достоверность кардиологической диагностики и, соответственно, улучшить результаты лечения и показатели здоровья населения.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Официальный сайт ВОЗ. Всемирный атлас профилактики сердечно-сосудистых заболеваний и борьбы с ними. Политика, стратегия и меры борьбы. Редакторы: ShanthiMendis, PekkaPuska, BoNorrving. [Электронный ресурс] – Электрон., текстовые дан. – Режим доступа: http://www.who.int/cardiovascular_diseases/publications/atlas_cvd/ru/ – Загл. с экрана.
2. Кривоногов, Л.Ю. Методы и алгоритмы помехоустойчивой обработки электрокардиографической информации. Дисс. на соиск. уч. степ. к.т.н. –Пенза, 2003.
3. Мурашко, В.В. Электрокардиография: учебн. пособие. / В.В. Мурашко, А.В. Струтынский – 5-е издание. – М.: МЕДпресс-информ, 2001.
4. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. / Пер. с англ. под ред. А.П. Немирко. – М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007.
5. ХаркевичД.А. Фармакология: Учебник. – 9-еизд., перераб.,доп. И испр. – М.:ГЭОТАР-Медиа, 2006 – 736 с.
6. Физиология сердца (уч. пособие). Барабанова С.В., Евлахов В.И. и др / Под ред. Б.И.Ткаченко – С.Петербург, 1998.
7. Хэмптон Дж.Р. Основы ЭКГ: пер. с англ. – М.: Мед. лит., 2006 – 224 с.
8. Зудбинов Ю. И. Азбука ЭКГ. Изд. 3-е. Ростов-на-Дону: из-во «Феникс», 2003. – 160 с.
9. Федюкович Н. И. Анатомия и физиология человека: Учебное пособие. Изд. 2-е. – Ростов н/Д: из-во: «Феникс», 2003. – 416 с.
10. Истомина, Т.В., Кривоногов, Л.Ю. Вопросы измерения параметров биологических сигналов // Информационно-измерительная техника: Межвуз. сб. науч. тр. – Пенза: Изд-во Пенз. гос. ун-та, 1998. – Вып. 23. – С. 53–59.
11. Барановский А. Л., Калиниченко А. И. и др. Кардиомониторы. Аппаратура непрерывного контроля ЭКГ. – М.: Радио и связь, 1993. 112 с.

12. Clifford G. D., Azuaje F, McSharr P. E. Advanced Methods and Tools for ECG Data Analysis. Artech House, Inc. 2006.
13. Pander T. Impulsive Noise Filtering In Biomedical Signals With Application of New Myriad Filter // Analysis of Biomedical Signals and Images: Proc. of the Int.Conf. – 2010. – V. 20. P. 94 -101.
14. Кривоногов, Л.Ю., Дадонов, А.А., Клебнева, А.Е. Адаптивный алгоритм подавления помех в электрокардиосигналах // Научные технологии и интеллектуальные системы в нанотехнологиях: сборник материалов Всероссийской молодежной конференции. – Саратов: ООО «Издательство Научная книга», 2012. – С. 35-39.
15. Зайченко, К.В.Съем и обработка биоэлектрических сигналов: Учеб. пособие / Под ред. К.В. Зайченко. СПбГУАП.СПб.,2001. 140 с.
16. Хуанг Т.С., Эклунд Дж-О., НуссбаумерГ.Дж., Зохар Ш. и др. Быстрые алгоритмы в цифровой обработке изображений. Под. ред. Т.С.Хуанга. Пер. с англ. – М.: Радио и связь, 1984. 224 с.
17. Неймарк, Ю.И. Распознавание образов и медицинская диагностика. – М.: Наука, 1972.
18. Мясникова, Н.В. Обработка сигналов в системе диагностики / Н.В. Мясникова, М.П. Берестень, М.П. Строганов; под ред Осадчего Е.П. – Пенза: Изд-во Пенз.гос.ун-та, 1997.
19. Donoho, D.L., Johnstone, I.M. Neo-classical minimax problems, thresholding, and adaptation // Bernoulli. – 1996. – №1. – P. 39-62.
20. Sedaaghi, M.H. An efficient ECG background normalization. // Proceedings of the 13th European signal processing. – 2005. – P. 5-9.
21. Аракчеев А. Г., Сивачев А. В. Электрокардиографическая техника для исследования функционального состояния сердца / Под ред. В. А. Викторова. – М.: ВНИИМП-ВИТА, 2002.– 126 с.
22. Кривоногов Л.Ю., Кривоногов В.Л. Применение адаптивной агрегации фильтров для помехоустойчивой обработки электрокардиосигналов // Сборник статей IXВсеросс. науч.-техн. конф. «Информационные и

управленческие технологии в медицине и экологии». Под. ред. Т.В. Истоминой. – Пенза: АННМО «Приволжский Дом Знаний», 2015. С.29-33.

23. Кривоногов Л.Ю., Иванчуков А.Г. Алгоритмы подавления помех для систем электрокардиодиагностики в условиях двигательной активности // Современные проблемы науки и образования. – 2015. – № 2.

24. Абрамов С. К., Картунов В.И., Лукин В.В. Нелинейная фильтрация сигналов: учеб. пособие/ Х: Нац 2007. – 78.

25. Сорокин С.В., Щербаков М.А. Сравнительный анализ методов нелинейной фильтрации сигналов и изображений.

26. Сорокин, С.В. Нелинейные алгоритмы цифровой обработки изображений на основе порядковых статистик и полиномиальной фильтрации. Дисс. на соиск. уч. степ. к.т.н. – Пенза, 2008.

27. Savitzky, A., Golay, M.J.E. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures. // Analytical Chemistry. – 1946 – vol. 36. – P. 1627-1639.

28. Джиган В.И. Адаптивная фильтрация сигналов: теория и алгоритмы/ Москва: Техносфера, 2013. – 528 с., с.15.

29. Сергиенко А.Б. Цифровая обработка сигналов: учеб. пособие. – 3-е изд. – СПб.: БХВ-Петербург, 2011. – 768 с.: ил. – (Учебная литература для вузов).

30. Кривоногов, Л.Ю., Клебнева, А.Е. Оценка качества алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах. // Биотехнические, медицинские и экологические системы и комплексы: материалы конференции. – Рязань: РГРТУ, 2012. – Ч. 2. – С. 274-279.

31. Вапник В.Н., Червоненкис А.Я. Теория распознавания образов. – М.: Наука, 1974.

32. Бодин О.Н., Кривоногов Л.Ю., Ломтев Е.А., Ожикенов К.А. Помехоустойчивая обработка электрокардиосигналов в системах неинвазивной кардиодиагностики. Монография. – Алматы: ТОО «Издательство LEM», 2016. – 216 с.

33. Кривоногов Л.Ю., Клебнева А.Е. Тестирование алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах. Материалы Межрег. научн. конф. «Актуальные проблемы медицинской науки и образования»: электронное научн. издание. – ФГУП НТЦ «Информрегистр», Депозитарий электронных изданий. – 2013. С. 502-507.
34. Кривоногов Л.Ю., Клебнева А.Е. Система тестирования алгоритмов подавления помех в электрокардиосигналах. Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. 2013. №2 (4) с. 51-57.
35. Федосов, В.П. Цифровая обработка сигналов в LabVIEW: учеб. пособие / В.П. Федосов, А.К. Нестеренко; под ред. В.П. Федосова. – М.: ДМК Пресс, 2007.
36. Суранов, А.Я. LabVIEW 8.20: Справочник по функциям. – М.: ДМК Пресс, 2007.
37. Роеенко, А.А., Лукин, В.В., Зеленский, А.А. Определение параметра сдвига выборки данных с симметричным негауссовым распределением на основе использования методов адаптивного робастного оценивания // Информационные технологии. – 2010. – №8. – С. 28-33.

ПРИЛОЖЕНИЕ А. ГРАФИЧЕСКИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ ЭКС ДО И ПОСЛЕ ФИЛЬТРАЦИИ

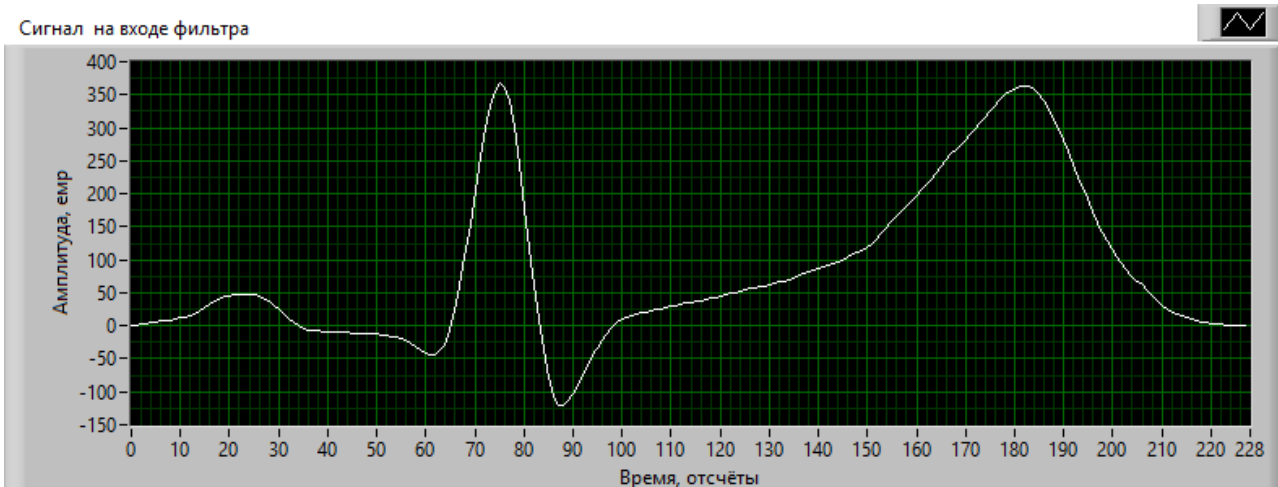


Рисунок А1 – Тестовый ЭКС (один кардиоцикл)

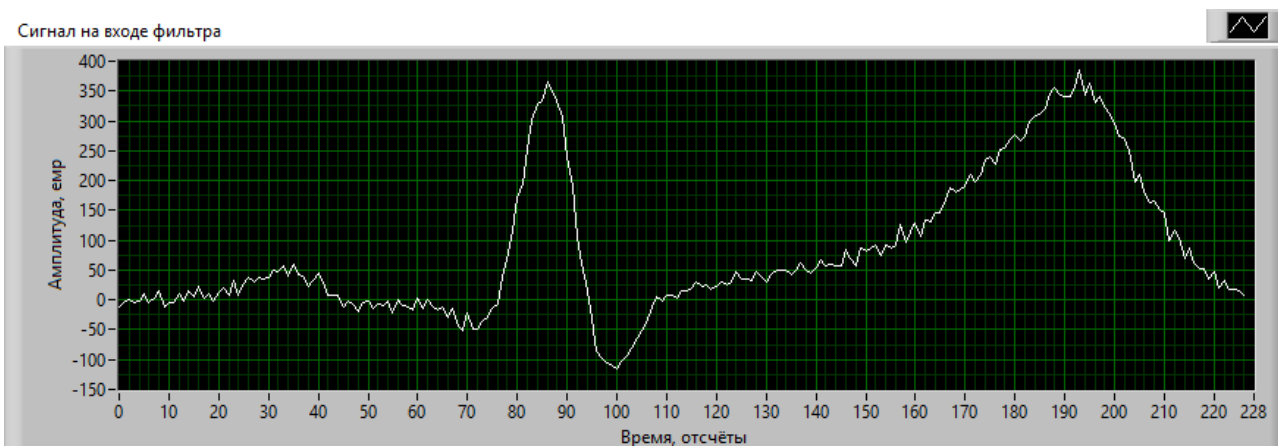


Рисунок А2 – Тестовый ЭКС с помехой Gauss (СКО=10)

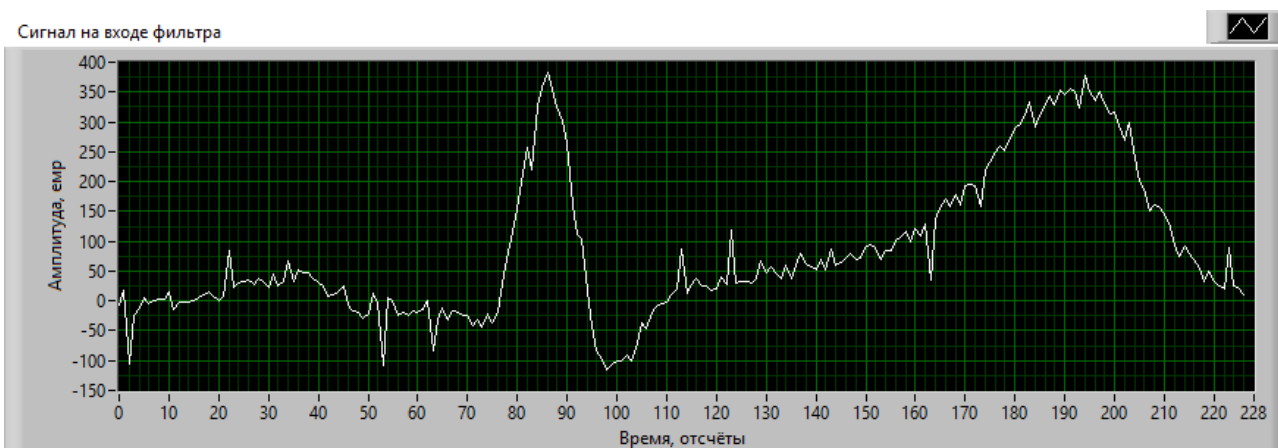


Рисунок А3 – Тестовый ЭКС с помехой Mix01 (СКО=10)

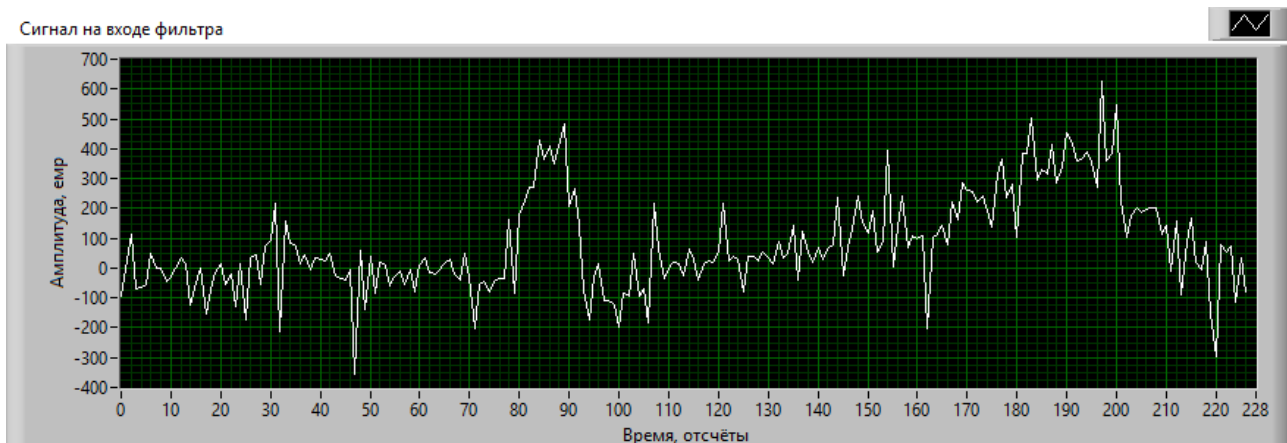


Рисунок А4 – Тестовый ЭКС с помехой Multi2(СКО=10)

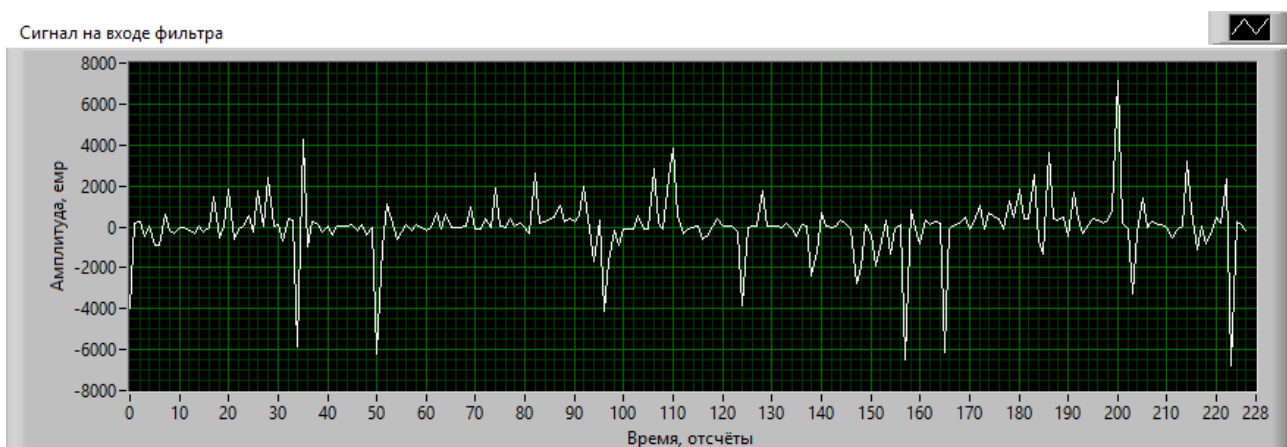


Рисунок А5 – Тестовый ЭКС с помехой Multi3(СКО=10)

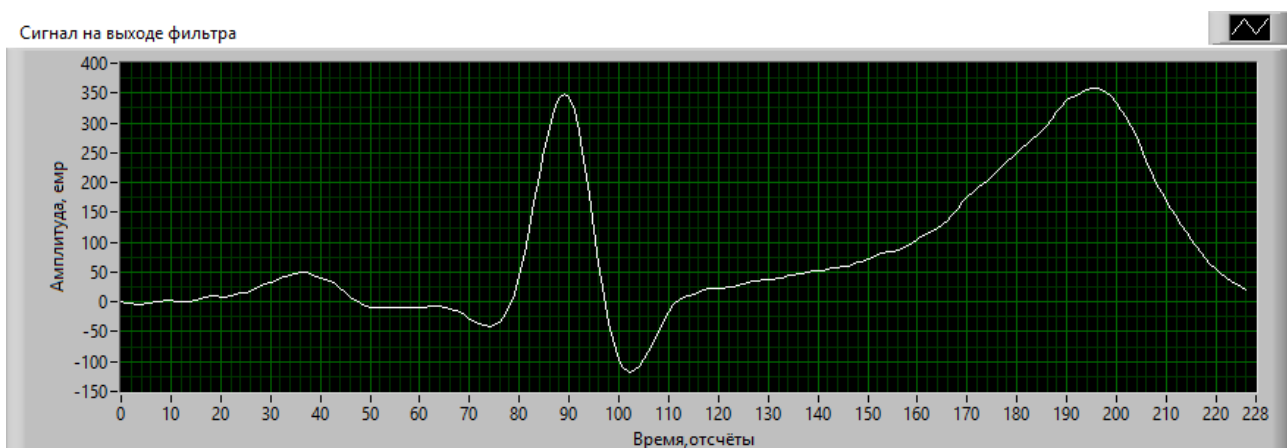


Рисунок А6 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Gauss (СКО=10) ФБ

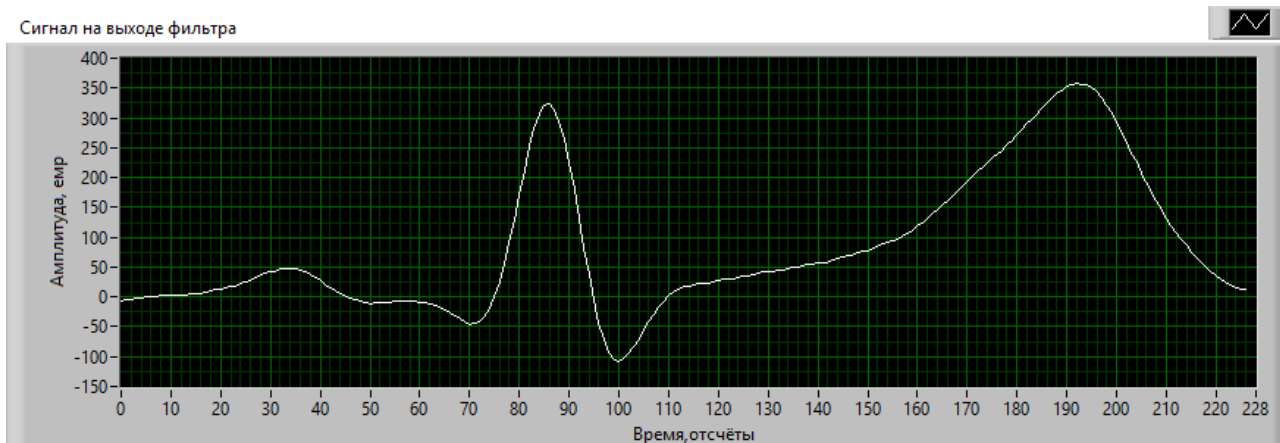


Рисунок А7 – Результат обработки ЭКС с помехой Gauss (СКО=10) ФСГ

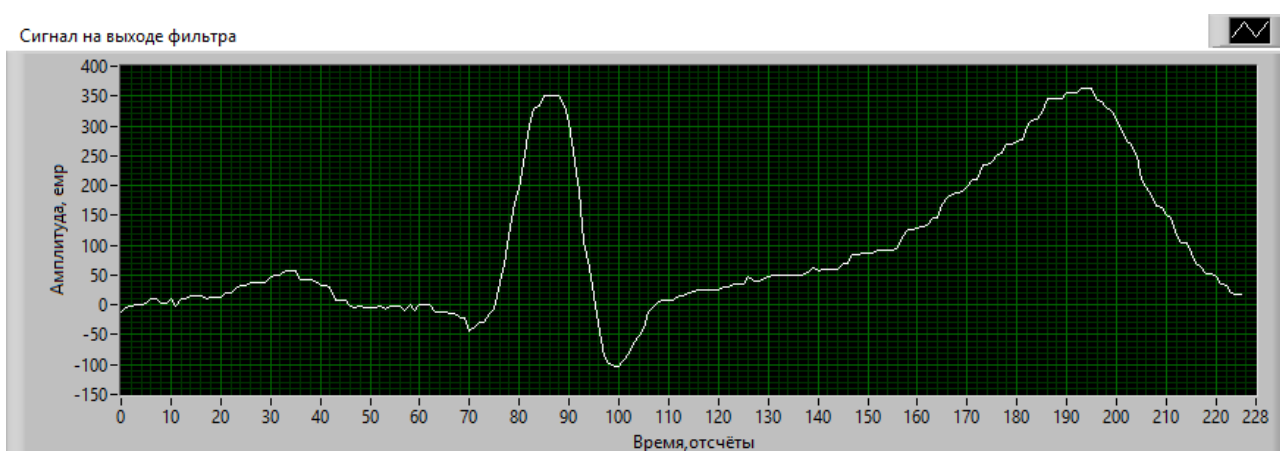


Рисунок А8 – Результат обработки ЭКС с помехой Gauss (СКО=10) ФХЛ

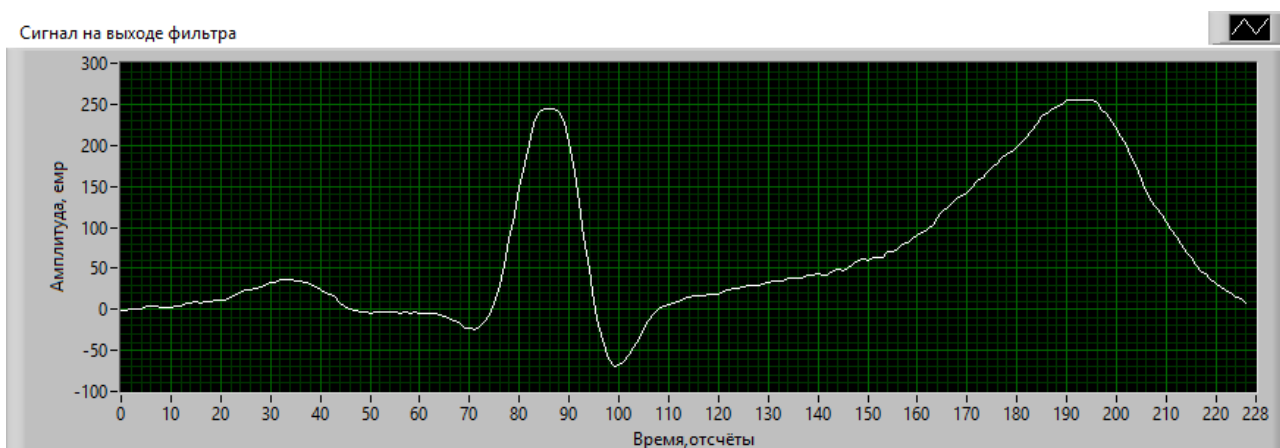


Рисунок А9 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Gauss (СКО=10) АУФ

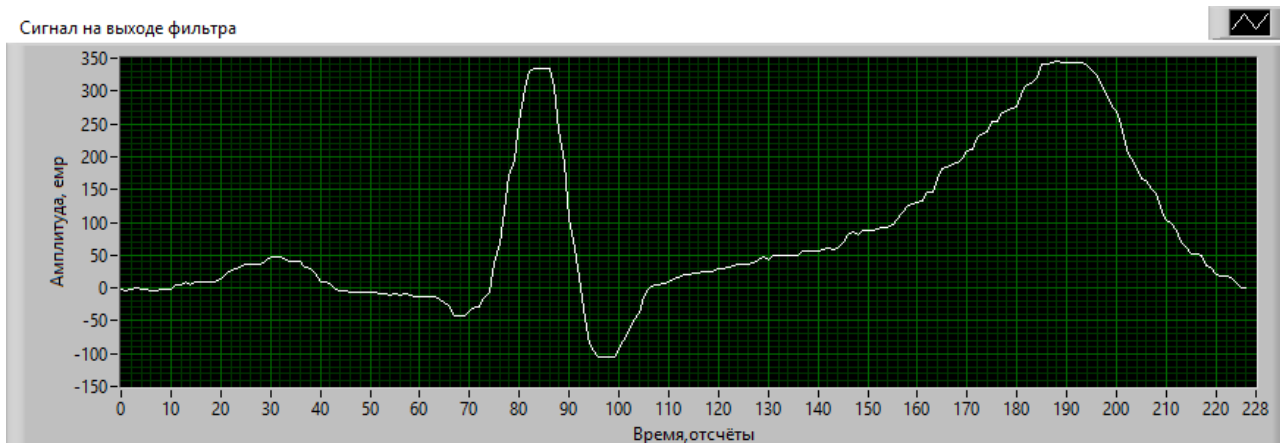


Рисунок А10 – Результат обработки ЭКС с помехой Gauss (СКО=10) МФ

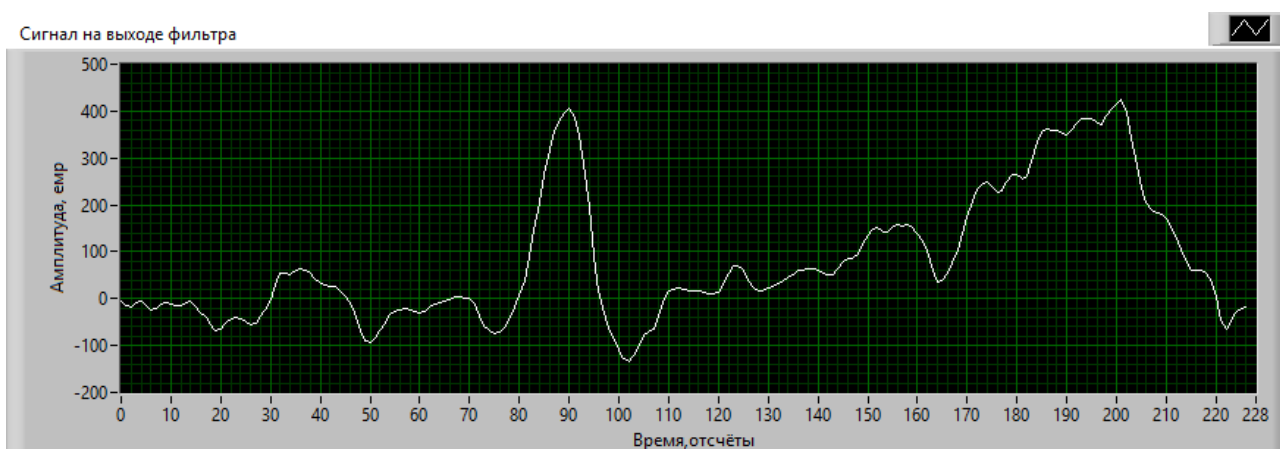


Рисунок А11 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Multi2
(СКО=10) ФБ

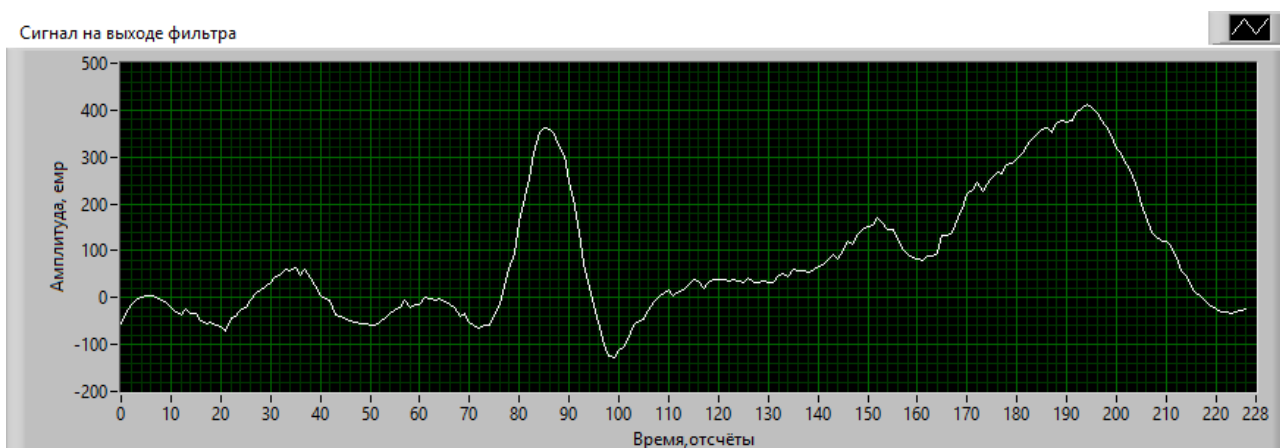


Рисунок А12 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi2 (СКО=10)
ФСГ

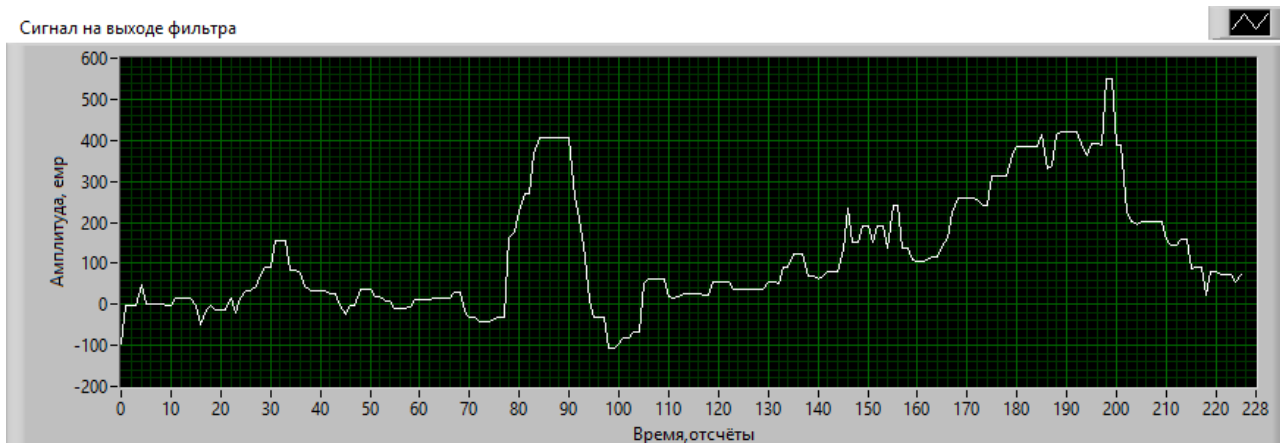


Рисунок А13 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi2 (СКО=10)
ФХЛ

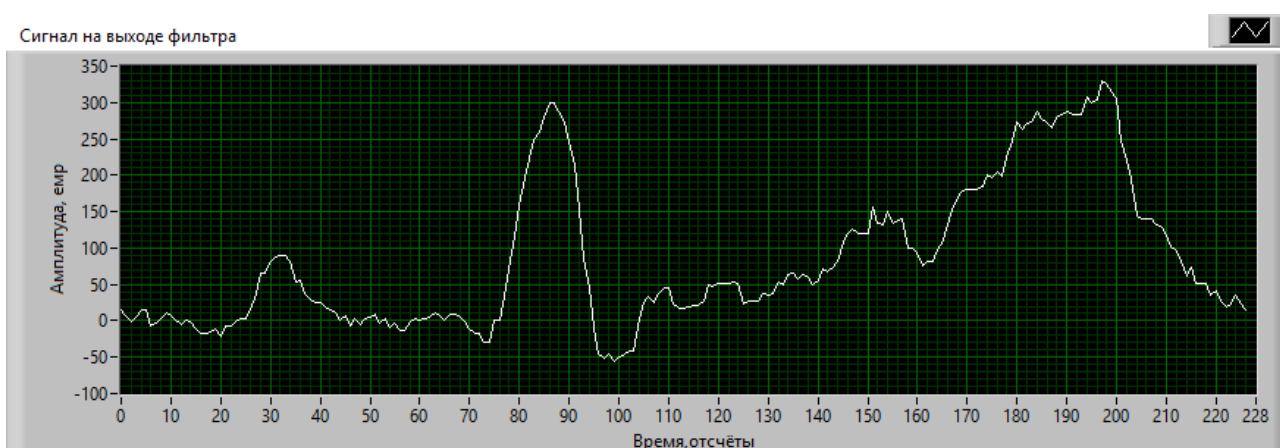


Рисунок А14 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Multi2
(СКО=10) АУФ

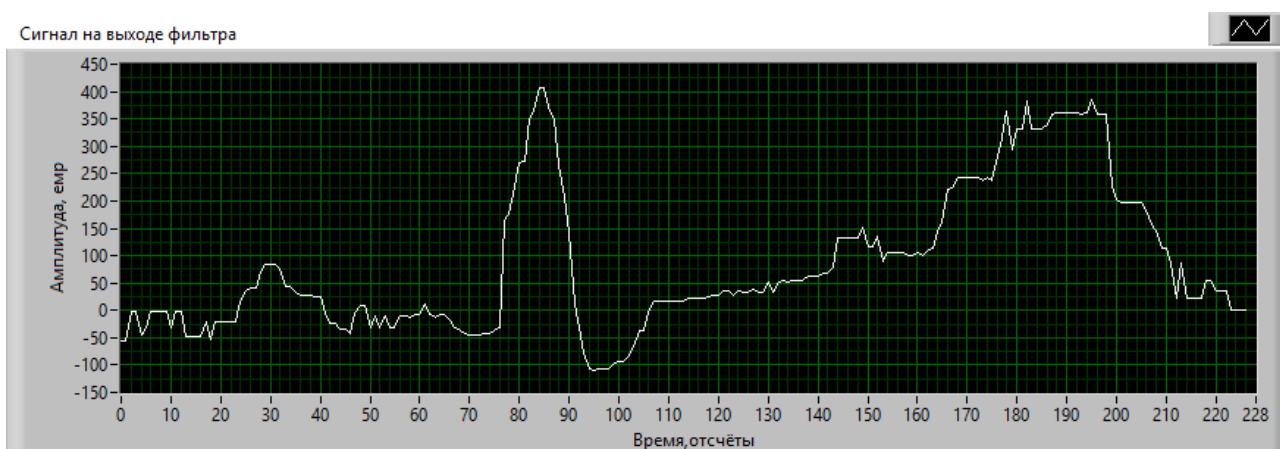


Рисунок А15 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi2 (СКО=10) МФ

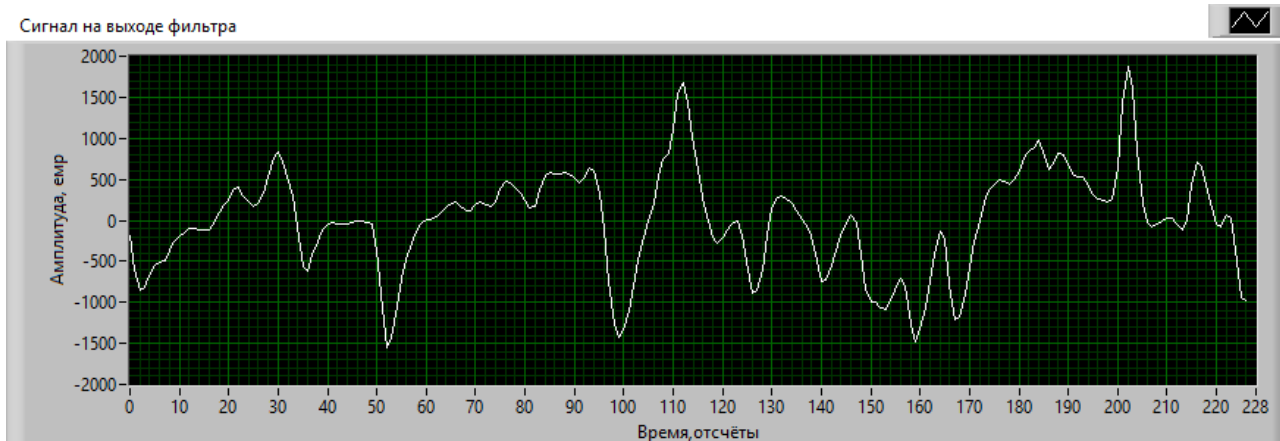


Рисунок А16 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Multi3
(СКО=10) ФБ

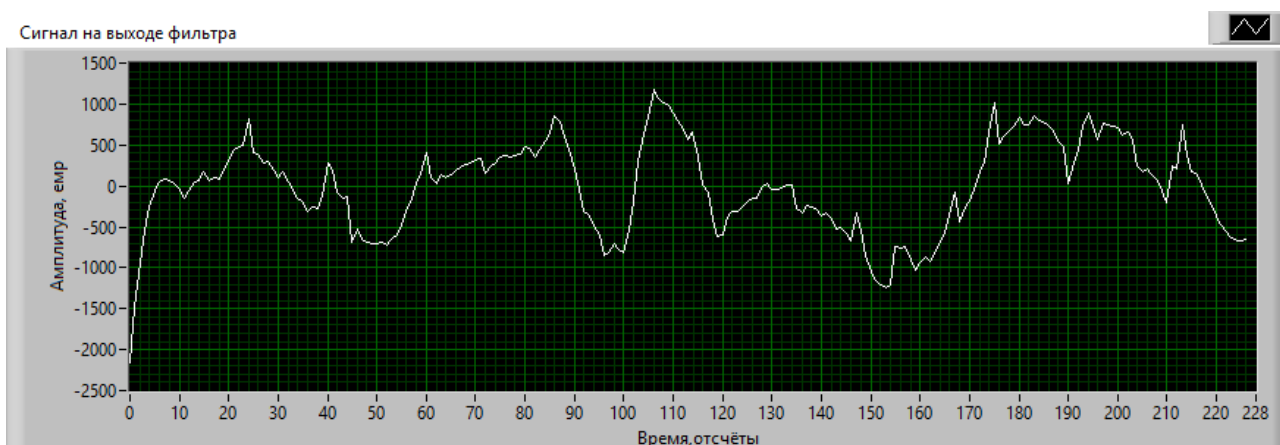


Рисунок А17 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi3 (СКО=10)
ФСГ

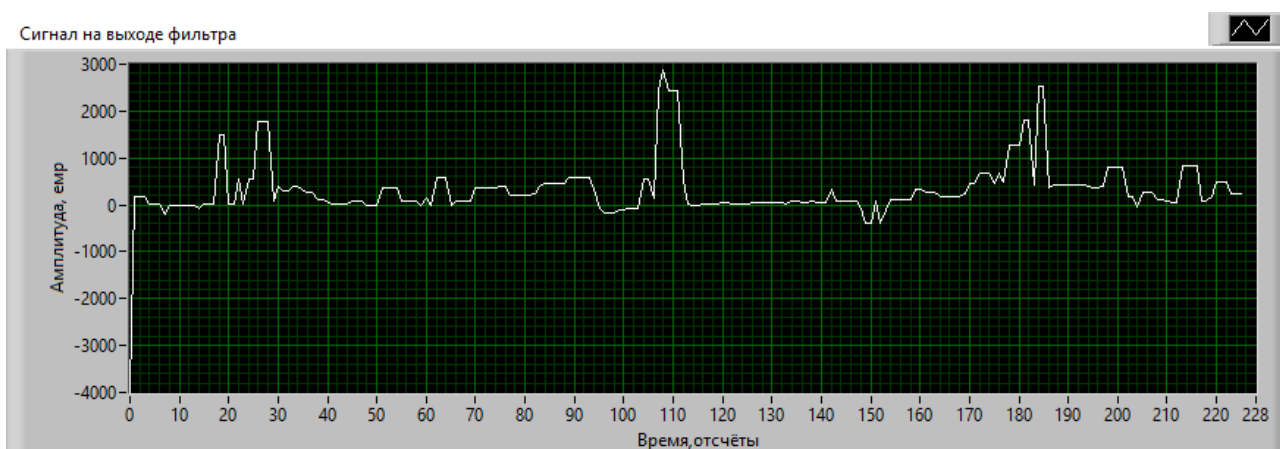


Рисунок А18 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi3 (СКО=10)
ФХЛ

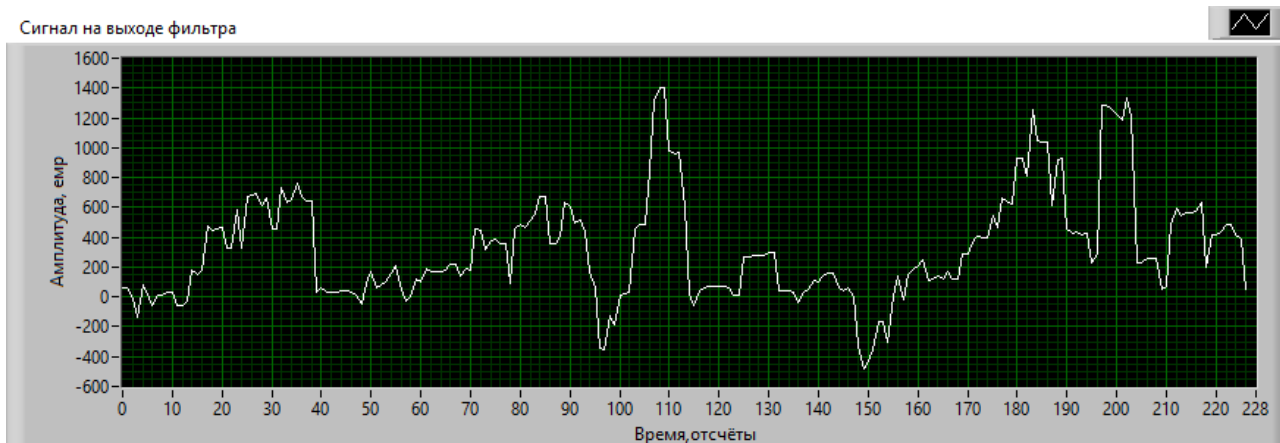


Рисунок А19 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Multi3
(СКО=10) АУФ

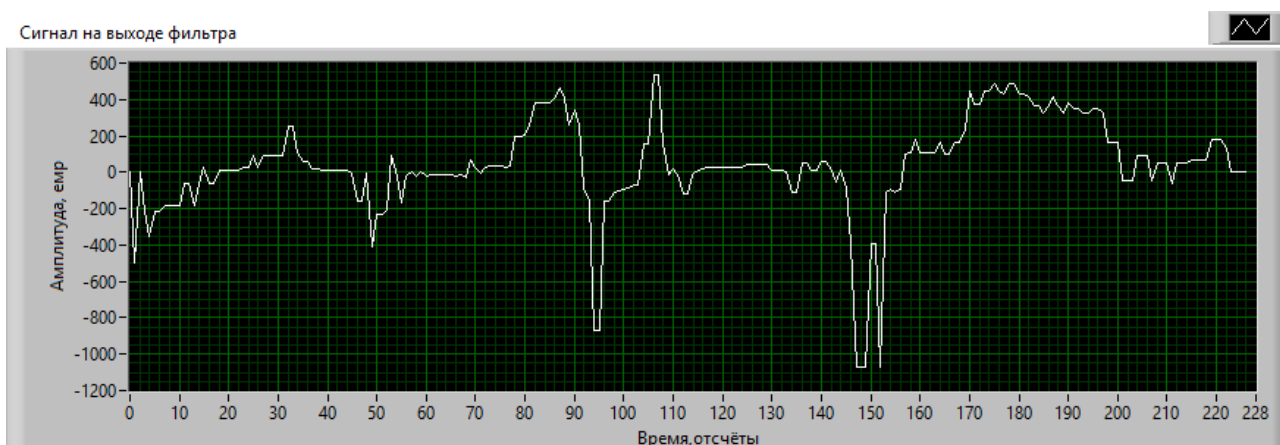


Рисунок А20 – Результат обработки ЭКС с помехой Multi3 (СКО=10) МФ

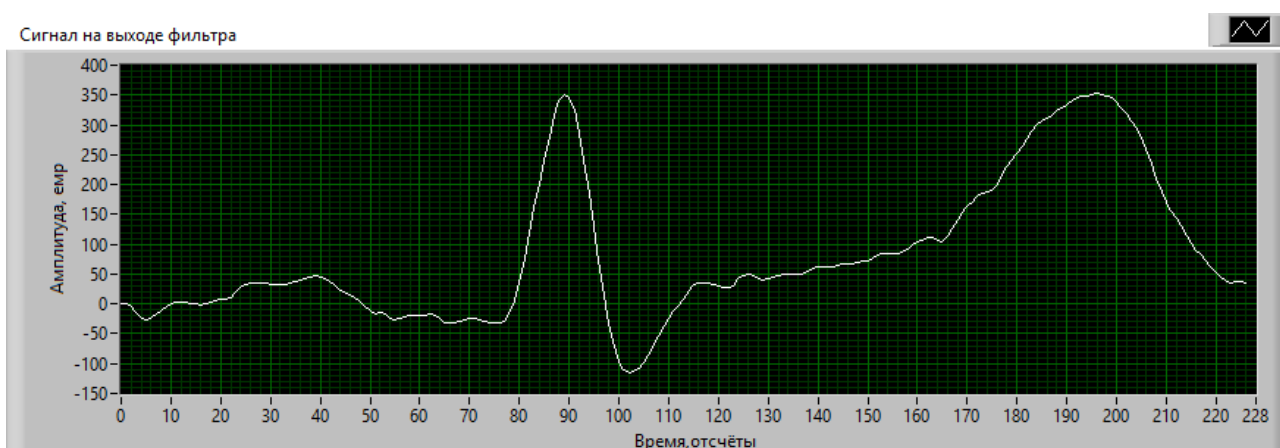


Рисунок А21 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Mix01
(СКО=10) ФБ

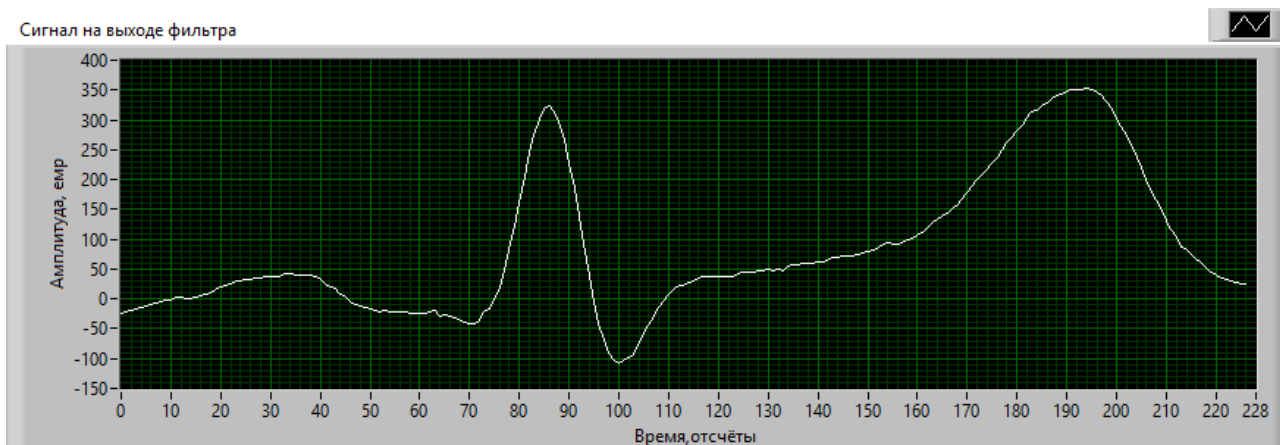


Рисунок A22 – Результат обработки ЭКС с помехой Mix01 (СКО=10)
ФСГ

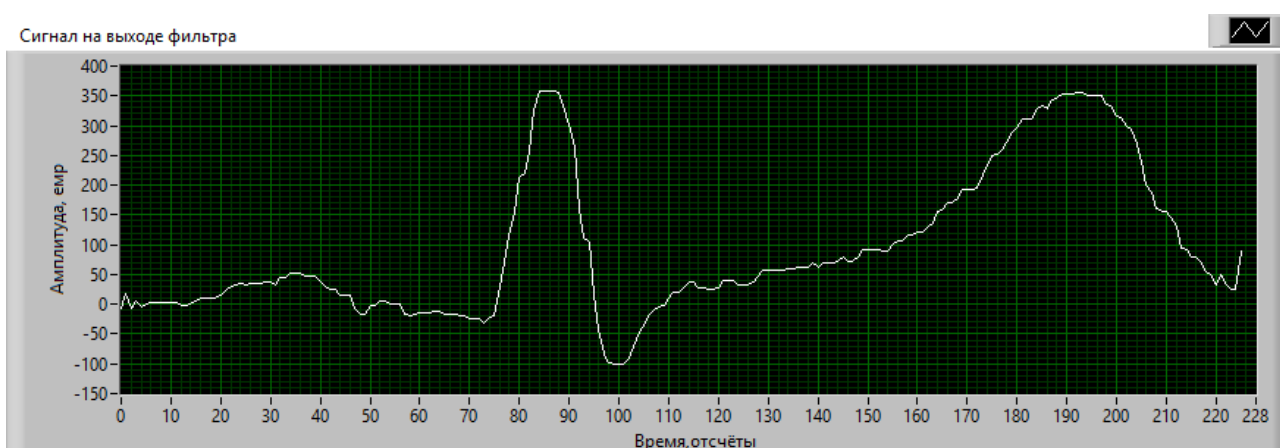


Рисунок A23 – Результат обработки ЭКС с помехой Mix01 (СКО=10)
ФХЛ

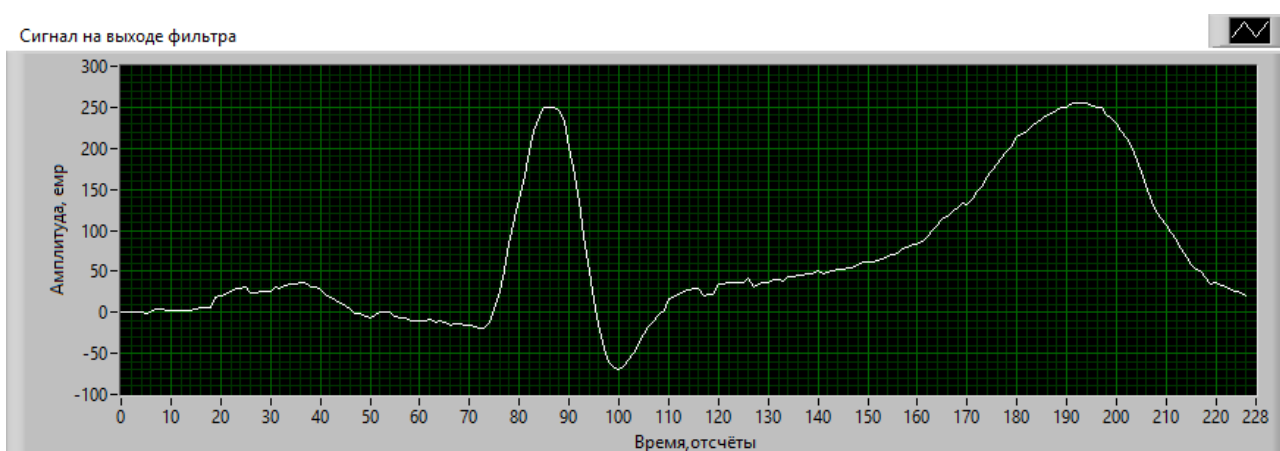


Рисунок A24 – Результат обработки тестового ЭКС с помехой Mix01
(СКО=10) АУФ

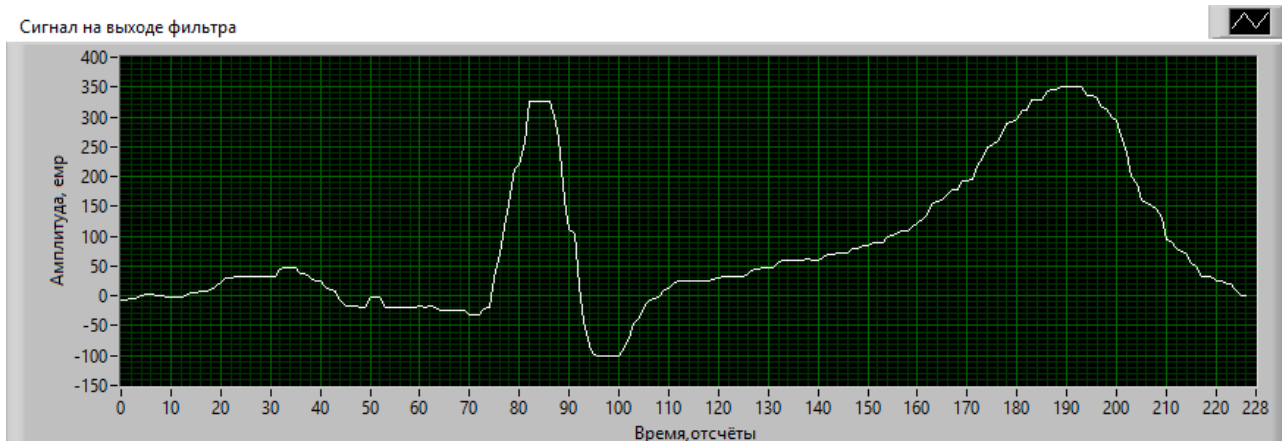


Рисунок А25 – Результат обработки ЭКС с помехой Mix01 (СКО=10) МФ