

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный
исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматики и информационных технологий
Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

Камбаров Надир Амангельдыұлы

«Исследование способов обработки сигнала для анализа
электромиографических сигналов»

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7M07107 – Робототехника и мехатроника

Алматы 2026

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»



SATBAYEV
UNIVERSITY

Институт автоматики и информационных технологий

УДК

На правах рукописи

На соискание академической степени магистра

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ(ПРОЕКТ)

Название
диссертации:
Направление
подготовки

Исследование способов обработки сигнала для анализа
электромиографических сигналов
7М07107 – Робототехника и мехатроника

Научный руководитель
Доктор Ph.D, старший преподователь

_____ Алтай Е.А
подпись Ф.И.О

«__» __ 20 __ г.

Рецензент
К.т.н, ассоциированный профессор,
_____ Сейдилдаева А. К.

подпись Ф.И.О
«__» __ 20 __ г.

Нормоконтроль
Доктор PhD, ассоциированный профессор

_____ Рахметова П. М.

подпись Ф.И.О
«__» __ 20 __ г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой
РТиТСА

Кандидат технических
наук,
профессор

_____ К.А.Ожикенов
подпись Ф.И.О

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

7M07107 – Робототехника и мехатроника

УТВЕРЖДАЮ
Заведующий кафедрой
РТиТСА
Кандидат технических
наук,
профессор

подпись **К.А.Ожикенов**
Ф.И.О
«__» __20__г

**ЗАДАНИЕ
на выполнение магистерской диссертации**

Магистранту Камбаров Надир Амангельдыұлы

Тема: «Исследование способов обработки сигнала для анализа
электромиографических сигналов»

Утверждено приказом №__ от «__» __20__г.

Срок сдачи законченной диссертации: «__» _____ 202__г.

Исходные данные к магистерской диссертации: научные и учебные публикации по электромиографии и цифровой обработке биомедицинских сигналов; существующие методы и алгоритмы цифровой фильтрации ЭМГ-сигналов в условиях шумов и артефактов; экспериментальные и модельные данные поверхностных ЭМГ-сигналов; технические характеристики измерительных каналов и электродов; программные средства для моделирования и обработки сигналов (MATLAB);

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

- а) проанализировать существующие методы обработки и фильтрации электромиографических сигналов;
- б) исследовать характер помех и артефактов, возникающих при регистрации ЭМГ-сигналов;
- в) разработать математическую модель зашумленного электромиографического сигнала;
- г) разработать алгоритм цифровой полосовой фильтрации ЭМГ-сигналов с использованием фильтров Баттервортса;
- д) реализовать разработанные алгоритмы обработки в программной среде;
- е) провести вычислительные эксперименты по оценке влияния порядка фильтра и метода фильтрации на качество обработки;
- ж) выполнить анализ полученных результатов и сравнение односторонней и двунаправленной фильтрации.

Рекомендуемая основная литература:

1. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Пер. с англ. Калиниченко А. Н. под ред. А.П. Немирко. М.: Физматлит, 2010. 440 с.
2. Tompkins W. J. Biomedical digital signal processing. New Jersey: Upper Saddle River, 2000.
3. Altay YA, Kremlev AS. Analysis and systematization of noise arising by long-term recording of signal. ELCONRUS Intern. Conf; Univ. Eltech, Saint Petersburg, Russian Federation; 2018.
4. Altay Y.A., Kremlev A.S., Zimenko K.A., Margun A.A. The Effect of Filter Parameters on the Accuracy of ECG Signal Measurement //Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, №. 3. P. 176-180.
5. Altay Y.A., Kremlev A.S., Nuralinov O.M, Vlasov S.M., Penskoi A.V., Zimenko K.A., Margun A. A. Comparative analysis of characteristics of electrodes to estimate accuracy in recording long-term ECG signal parameters // Cardiometry. 2019. Vol. 15. P. 63-72.
6. Altay Y.A., Fedorov A.V., Stepanova K.A. Acoustic emission signal processing based on polynomial filtering method // Proc. of the 2022 IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering. Saint Petersburg, Russian Federation, 2022. P. 1320-1326.

ГРАФИК
подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представление научному руководителю	Примечание
Обзор и классификация методов цифровой обработки ЭМГ-сигналов		
Синтез способов обработки сигналов электромиографии		
Разработка модели оценки влияния параметров системы фильтрации на соотношение «сигнал/помеха» при обработке электромиографического сигнала		

Подписи
консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с
указанием относящихся к ним разделов диссертации

Наименование разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Основной раздел	Алтай Е.А. Доктор Ph.D, Кандидат технических наук старший преподаватель		
Расчет раздел	Алтай Е.А. Доктор Ph. D, Кандидат технических наук Старший преподаватель		
Норм контролер	Рахметова П. М. Доктор Ph. D, Ассоциированный профессор		

Научный руководитель

к.т.н., доктор Ph.D

Алтай Е.А.

подпись

Ф.И.О.

Задания принял к исполнению
обучающийся

Камбаров

Н.А.

подпись

Ф.И.О.

Дата

«__» __20__ г.

АННОТАЦИЯ

Исследование методов обработки электромиографических сигналов является одной из основных научных и технических задач в области биомедицинской электроники, робототехники и систем биологического управления протезами. В данной работе рассматриваются основные требования к алгоритмам цифровой обработки сигналов ЭМГ, а именно: сохранение морфологии сигнала, увеличение отношения сигнал/шум и обеспечение стабильности рассчитанных характеристик. Определить основные факторы, влияющие на качество ЭМГ, и представить обзор методов фильтрации, используемых в современных системах регистрации.

Целью данного исследования является анализ, обобщение и сравнительная оценка методов обработки электромиографических сигналов. Это включает в себя выбор полосы пропускания, расчет коэффициентов фильтров Баттервортса разных порядков, исследование односторонней и двунаправленной фильтрации, а также оценку их влияния на статистические, спектральные и морфологические характеристики сигнала.

Актуальность исследования определяется необходимостью повышения качества систем биологического управления для роботизированных протезов и человеко-машинных интерфейсов, поскольку качество сигналов ЭМГ влияет на точность распознавания движений, что напрямую влияет на скорость отклика системы и эксплуатационную надежность устройств. Низкое соотношение сигнал/шум, дрейф базовой линии и высокая чувствительность сигналов ЭМГ к различным артефактам еще больше подчеркивают практическую важность их обработки.

Во время исследования возникает необходимость в расчёте частотных характеристик фильтров Баттервортса, а также влияние порядка фильтра на показатель отношение сигнал/шум. Анализ коэффициент сигнал/шум и разработка регрессионных моделей, описывающие зависимость качества обработки от параметров фильтрации. Результат исследования должны показать, как влияет использование односторонней и двунаправленной фильтрации

АНДАТПА

Электромиографиялық сигналдарды өңдеу әдістерін зерттеу биомедициналық электроника, робототехника және протездерді биологиялық басқару жүйелерінің негізгі ғылыми және техникалық міндеттерінің бірі болып табылады. Бұл жұмыста ЭМГ сигналдарын цифрлық өңдеу алгоритмдеріне қойылатын негізгі талаптар қарастырылады, атап айтқанда: сигнал морфологиясын сақтау, сигнал/шу қатынасын арттыру және есептелген сипаттамалардың тұрақтылығын қамтамасыз ету. ЭМГ сапасына әсер ететін негізгі факторларды анықтаңыз және қазіргі тіркеу жүйелерінде қолданылатын сұзу әдістеріне шолу жасаңыз.

Бұл зерттеудің мақсаты электромиографиялық сигналдарды өңдеу әдістерін талдау, жалпылау және салыстырмалы бағалау болып табылады. Бұған өткізу қабілеттілігін таңдау, әртүрлі ретті Баттеруорт сұзгілерінің коэффициенттерін есептеу, бір бағытты және екі бағытты сұзгілеуді зерттеу және олардың сигналдың статистикалық, спектрлік және морфологиялық сипаттамаларына әсерін бағалау кіреді.

Зерттеудің өзектілігі роботты протездер мен адам-машина интерфейстері үшін биологиялық басқару жүйелерінің сапасын жақсарту қажеттілігімен анықталады, өйткені ЭМГ сигналдарының сапасы қозғалысты тану дәлдігіне әсер етеді, бұл жүйенің жауап беру жылдамдығына және құрылғылардың жұмыс сенімділігіне тікелей әсер етеді. Төмен сигнал/шу қатынасы, негізгі сызықтың дрейфі және ЭМГ сигналдарының әртүрлі артефактілерге жоғары сезімталдығы оларды өңдеудің практикалық маңыздылығын одан әрі көрсетеді.

Зерттеу барысында Баттеруорт сұзгілерінің жиілік сипаттамаларын, сондай-ақ сұзгі ретінің индикаторға әсерін есептеу қажеттілігі туындайды сигнал/шу қатынасы. Өңдеу сапасының сұзу параметрлеріне тәуелділігін сипаттайтын сигнал/шу коэффициентін талдау және регрессиялық модельдерді әзірлеу. Зерттеу нәтижесі бір бағытты және екі бағытты сұзуді қолданудың қалай әсер ететінін көрсетуі керек.

ABSTRACT

Research into methods of processing electromyographic signals is one of the main scientific and technical tasks in the field of biomedical electronics, robotics, and biological control systems for prostheses. This paper discusses the basic requirements for digital EMG signal processing algorithms, namely: preservation of signal morphology, increase in signal-to-noise ratio, and ensuring the stability of calculated characteristics. To identify the main factors affecting EMG quality and to provide an overview of the filtering methods used in modern recording systems.

The aim of this study is to analyse, summarise and comparatively evaluate methods for processing electromyographic signals. This includes selecting the passband, calculating the coefficients of Butterworth filters of different orders, investigating unidirectional and bidirectional filtering, and evaluating their impact on the statistical, spectral and morphological characteristics of the signal.

The relevance of the study is determined by the need to improve the quality of biological control systems for robotic prostheses and human-machine interfaces, since the quality of EMG signals affects the accuracy of motion recognition, which directly affects the response speed of the system and the operational reliability of the devices. The low signal-to-noise ratio, baseline drift, and high sensitivity of EMG signals to various artefacts further emphasise the practical importance of their processing.

During the study, it is necessary to calculate the frequency characteristics of Butterworth filters, as well as the effect of filter order on the signal-to-noise ratio. Analysis of the signal-to-noise ratio and development of regression models describing the dependence of processing quality on filtration parameters. The results of the study should show how the use of unidirectional and bidirectional filtering affects the signal-to-noise ratio.

Содержание

ВВЕДЕНИЕ	10
1.Обзор способов обработки сигналов электромиографии.	11
1.1 Метод электромиографии	11
1.2 Регистрация и измерение электромиографических сигналов	12
1.3 Факторы, влияющие на ЭМГ-сигнал.	17
1.4 Анализ методов обработки и анализа ЭМГ сигналов	25
Вывод по главе 1.....	29
2. Синтез способов обработки сигналов электромиографии	31
2.1 Настройка.....	32
2.2 Расчёт коэффициентов системы обработки сигнала	44
Вывод по главе 2.....	48
3. Влияния способов обработки на морфологию ЭМГ сигнала.....	49
3.1 Постановка задачи	49
3.2 Оценка статистических характеристик ЭМГ сигнала	50
3.3 Влияние способов обработки на морфологию ЭМГ сигнала	53
Выводы по главы 3.....	55
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	57
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	59

ВВЕДЕНИЕ

Важнейшим источником информации о состоянии и функционировании нервно-мышечной системы человека считается электромиографические сигналы. Благодаря высокой информативности и относительной простоте регистрации ЭМГ широко используется в клинической диагностике, биомеханике, спортивной медицине и особенно в современных системах биоуправления протезами и роботизированными устройствами. В этих областях электромиографический сигнал служит не только инструментом наблюдения, но и основным каналом передачи управляющих команд, что делает требования к его качеству особенно строгими. Одним из наиболее распространённых методов подавления помех является полосовая фильтрация, однако её эффективность существенно зависит от выбора частотных границ, порядка фильтра и режима его применения. Если выбрать неправильные параметры, возможно искажение сигнала. Основная работа рассчитана на исследование влияния параметров цифровой фильтрации на качество электромиографических сигналов. В ходе исследования проверяются особенности того, как формируется ЭМГ-сигнал, какие факторы влияют на его составляющее, методы регистрации, а также анализируется влияние различных типов фильтрации на статистические и спектральные характеристики сигнала. Внимание стоит уделить более глубоко к показателю отношение сигнал/помеха.

Практичность заключается в том, что результаты исследования могут быть использованы при разработке систем биоуправления протезами, для алгоритмов классификаций движений, помимо этого в аппаратах для регистрации биопотенциалов.

1.Обзор способов обработки сигналов электромиографии.

1.1Метод электромиографии

В скелетных мышцах в процессе их возбуждения возникает электрическая активность, и электромиография (ЭМГ) представляет собой тем, что регистрирует и анализирует эту активность. В основе метода заключается измерение электрических потенциалов, образуемых моторными единицами во передачи нервного импульса от мотонейронов к мышечной ткани. Данная деполяризация образует электрический сигнал которое называется потенциалом действия моторной единицы — MUAP [1].

На уровне целой мышцы формируется сложная суммарная электрическая активность, возникающая как результат пространственно-временной суперпозиции MUAP множества моторных единиц, работающих с различной частотой, фазой и амплитудой. В инженерной трактовке мышца является распределенным биопотенциальным генератором, а регистрируемый ЭМГ-сигнал представляет собой результат многократного наложения, фильтрации и рассеяния отдельных биопотенциалов в объемных проводниках организма.

Кроме физиологических особенностей, ЭМГ-сигнал существенно зависит от конструктивных параметров измерительной системы: типа и размера электродов, межэлектродного расстояния, коэффициента усиления, частоты дискретизации, характеристик фильтров и качества проводящего контакта. Наиболее распространёнными методами регистрации являются поверхностная электромиография и инвазивная (игольчатая) электромиография. Первый метод обеспечивает неинвазивность и подходит для биоуправления протезами, спортивной биомеханики и реабилитации, тогда как игольчатая ЭМГ обладает высокой селективностью, позволяя изучать активность отдельных моторных единиц.

С инженерной точки зрения метод электромиографии представляет собой задачу регистрации низкоамплитудных биосигналов (0,1–10 мВ) на фоне сложной шумовой среды. Поэтому цифровая обработка ЭМГ включает обязательные этапы: высокочастотную фильтрацию для подавления артефактов движения, режекторную фильтрацию сетевого шума 50/60 Гц, ректификацию, выделение огибающей, применение оконных преобразований (STFT, вейвлет-анализ), а также вычисление статистических и спектральных признаков.

В итоге, биофизические механизмы генерации мышечной активности, а также инженерный подход к измерению и обработке слабых электрических сигналов объединяется и формирует метод электромиографии [1].

1.2 Регистрация и измерение электромиографических сигналов

Регистрация электромиографических сигналов отражает один из ключевых этапов при создании и исследовании систем биоуправления, особенно в области роботизированного протезирования и интерфейсов «человек–машина». От качества и стабильности измеряемых электромиографических данных корелирует достоверность анализа активности мышц, точность определения двигательных намерений пользователя и устойчивость работы алгоритмов управления. По сути, электромиографический сигнал работает исходным источником информации о физиологическом состоянии мышц, а его корректная регистрация идентифицирует эффективность всей системы биотехнического взаимодействия.

Процесс регистрации ЭМГ-сигналов стоит расценивать как задачу измерение слабых биопотенциалов. Биопотенциалы представляют собой суммарное электрическое поле множества моторных единиц, которые активируются в разное время и с различной интенсивностью. Зачастую амплитуда таких сигналов мала — в среднем от 0,1 до 5 мВ, что делает из чувствительным к любым внешним и внутренним помехам. По этой причине система регистрации должна обладать высокой чувствительностью, помехоустойчивостью и стабильностью параметров во времени.

Одной ключевых особенностей регистрации электромиографических сигналов является использование дифференциального принципа измерения, который принято считать фундаментальным инструментом повышения качества и подавления помех при работе с биоэлектрическими сигналами низкой амплитуды. Принцип основан на регистрации потенциалов, снимаемых двумя активными электродами, расположенными над исследуемой мышцей на определённом межэлектродном расстоянии, и использовании третьего электрода в качестве общего контакта, свою очередь обеспечивающий стабилизацию потенциала системы. Этот метод строится на физической природе формирования поверхностного ЭМГ-сигнала, который, представляя собой результат пространственно-временной суперпозиции активности множества моторных единиц, имеет крайне малую амплитуду, редко превышающую единицы милливольт и обычно находящуюся в диапазоне от сотых долей до нескольких сотен микровольт.

Такого рода сигналы регистрируются в определенных условиях значительного уровня электромагнитных помех, возникающих как от окружающего оборудования, так и от биологических источников такие как перемещения кожи, дрейф потенциала и изменения сопротивления тканей. Внешние наводки, шумы электросети, электромагнитное поле от кабелей и токи

утечки от других устройств создают синфазные компоненты помехи, амплитуда которых нередко превышает полезный сигнал на порядок и более. Именно поэтому использование одиночного электрода относительно общей земли является недостаточно надёжным способом регистрации: такой метод приводит к тому, что значительная часть внешнего шума попадает в измерительный канал, существенно ухудшая отношение сигнал/шум.

В электромиографических системах, дифференциальный усилитель усиливает разность потенциалов между двумя электродами, в то же время компонент, что является общим для обоих электродов, из-за свойства коэффициента подавления синфазной составляющей CMRR оно подавляется. Вклад в дифференциальный сигнал становится минимальным, если помеха поступает на оба входа практически одинаково. Величина CMRR достигает 80-120 дБ в современных биопотенциальных усилителях, это позволяет снижать синфазное напряжение в десятки тысяч раз, что делает возможной регистрацию микро вольтовых сигналов в условиях интенсивных помех. Дифференциальная схема обеспечивает критически важную фильтрацию на уровне аппаратуры еще до этапа цифровой обработки.

Однако эффективность подавления синфазных наводок в дифференциальных измерительных схемах в значительной степени определяется симметрией входной цепи. Ключевым фактором при этом является равенство контактных импедансов активных электродов. На практике сопротивление на границе «электрод–кожа» не является постоянной величиной и может существенно отличаться даже в пределах одного измерительного сеанса. Это обусловлено как физиологическими особенностями кожных покровов (толщина рогового слоя, уровень увлажнённости, температура), так и условиями регистрации, включая качество предварительной подготовки кожи, наличие волосяного покрова и степень механического прижатия электрода. В результате нарушения симметрии входных импедансов часть синфазного сигнала преобразуется в дифференциальную составляющую, которая усиливается измерительным трактом и проявляется в виде дополнительной помехи в регистрируемом сигнале. Именно по этой причине проводится обязательная стандартизированная подготовка кожи — очистка поверхности спиртовым раствором, а при необходимости деликатная абразивная обработка для снижения сопротивления и удаления рогового слоя. Для стабильной работы системы контактные импедансы должны быть не только низкими (обычно менее 5 кОм), но и максимально близкими друг к другу, обеспечивая равномерное распределение токов и эффективное подавление синфазной составляющей.

Геометрия размещения электродов на коже играет существенную роль. Межэлектродное расстояние определяет величину локальной разности потенциалов, регистрируемых системой. При случае, где расстояние слишком

мало, уровни сигналов от двух точек становятся схожими, приводит к снижению дифференциальной компоненты. Когда расстояние слишком велико, в сигнал попадают дополнительные источники активности, включая соседние мышцы что снижает селективность и увеличивает вероятность регистрации кросс-тока. Оптимальным для поверхностной ЭМГ считается межэлектродное расстояние порядка 20 мм, рекомендованное международным стандартом SENIAM, однако допускается варьирование этого параметра в зависимости от глубины мышцы и целей исследования.

Дифференциальная регистрация не только подавляет помехи внешнего происхождения, но и повышает пространственную селективность, уменьшая вклад биоэлектрической активности соседних мышц. Поскольку активность на двух соседних точках будет различаться преимущественно за счёт локального вклада исследуемой мышцы, дифференциальный сигнал отражает преимущественно её активность. Это особенно важно в областях с высокой плотностью мышц, например на предплечье, где расположение мышечных групп компактно и где вклад кросс-тока может быть значительный.

Снижение чувствительности к вариациям потенциала тела следует считать дополнительным преимуществом. Поскольку оба активных электрода находятся в максимально близких условиях, на них практически одинаковое влияние оказывает медленные колебания потенциала кожи и эффект дрейфа базовой линии. Это дает возможность дифференциальному усилителю значительно ослаблять низкочастотные артефакты, возникающие вследствие движения кожи, натяжения проводов и вибрации поверхностных тканей [2].

Формула коэффициента подавления синфазного сигнала

$$CCMR = 20 \log_{10} \left(\frac{A_d}{A_{cm}} \right) \quad (1.1)$$

где A_d — коэффициент дифференциального усиления, A_{cm} — коэффициент усиления синфазного сигнала.

Поверхностные электроды представляют собой компактные устройства, которые фиксируют суммарную электрическую активность мышечных волокон через кожный покров, преобразуя её в удобную для обработки форму. Эти электроды являются стандартным решением в клинических и исследовательских приложениях благодаря своей простоте использования, универсальности и относительно низкой стоимости.

Материалы из которых изготавливаются такие электроды, должны обладать высокой проводимостью и устойчивостью к коррозии. Наиболее распространенными материалами являются нержавеющая сталь, серебро покрытое хлоридом, а также золото и платина. Каждый из этих материалов обладает уникальными свойствами: серебро, например, снижает уровень

поляризации и сопротивления, что минимизирует шумы при регистрации сигналов. Конструкция электрода, как правило, представляет собой диск диаметром 5–10 мм с плоской нижней поверхностью, на которую наносится токопроводящий гель. Это улучшает контакт с кожей и снижает импеданс.

Если переходить к ряду преимуществ поверхностных электродов, во первых, они не требует инвазивного вмешательства, что делает эту процедуру максимально безопасной и безболезненной для пациента, во-вторых, такие электроды легко фиксируются на коже, что ускоряет подготовку к исследованию, в-третьих, они способны регистрировать активность больших групп мышц, что особенно полезно при анализе общей моторной функции.

У поверхностных электродов есть свои ограничения. Одной из основных проблем является подверженность внешним шумам, включая электромагнитные помехи от окружающего оборудования. Это требует применения фильтров, таких как полосовые и нотч-фильтры, для удаления ненужных частот. Ещё одним недостатком является ограниченная локализация источника сигнала: электроды регистрируют суммарную активность, что затрудняет анализ работы отдельных мышечных волокон. Кроме того, подготовка кожи перед использованием электродов играет решающую роль в обеспечении качества сигнала. Необходимо тщательно очистить кожу спиртовым раствором для удаления жира и загрязнений.

С технической точки зрения, важным параметром поверхностных электродов является импеданс контакта. Для достижения высокой точности измерений сопротивление в точке контакта не должно превышать 5 кОм. Превышение этого значения может привести к искажению сигнала или повышению уровня шумов. Для минимизации сопротивления между электродом и кожей используется токопроводящий гель, а экранированные кабели помогают защитить сигнал от электромагнитных помех [3].

Специализированные устройства, которые вводятся непосредственно в мышцу для регистрации электрической активности отдельных волокон, называются игольчатые электроды. Этот метод считается высокоточным и дает возможность исследовать электрофизиологические параметры на уровне отдельных двигательных единиц, в клинической и исследовательской практике незаменим.

С инженерной точки зрения внутримышечный сигнал iEMG отличается высокой частотной насыщенностью и минимальной фильтрацией тканями, что обеспечивает более чистое спектральное представление. Такие электроды имеют серьезные ограничения, делающие их менее пригодными для систем повседневного использования. Ведь инвазивность процедуры требует стерильных условий, контроля со стороны медицинского персонала и ограничивает продолжительность использования из-за риска воспалений и дискомфорта. Вся сложность оборудования и высокая стоимость игольчатых

электродов делают их малопригодными для массовых робототехнических систем.

Перед началом исследования кожа пациента обрабатывается антисептическим раствором для предотвращения инфекции. Игольчатый электрод вводится под углом 30–45° в мышцу, которая исследуется. Точное положение электрода определяется с помощью небольших движений и оценки сигнала на экране осциллографа.

Электрод фиксируется в мышце, и сигнал передаётся на усилитель. Усилитель с высоким коэффициентом (до 100,000×) обеспечивает адекватную амплификацию сигнала для последующей обработки. Полосовой фильтр удаляет шумы вне диапазона 20–500 Гц, а сигнал оцифровывается аналого-цифровым преобразователем с частотой дискретизации не менее 10 кГц, чтобы обеспечить достаточную детализацию.

Амплитуда сигнала обычно составляет от 50 до 2000 мкВ, что связано с расстоянием от электрода до активного волокна и степенью возбуждения мышечной ткани.

Длительность потенциала действия диапазон составляет 5–15 мс, но может увеличиваться при патологических изменениях.

Частота сигналов находится в диапазоне 20–500 Гц, а распределение энергии зависит от состояния мышцы. Что является частотным характеристиком.

В практических системах управления протезами предпочтение практически всегда отдается поверхностным электродам. Развитие технологий высокоплотных многоканальных матриц (HD-sEMG) позволило значительно расширить функциональные возможности поверхностной регистрации, обеспечив получение двумерных карт активности мышц, повышение устойчивости к смещениям и увеличение количества информативных признаков для последующей классификации движений.

Задачи и условия применения диктуют выбор между поверхностными и внутримышечными электродами. Для научных исследований, требующих детальной оценки структуры нейромышечной активности, предпочтительно использование внутримышечных методов. Для роботизированных протезов, ориентированных на ежедневное использование и высокую удобство эксплуатации, оптимальным решением остаются поверхностные электроды, которые при правильной аппаратной реализации и современном цифровом анализе обеспечивают необходимое качество сигнала, устойчивость и адаптивность [4]. Таблица 1.1 показывает различие и применение различных видов электродов.

Таблица 1.1 — Типы электродов, используемых в электромиографии [5][6].

Тип электрода	Форма	Применение
Поверхностные	Металлические пластины с площадью от 0.2 до 1 см ²	Размещаются на коже над двигательной зоной мышцы; обеспечивают возможность регистрации совокупной активности мышц
Игольчатые концентрические	Полая игла диаметром 0.5 мм с изолированным проводником внутри и открытым активным кончиком площадью 0.07 мм ²	Используются для изучения электрической активности отдельных двигательных единиц и их мышечных волокон; регистрация потенциалов действия в двигательных единицах
Биполярные	Содержат два изолированных стержня, расположенных параллельно друг другу, между которыми измеряется разность потенциалов	Позволяют исследовать активность двигательных единиц и мышечных волокон, обеспечивая измерение амплитуды и длительности потенциалов
Монополярные	Изолированная игла с открытым кончиком длиной 1–2 мм	Применяются для детального анализа формы и амплитуды потенциалов в конкретных мышечных волокнах

1.3 Факторы, влияющие на ЭМГ-сигнал.

Факторы влияющие на характеристики ЭМГ-сигнала, обладают сложной многослойной природой и формируются под воздействием физиологических и технических механизмов. В общей структуре анализа ЭМГ-систем такие факторы принято классифицировать на несколько категорий, что позволяет системно оценивать их влияние на морфологию сигнала, оптимизировать алгоритмы обработки и разрабатывать оборудование с более высоким качеством регистрации. Подобная классификация играет ведущую роль в исследованиях электроактивности мышц, поскольку позволяет определить

ключевые параметры, ответственные за вариативность сигнала, и выявить потенциальные источники искажений.

Факторы подразделяются на внешние и внутренние. К внешним относят особенности электрода и параметры размещения на коже. Эти параметры определяют объём регистрируемой области, отношение сигнал/шум и уровень перекрёстной активности, формируя базовую селективность регистрации.

Амплитуда поверхностного ЭМГ-сигнала до предварительного усиления обычно находится в диапазоне от 0,1 до 10 мкВ, при этом наиболее часто регистрируемые значения располагаются примерно в пределах ± 5 мкВ, что обусловлено суммарной активностью моторных единиц и значительным затуханием сигнала при прохождении через биологические ткани. На этапе распространения от мышечного волокна до поверхности кожи ЭМГ-сигнал проходит через несколько слоёв — эндомизий, перимизий, эпимизий, подкожно-жировую клетчатку и эпидермис. Каждый из этих слоёв обладает собственными электрофизическими свойствами, которые формируют сложную биоэлектрическую среду, действующую как частотно-зависимый фильтр низких и высоких частот.

В процессе такого многослойного прохождения амплитуда сигнала значительно уменьшается, а его спектральные характеристики искажаются, что делает ЭМГ-сигнал уязвимым к внешним и внутренним электрическим помехам. ЭМГ -сигнал — это биопотенциал низкого уровня, поэтому любой источник напряжения сравнимого или превосходящего уровня способен частично маскировать истинную активность мышцы. Особенно важно при регистрации поверхностным электродом.

Поэтому невозможно точно зарегистрировать сигнал ЭМГ без предварительного анализа характера электрических импедансов. Наличие электрических помех не только ухудшает качество сигнала, но также может привести к неверной интерпретации полученных данных, нарушению работы алгоритмов фильтрации и снижению точности извлечения признаков и классификации движений. Поэтому одним из важных этапов предварительной обработки сигнала является всестороннее исследование, позволяющее выявить различные типы помех, их источники и механизмы действия.

Электрические помехи, способные значительно исказить ЭМГ-сигналы, классифицируются на несколько основных категорий:

На практике регистрируемый ЭМГ-сигнал никогда не бывает чистым, поскольку он накладывается на смесь шума и артефактов различного физического происхождения. Эти компоненты значительно искажают форму сигнала, снижают отношение сигнал/шум и затрудняют качественный анализ мышечной активности.

Сигнал, который регистрируется, можно представить в виде

$$x(t) = s(t) + n_{int}(t) + n_{ext}(t) + n_{art}(t) \quad (1.2)$$

Где $s(t)$ - полезная ЭМГ=составляющая, $n_{int}(t)$ - собственные (внутренние) шумы аппаратуры, $n_{ext}(t)$ - внешние электромагнитные помехи, $n_{art}(t)$ - артефакты, связанные с движением и нестабильностью контакта электродов

Шум, присущий электронным компонентам, является фундаментальным ограничением любой измерительной системы и считается неизбежным следствием физических процессов, происходящих внутри устройства. Этот шум генерируется на уровне микроэлектронных структур и представляет собой случайный сигнал малой амплитуды, наложенный на полезный сигнал ЭМГ. Основными типами внутреннего шума являются тепловой шум (Джонсона-Найквиста), шум дроби и шум 1/f (фликкер-шум) [7].

Тепловой шум возникает из-за хаотического теплового движения носителей заряда в резистивных элементах. Его спектральная плотность описывается выражением

$$u_n = \sqrt{4kT R \Delta f} \quad (1.3)$$

где k — постоянная Больцмана, T — абсолютная температура, R — сопротивление.

Этот шум является широкополосным и сохраняется даже при отсутствии внешнего сигнала. Это особенно важно для систем ЭМГ, поскольку регистрируемые биоэлектрические потенциалы находятся в диапазоне микровольт, а тепловой шум резисторов предусилителя может быть сопоставим с полезным сигналом.

Дробовой шум присущ дискретной природе электрического заряда и наблюдается в p-n-переходах и активных элементах усилителей. Он особенно выражен в операционных усилителях, используемых в схемах дифференциального детектирования.

Фликкер (шум 1/f) проявляется в виде увеличения уровня шума в области низких частот (ниже 100 Гц). Эта составляющая особенно важна для систем, поскольку большая часть полезной информации сигнала ЭМГ сосредоточена в диапазоне 20–450 Гц, а в нижней части спектра фликкер шум искажает базовую линию и затрудняет отделение медленных составляющих сигнала.

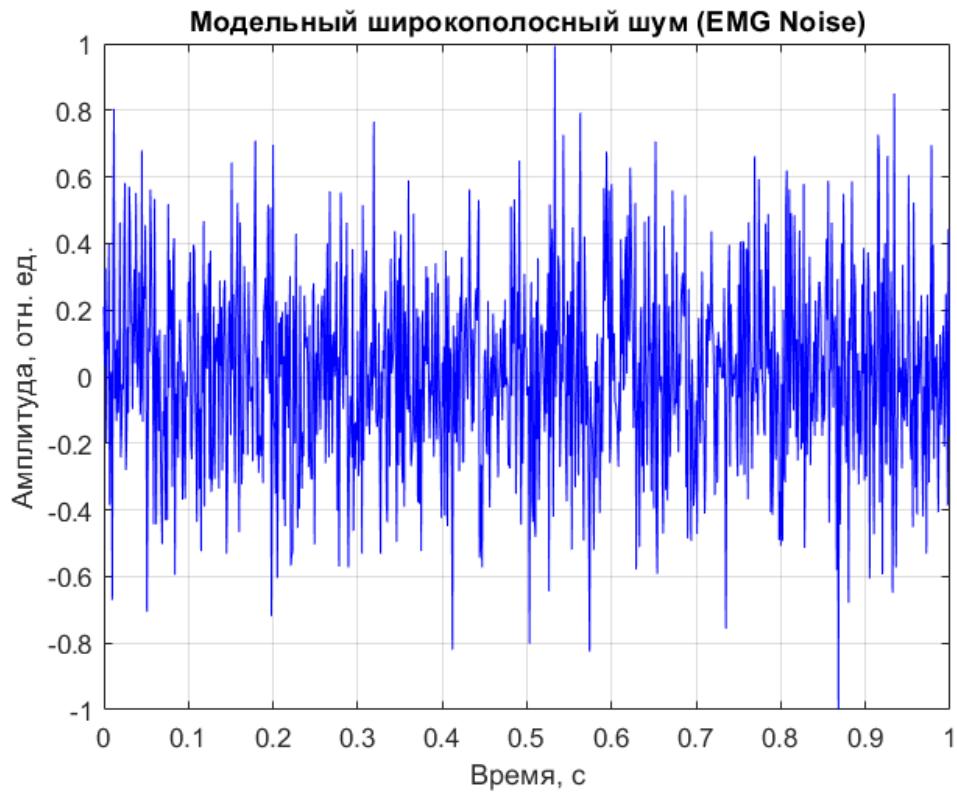


Рисунок 1 — модельный широкополосный шум

На рисунке 1 показано, что в отсутствие внешних воздействий сигнал имеет случайные колебания порядка микровольт. Это времененная реализация случайного шума. Этот рисунок представлен для наглядной иллюстрации аппаратного шума.

Полностью устраниТЬ собственный шум невозможно, поскольку это физическое явление. Однако для уменьшения его воздействия широко используются различные инженерные приемы, такие как применение малошумящих операционных усилителей, использование резисторов с низким сопротивлением, оптимизация расположения печатных плат, применение экранирования и использование дифференциальных схем регистрации. В системах высокого класса усилители имеют собственный шум порядка $1-2 \text{ нВ}/\sqrt{\text{Гц}}$, что позволяет поддерживать высокое отношение сигнал/шум даже при регистрации биопотенциалов.

Электромагнитный шум окружающей среды является одним из наиболее важных факторов, ограничивающих качество записи сигнала ЭМГ. В отличие от собственного шума, электромагнитные помехи имеют внешнее происхождение, их амплитуда может на несколько порядков превышать амплитуду полезного сигнала ЭМГ, и они часто характеризуются отчетливой частотной структурой.

Электромагнитное поле постоянно окружает человека, поскольку оно генерируется многими техническими устройствами, линиями электропередач,

системами связи и бытовой электроникой. Поскольку амплитуда ЭМГ-сигнала составляет порядка микровольт, даже слабые электромагнитные воздействия в несколько десятков или сотен микровольт могут полностью заглушить полезный сигнал.

1) Сетевая помеха на рисунке 2 наиболее очевидный и практически неизбежный тип помех. Электрическая сеть генерирует гармоники с основной частотой 50 Гц и ее кратными 100, 150 и 200 Гц. Эти частоты легко индуцируются в проводниках, кабелях и на поверхности человеческого тела, генерируя регулярные колебания, которые накладываются на сигнал ЭМГ [8].

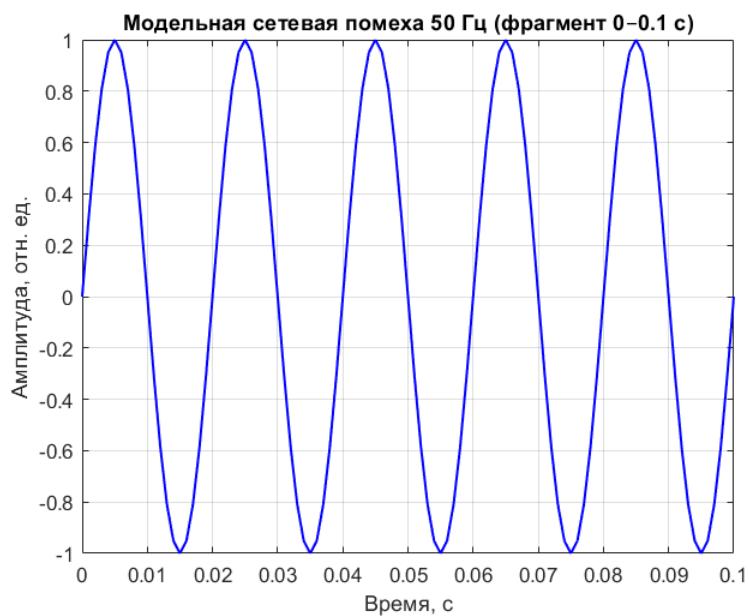


Рисунок 2 — сетевая помеха

2) Электромагнитные поля бытовых приборов такие как освещение, блоки питания, зарядные устройства и т. п. Они создают широкополосные электромагнитные помехи в диапазоне от десятков Гц до МГц.

Светодиодные лампы особенно опасны, поскольку они генерируют пульсации с частотой от 100 до 120 Гц, которые могут совпадать с частотами компонентов сигнала ЭМГ.

3) Радиочастотные и телекоммуникационные источники системы Wi-Fi, мобильные и Bluetooth с частотами 900 МГц, 2,4 ГГц, 5 ГГц и выше вызывают помехи. Эти частоты не пересекаются непосредственно с диапазоном, но могут вызывать интермодуляционные искажения в операционных усилителях и длинных проводах электродов.

Учитывая, что сетевые помехи могут превышать амплитуду ЭМГ в 10–1000 раз, эффективная борьба с ними является ключевым элементом проектирования ЭМГ-аппаратуры.

Артефакты движения представляют собой одним из наиболее критических видов искажений, возникающих при регистрации электромиографических сигналов, и считаются важным ограничивающим фактором при анализе биоэлектрической активности мышц. Эти искажения проявляются в виде низкочастотных или широкополосных колебаний, возникающих в результате механического воздействия на электроды, их контактные поверхности или соединительные кабели при движениях пациента, сокращениях мышц или перемещении измерительного оборудования. Амплитуда артефактов движения может превышать амплитуду полезного сигнала ЭМГ на несколько порядков, что связано не только с характеристиками электрода, но и с электрофизическими свойствами кожи и подкожных тканей.

Основной причиной образования артефактов является нестабильность контактного сопротивления на границе раздела «электрод-кожа» [9]. Контактное сопротивление формируется несколькими слоями ткани, а именно: эпидермисом, роговым слоем, электролитическим слоем проводящего геля и поверхностью самого электрода. При механическом перемещении электрода сопротивление и емкость этого интерфейса изменяются, что приводит к модуляции потенциалов поляризации.

Даже малейшее движение электрода вызывает локальные изменения потенциала, которые регистрируются усилителем как отдельные колебания артефактов. Изменения давления, прилагаемого к электроду, растяжение кожи, дрожание мышечных волокон и динамические изменения влажности еще больше усугубляют нестабильность интерфейса «электрод-кожа», что чрезвычайно затрудняет устранение артефактов движения с помощью аппаратных методов подавления.

Механическое воздействие на кабели, соединяющие электроды с регистрирующим устройством, также в значительной степени способствует появлению артефактов. Движение кабеля вызывает электрические колебания из-за микрофонного эффекта в экранированных и неэкранированных проводах, а также индуцирует паразитные напряжения за счет электромагнитной индукции.

Даже самые легкие колебания кабеля приводят к синфазным колебаниям и появлению искусственных сигналов порядка микровольт, которые добавляются к полезному сигналу ЭМГ и ухудшают соотношение сигнал/шум. В клинических и спортивных исследованиях, где движения пациентов неизбежны, этот тип помех практически преобладает над другими типами шума.

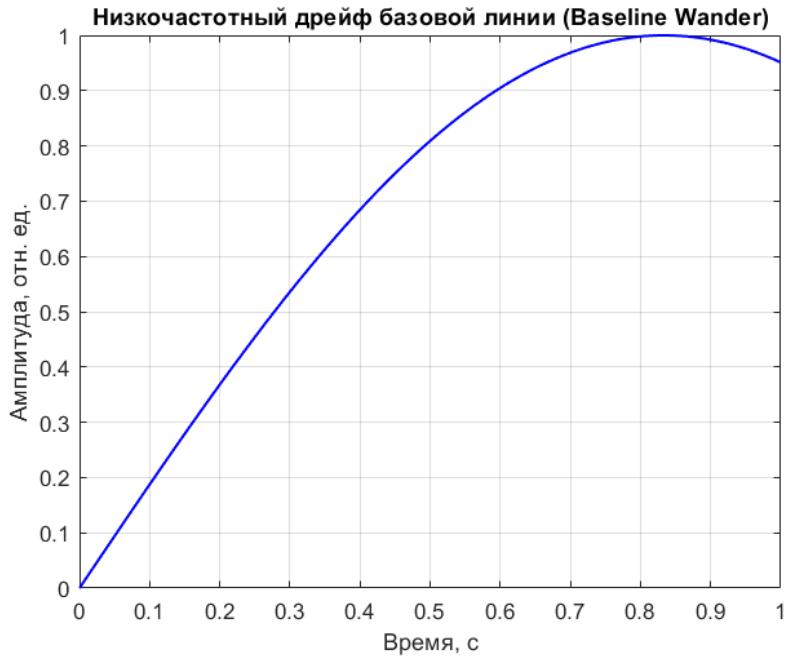


Рисунок 3 — Низкочастотный дрейф базовой линии (Baseline Wander), моделирующий медленные изменения уровня ЭМГ-сигнала, обусловленные движением электродов и нестабильностью контакта «электрод – кожа».

На рисунке 3 видно, что присутствуют медленные колебания. Отсутствие высокочастотный структуры, позволяет визуально увидеть, как искажается нулевая линия сигнала при движениях нестабильном контакте электродом.

Ситуация еще более осложняется изменчивостью, присущей ЭМГ-сигналу. Электромиографическая активность является стохастическим процессом, поскольку активация двигательных единиц происходит случайным образом и зависит от физиологических и биомеханических условий. Частоты разряда двигательных единиц обычно находятся в диапазоне до 20 Гц, что частично пересекается со спектром частот артефактов движения. Поэтому трудно отделить низкочастотную физиологическую активность от механически индуцированного шума. Более того, при слабой мышечной активации компоненты ЭМГ-сигнала с низкой амплитудой почти полностью маскируются артефактами, что делает невозможным точный анализ без использования передовых методов фильтрации.

В традиционных системах ЭМГ для подавления артефактов движения используются высокочастотные фильтры с нижней частотой среза, установленной в диапазоне от 20 до 30 Гц. Однако такой тип фильтрации далек от идеала, поскольку он частично устраниет полезные компоненты ЭМГ, в частности те, которые участвуют в оценке фазы и медленных колебаниях амплитуды. Современные подходы к подавлению артефактов включают

использование адаптивных фильтров (например, LMS и RLS), алгоритмов компенсации на основе данных акселерометрии, использование активных электродов с высоким входным сопротивлением и обработку пространственных дифференциальных сигналов. Эти методы позволяют значительно уменьшить влияние артефактов, но их полное устранение невозможно, поскольку они связаны с физической природой интерфейса «электрод-кожа» и динамическими условиями эксперимента [11].

В реальной ситуации при получении сигналов ЭМГ все вышеупомянутые типы шума присутствуют одновременно. Следовательно, зарегистрированный сигнал представляет собой сложную смесь полезной биоэлектрической активности и нескольких компонентов шума различного типа. Совокупное воздействие шума приводит к искажению формы волны ЭМГ-сигнала, снижению информационности сигнала и ухудшению качества последующей обработки.

Для иллюстрации этого эффекта на рисунке 4 представлен составной шум, который представляет собой комбинацию широкополосного шума, линейных помех и низкочастотного смещения базовой линии. Анализ такого сигнала позволяет отразить реальные условия регистрации ЭМГ и обосновать применение методов фильтрации.

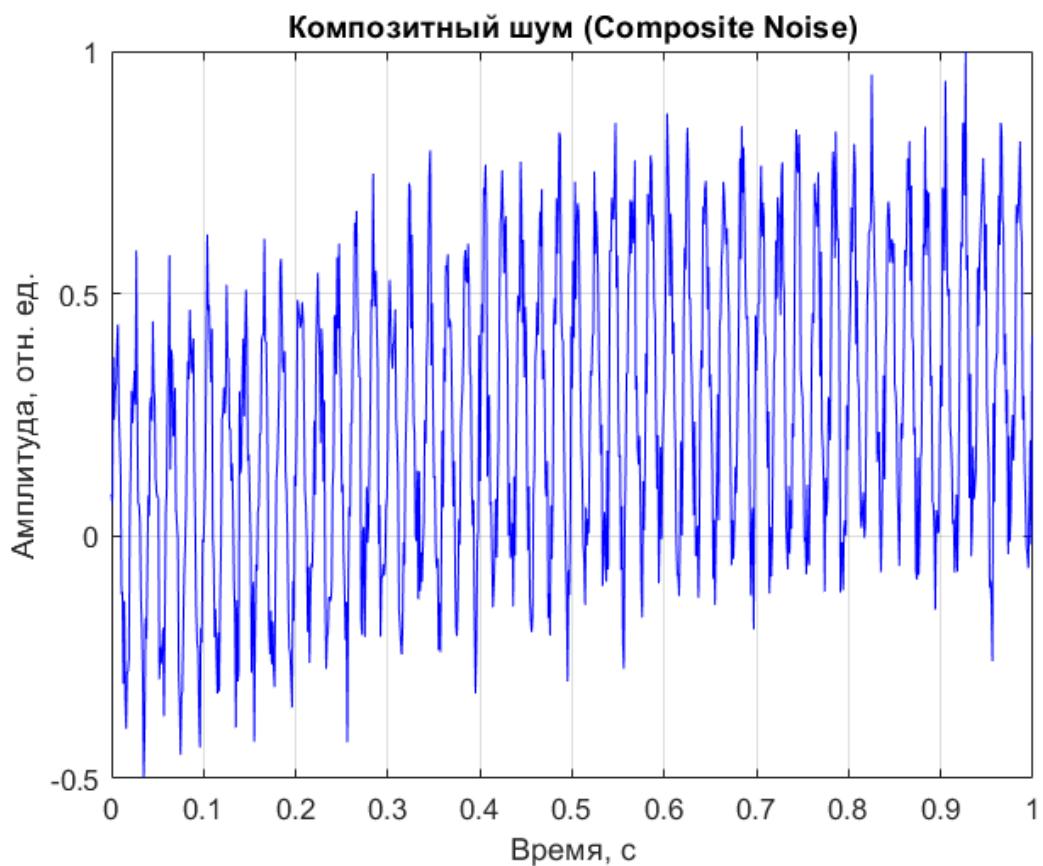


Рисунок 4 — композитный шум. Показывает смесь всех шумовых компонентов. Максимально близок к реальным условиям измерения [10].

1.4 Анализ методов обработки и анализа ЭМГ сигналов

Методы цифровой обработки электромиографических сигналов являются ключевым этапом в получении информативных, стабильных и поддающихся анализу данных, особенно с учетом характеристик сигналов, упомянутых в разделах 1.1–1.3. Как указано выше, электромиографический сигнал характеризуется выраженной изменчивостью, подвержен физиологическим и техническим факторам, охватывает широкий спектр частотных компонентов и регистрируется со значительным уровнем шума. В необработанном виде такой сигнал не может считаться пригодным для более глубокого анализа, задач классификации или оценки состояния мышц или систем биологического контроля. Поэтому цифровая обработка направлена на улучшение качества ЭМГ-записей, отделение информационных характеристик и удаление нежелательных компонентов, затрудняющих интерпретацию нервно-мышечной активности.

Современные методы обработки ЭМГ-сигнала реализуют последовательную структуру.

Фильтрация направлена на устранение низко- и высокочастотных искажений, уменьшение влияния артефактов движения, подавление шума линии и стабилизацию общей структуры сигнала. На этом этапе важно не изменять физиологически значимые компоненты. Поэтому методы обработки выбираются в зависимости от частотных характеристик ЭМГ и конкретных требований эксперимента.

Первый этап заключается в устраниении низкочастотных дрейфов и артефактов движения, которые часто вызваны смещением электродов, растяжением кожи или изменениями контактного сопротивления. Для этого используется фильтр верхних частот с частотой среза от 10 до 20 Гц. Основная энергия произвольной мышечной активности превышает 20 Гц, поэтому такой фильтр сохраняет информативные компоненты сигнала.

Типичная передаточная функция фильтра Баттервортта ВЧ – типа второго порядка описывается выражением:

$$H(s) = \frac{s^2}{s^2 + \sqrt{2} \omega_c + \omega_c^2}; \quad (1.4)$$

где ω_c – частота среза.

Фильтр Баттервортса гарантирует равномерную АЧХ и минимальные искажение амплитуды.

Электромагнитные наводки от сети один из наиболее выраженных источников искажений. Их подавление осуществляется с помощью режекторного фильтра:

$$H_{notch}(s) = \frac{s^2 + \omega_0^2}{s^2 + \frac{\omega_0}{Q}s + \omega_0^2} \quad (1.5)$$

где $\omega_0 = 2\pi \cdot 50$ Гц, Q – добротность [12].

Полосовая фильтрация является одним из центральных этапов предварительной обработки поверхностного ЭМГ-сигнала, поскольку она позволяет выделить физиологически значимую часть спектра мышечной активности, одновременно устранивая низкочастотные и высокочастотные помехи. Спектр общей активности двигательных единиц в основном сосредоточен в диапазоне от примерно 20 до 450 Гц. Именно этот диапазон рекомендуется международным стандартом SENIAM и широко используется в клинической и технической практике. Нижний предел диапазона позволяет эффективно подавлять медленные искажения, связанные с движением электродов, изменением контактного сопротивления и смещением базовой линии. Эти искажения имеют частоты от нескольких долей герца до 15–20 Гц и могут значительно превышать амплитуду самого ЭМГ-сигнала, поэтому их подавление является обязательным.

Верхний предел фильтрующего диапазона обычно устанавливается в пределах от 400 до 500 Гц. За пределами этого диапазона поверхностного ЭМГ-сигнала практически не содержит полезной физиологической информации, поскольку потенциалы действия мышечных волокон ограничены и имеют узкий спектр. Компоненты, превышающие 450–500 Гц, часто связаны с электронным тепловым шумом, высокочастотными электромагнитными помехами, шумом квантования АЦП и другими неинформационными процессами. Кроме того, большинство систем регистрации ЭМГ имеют частоту дискретизации от 1 до 2 кГц, поэтому анализ на чрезмерно высоких частотах не дает никаких преимуществ и может даже привести к чрезмерной чувствительности к шуму.

Полосовые фильтры реализуются в виде последовательного расположения высокочастотных и низкочастотных звеньев, что позволяет независимо контролировать ослабление медленных артефактов и ограничивать верхнюю часть спектра. На практике часто используются фильтры Баттервортса или Бесселя. Фильтры Баттервортса обеспечивают частотную характеристику с равномерной амплитудой без резких пиков, что делает их удобными для общей

обработки. Фильтры Бесселя предпочтительны в тех случаях, когда форма потенциала действия двигательной единицы должна быть сохранена в максимально возможной степени, поскольку они имеют линейную фазовую характеристику и наименьшую групповую задержку. Это особенно важно при анализе морфологии МУАР или расчете временных маркеров, чувствительных к фазовому искажению.

Правильная настройка полосового фильтра значительно влияет на качество последующей обработки ЭМГ. Слишком низкий нижний предел позволит артефактам движения проникнуть в сигнал, что особенно важно при использовании ЭМГ в системах управления протезами. Слишком низкий верхний предел может «обрезать» важные компоненты потенциала действия, в то время как слишком высокий предел увеличивает чувствительность к шуму. Следовательно, диапазон от 20 до 450 Гц является оптимальным и используется в подавляющем большинстве научных исследований и практических применений.

Полосовая фильтрация не только улучшает качество сигнала, но и обеспечивает стабильность рассчитанных показателей производительности, таких как эффективное значение, среднее значение, медианные и средние частоты, а также улучшает характеристики преобразований во времени и частоте. Полосовой фильтр в диапазоне 20–450 Гц можно считать стандартным и практически обязательным элементом для обработки сигналов ЭМГ в инженерных и клинических системах.

После фильтрации сигнал ЭМГ остается зашумленным и характеризуется быстрыми случайными колебаниями вокруг нулевой линии. Хотя эти колебания отражают реальную электрическую активность двигательных единиц, их форма затрудняет углубленный математический анализ. Многие методы количественной оценки ЭМГ (изоляция огибающей, энергетические характеристики, расчет временных меток и нормализация) требуют преобразования сигнала в однополярную форму. Поэтому следующим обязательным этапом обработки является выпрямление.

Ректификация — это преобразование сигнала, при котором ни одно из его значений не является отрицательным, то есть сигнал переходит из биполярной формы в однополярную. В контексте ЭМГ-сигналов наиболее распространенным является полное ректификация, определяемое как извлечение модулированного сигнала. Это преобразование устраняет взаимную компенсацию положительных и отрицательных фаз, которые неизбежно присутствуют в исходном ЭМГ-сигнале, и обеспечивает качество последующего расчета энергетических характеристик и амплитуды.

Основным преимуществом полной ректификации является то, что оно сохраняет структуру колебаний амплитуды, не сглаживая быстрые изменения и не изменяя относительную амплитуду активности. Это особенно важно,

поскольку амплитуда ЭМГ-сигнала тесно связана с количеством активных двигательных единиц и частотой их разрядов, что делает ее полезным физиологическим параметром. В биполярных сигналах эти характеристики маскируются наложением положительных и отрицательных полуволн, поэтому использование необработанного сигнала без ректификации приводит к значительной потере информации.

После ректификации сигнал ЭМГ становится более понятным для визуальной интерпретации. Полярность перестает играть роль, и исследователь может анализировать динамику мышечной активности в виде пиков амплитуды.

Более того, ректифицированный сигнал составляет основу огибающей, которая представляет собой сглаженную кривую, отражающую изменения уровня мышечной активности во времени. Поскольку сама огибающая рассчитывается как сглаженное значение модуля ЭМГ-сигнала, выпрямление является важным предварительным этапом для получения правильной и физиологически значимой огибающей.

Следует отметить, что ректификация не изменяет частотный состав сигнала, связанного с активностью двигательной единицы, но из-за особенностей преобразования абсолютного значения увеличивает содержание низких частот. Затем эта огибающая фильтруется, где используется фильтр низких частот в диапазоне 3–6 Гц для получения гладкой последовательности возбуждения.

Исходя из этого, Ректификация является ключевым этапом обработки ЭМГ, необходимым для преобразования исходной записи, похожей на шум, в структурированный сигнал, который можно интерпретировать и анализировать. Его применение гарантирует правильное извлечение информации об амплитуде, формирование огибающей, лучшую визуализацию и подготовку данных для последующих математических и технических алгоритмов.

Практически все подходы к выделению огибающей базируются на двух последовательных операциях: (1) ректификация сигнала (преобразование по модулю) и (2) сглаживание ректифицированного сигнала низкочастотным методом. Формально это часто записывают как:

$$x_{env}(t) = LPF(|x(t)|) \quad (1.7)$$

где $x(t)$ - предобработанный (отфильтрованный полосой) и ректифицированный сигнал, а LPF — оператор низкочастотной фильтрации (обычно цифровой).[13]

Простая реализация огибающей заключается в вычислении среднего значения абсолютных значений в окне заданной длины (например, от 30 до 100 мс). Реализация скользящего среднего в реальном времени проста и дает гладкий профиль, хотя прямоугольное окно вносит спектральные артефакты и

эффект «сглаживания». По сравнению с фильтрами с прямоугольной функцией окна, относительно медленно реагирует на резкое изменение активации [14].

RMS в окне даёт более физиологичную оценку активности, поскольку RMS напрямую связан с энергетическим содержанием сигнала и коррелирует с механической силой мышцы

$$x_{RMS}(t) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x^2(t-k)}, \quad (1.8)$$

где N — размер окна (обычно 50–200 отсчётов в зависимости от частоты дискретизации). RMS-огибающая более устойчива к случайным всплескам и показывает лучшую корреляцию с моментальной мышечной силой [14].

Вывод по главе 1

В первой главе был проведен исчерпывающий обзор теоретических и практических аспектов, связанных с генерацией, регистрацией и обработкой электромиографических сигналов. Проведенный анализ позволил рассматривать электромиографию как интегрированный и междисциплинарный подход, сочетающий биофизические механизмы, характеризующие функционирование нервно-мышечной системы, с инженерными методами измерения и цифровой обработки слабых биоэлектрических сигналов.

В разделе 1.1 рассматриваются физиологические основы электромиографического метода, демонстрирующие, что регистрируемый ЭМГ-сигнал является результатом пространственно-временного наложения потенциалов действия, исходящих от множества двигательных единиц. Было установлено, что структура поверхностной ЭМГ формируется в результате сложных процессов распространения биоэлектрических потенциалов в объемном проводнике биологических тканей, которые обладают отличными фильтрующими свойствами. Это приводит к сглаживанию высокочастотных компонент, уменьшению амплитуды и появлению шумового сигнала, что значительно затрудняет анализ и интерпретацию без использования специальных методов обработки.

В разделе 1.2 представлен полный анализ методов регистрации и измерения сигналов ЭМГ, а также аппаратных характеристик измерительной системы. Электромиографический сигнал относится к классу биопотенциалов малой амплитуды, регистрируемых под воздействием значительных внешних и внутренних помех. Была продемонстрирована решающая роль принципа дифференциального измерения и высоких значений коэффициента подавления

синфазного сигнала (CMRR) для обеспечения соотношения сигнал/шум даже на этапе аппаратной регистрации. Были проанализированы характеристики поверхностных и внутримышечных электродов, а также определены их преимущества и ограничения. Было также продемонстрировано, что, несмотря на их чувствительность к шуму и артефактам, поверхностные электроды широко используются на практике для биотелеметрии и протезирования.

В разделе 1.3 приводится подробный анализ факторов, влияющих на характеристики сигнала ЭМГ. Установлено, что формирование сигнала определяется сочетанием физиологических, анатомических, биомеханических и технических факторов, в том числе параметров двигательных единиц, свойств биологических тканей, качества контакта электродов и характеристик устройства. Особое внимание уделено источникам искажения сигнала ЭМГ, таким как шум, присущий электронному оборудованию, электромагнитные помехи из окружающей среды, линейный шум, артефакты движения и дрейф базовой линии. В реальных сценариях записи все эти помехи возникают одновременно, образуя сложную структуру шума, которая значительно снижает информативность сигнала и затрудняет его прямой анализ.

В разделе 1.4 были рассмотрены основные методы цифровой обработки и анализа электромиографических сигналов. Показано, что из-за низкого отношения сигнал/шум и выраженных нестационарных характеристик сигнал ЭМГ в необработанном виде не подходит для использования в системах количественного анализа и биологической обратной связи. Была обоснована необходимость многоэтапной обработки, включающей полосовую фильтрацию, подавление линейных помех и низкочастотных помех, выпрямление, разделение огибающей и расчет временных, спектральных и частотно-временных характеристик. Подчеркнута чрезвычайная важность правильной настройки параметров фильтрации, поскольку чрезмерное подавление частотных компонентов или использование фильтров более высокого порядка может привести к искажению морфологии сигнала и снижению надежности рассчитанных

2. Синтез способов обработки сигналов электромиографии

Как указано в первой главе, на сигнал ЭМГ влияют различные факторы, которые определяют его информационное содержание и уровень искажения. Разработка правильной и надежной системы обработки сигнала является ключевым этапом в создании алгоритмов анализа ЭМГ-сигнала.

Сложность ЭМГ-сигнала связана с рядом фундаментальных свойств. К ним относятся низкое соотношение сигнал/шум, широкий диапазон частот для информационной компоненты, высокий уровень артефактов движения и электрическое сопротивление внешних устройств. Эти характеристики требуют применения комплексного подхода к обработке, который включает предварительную фильтрацию, устранение первичных искажений и углубленный анализ статистических и спектральных характеристик.

В этих условиях синтез означает разработку структуры алгоритма обработки, а затем выбор оптимальных параметров фильтрации и настройку полного набора операций, который гарантирует сохранение морфологической структуры сигнала.

Научная литература указывает, что качество визуализации и достоверность рассчитанных характеристик зависят от точности настройки системы регистрации и обработки. Следовательно, разработка алгоритма обработки предполагает анализ состава шума, оценку частотных диапазонов выбранной исследовательской задачи, разработка алгоритма обработки должна основываться на анализе состава шума, оценке частотных диапазонов выбранной исследовательской задачи, понимании принципов работы фильтров и последствий выбора их порядка, а также учете особенностей последующего морфологического анализа.

Соответственно, в следующей главе будет проведено полное исследование и разработка методов обработки сигналов ЭМГ, начиная с конфигурации системы регистрации, которая включает в себя описание используемого оборудования, и заканчивая обобщением методов фильтрации и расчетом параметров обработки. Особое внимание уделяется полосовому фильтру, основанному на полиномах Баттервортса, поскольку этот тип фильтра обеспечивает максимальную амплитуду частотной характеристики и минимальное искажение формы сигнала. Особый интерес представляет влияние порядка фильтра на отношение сигнал/шум, которое требует математического анализа и расчета коэффициентов фильтра для различных конфигураций системы.

2.1 Настройка

Эффективность последующей обработки сигналов ЭМГ напрямую зависит от качественной предварительной фильтрации. В предыдущих главах были рассмотрены источники и характеристики помех, поэтому в этом разделе акцент делается не на их характеристиках, а на том, как выбор параметров фильтрации влияет на качество последующего анализа сигналов.

На практике фильтрация является первым этапом, на котором принимаются наиболее важные решения, такие как какие частоты сохранить, какие подавить и насколько быть избирательным. Именно на этом этапе определяется диапазон для спектрального и статистического анализа. Ошибки при выборе параметров фильтра приводят к двум типичным проблемам:

1) Недостаточное удаление артефактов, которые приводят к искажению измерений RMS, MF и MPF и затрудняют интерпретацию морфологии;

2) Когда полезные компоненты частично удаляются вместе с шумом, особенно при высоких порядках фильтра, фильтр оказывает чрезмерное влияние на форму сигнала.

Выбор фильтра становится особенно актуальным, когда структура сигнала ЭМГ явно нестабильна. Даже при правильной регистрации реальные биологические сигналы характеризуются нестабильностью амплитуды, смещением базовой линии и нестабильностью частоты мышечных усилий. Следовательно, параметры фильтра должны быть выбраны таким образом, чтобы не искажать внутреннюю динамику сигнала, особенно при морфологическом анализе, где даже незначительные сдвиги фазы могут привести к неверной оценке временных характеристик.

Практические исследования также показывают, что одни и те же методы фильтрации могут давать очень разные результаты в зависимости от конкретного порядка фильтра и способа его применения (однонаправленная или двунаправленная обработка). Порядок фильтра определяет наклон АЧХ и уровень подавления внеполосных компонентов, но также влияет на форму перехода и количество утечки на границах сегментов. Это означает, что выбор порядка фильтра не является формальным техническим параметром, а важный элемент синтеза алгоритма обработки, который напрямую влияет на достоверность результатов вычислений.

В ряде проблем используется сравнение морфологических свойств нескольких реализаций ЭМГ-сигнала. Если параметры фильтрации выбраны неправильно, сравнение является неверным, поскольку различия между сигналами могут быть связаны с характеристиками фильтра, а не с конкретными физиологическими изменениями.

Следовательно, дальнейшая настройка фильтров и обоснование их параметров является обязательным этапом синтеза алгоритма обработки сигналов ЭМГ и служит основой для всех последующих процедур анализа.

Анализ амплитудно-временной структуры исходного сигнала ЭМГ был выполнен на основе необработанной записи, полученной с частотой дискретизации $\Gamma_{\text{ц}} = 2000$ Гц. На рисунке 5 показана полная амплитудно-временная форма волны, в которой четко прослеживается несколько фрагментов мышечной активности различной продолжительности и интенсивности. Эти участки представляют собой импульсные реализации, возникающие при вытягивании двигательных агрегатов и характеризующиеся выраженной несистемностью и значительным диапазоном значений амплитуды. Периоды покоя между ними характеризуются низкой активностью, но именно в этих местах наблюдаются дрейфующие артефакты и низкочастотные шумы.

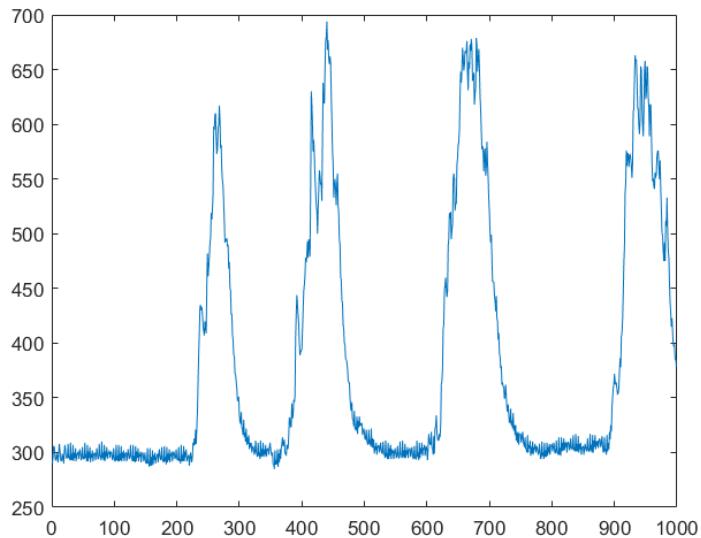


Рисунок 5 — Амплитудно-временная форма исходного ЭМГ-сигнала
(сырые данные)

В этой части наблюдаются резкие скачки высокочастотных вибрационных составляющих и амплитуды, что в дальнейшем определяет необходимость применения методов нормализации и сглаживания. Эти локальные характеристики указывают на спектральное разнообразие сигнала, а также на наличие выбросов, которые могут существенно повлиять на среднеквадратичное значение и другие статистические показатели.

Для исследования частотного состава ЭМГ была выполнена дискретная преобразование Фурье (ДПФ), определяемая выражением:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j2\pi kn/N}, \quad f_k = \frac{kF_s}{N} \quad (2.1)$$

где $x(n)$ -отсчеты сигнала, N – количество выборок, f_k – частота соответствующего спектрального коэффициента.

Амплитудный спектр $|X(f)|$, на рисунке 6 показано, что большая часть энергетической составляющей сигнала сосредоточена в диапазоне примерно от 4 до 200 Гц. эта область соответствует информативному участку ЭМГ, связанному с активностью двигательных единиц. Энергия на низких частотах возникает из-за движения, изменения импеданса кожного электрода и дрейфа нулевой линии. А в области выше 300–400 Гц наблюдаются высокочастотные компоненты из-за шума и аппаратных помех.

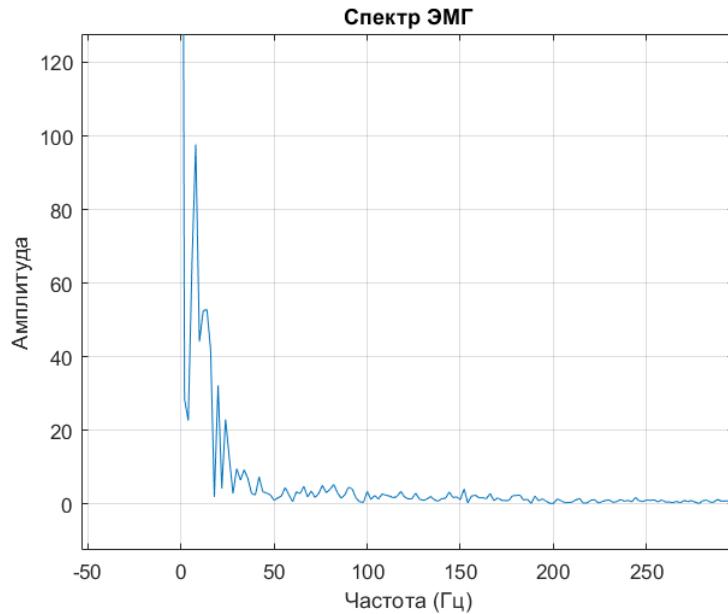


Рисунок 6 — Амплитудно-частотный спектр

Используемая в данном случае система регистрации сигнала ЭМГ реализована в виде распределенной аппаратной архитектуры, построенной на основе модулей Arduino и приборного усилителя AD620ANZ. Модульный подход позволил разделить функции усиления, оцифровки, питания и передачи данных, что позволило снизить помехи и обеспечить стабильность системы при длительной записи.

Система состоит из следующих основных компонентов:

- 1)Поверхностные электроды;
- 2)Первичный аналоговый модуль усиления на основе AD620ANZ;
- 3)Модуль локальной оцифровки на основе Arduino Nano;
- 4)Центральный контроллер на базе Arduino Mega;

5) Вспомогательный модуль питания и синхронизации на базе Arduino Uno Rev3.

Поверхностные электроды(рисунок 7) с твердым проводящим гелем были помещены на среднюю часть двуглавой мышцы плеча. Ориентация электродов была выбрана в соответствии с направлением мышечных волокон. Расстояние между активными электродами поддерживалось постоянным, и электрод сравнения помещали в область, не вовлеченную в мышечную активность.

Перед установкой кожа был очищена и обезжирена, чтобы уменьшить сопротивление. Кабели были прикреплены, чтобы предотвратить ухудшение связи из-за микродвижений.



Рисунок 7 — Поверхностный электрод MSGST-27

Далее операционный усилитель AD620ANZ(рисунок 8) использовался для первичного усиления сигнала. Он обеспечивает высокий CMRR и низкий собственный шум, что критично для регистрации слабых биопотенциалов.

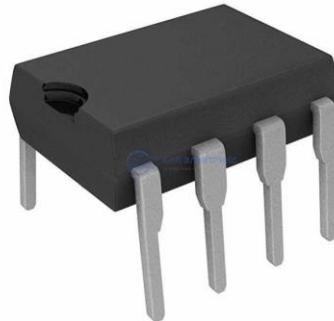


Рисунок 8 — Операционный усилитель AD620ANZ

Коэффициент усиления задаётся резистором R_G по формуле:

$$G = 1 + \frac{49.9\kappa\Omega}{R_G} \quad 2.2$$

Эта формула выбрана, поскольку является основной формулой из технического описания AD620ANZ и определяет точное значение усиления, необходимое для корректного масштабирования слабых амплитуд ЭМГ-сигнала.

Оцифровка сигнала ЭМГ в разрабатываемой системе осуществляется с помощью микроконтроллера Arduino Nano (рисунок 9), который служит основным цифровым узлом. В этой конфигурации Arduino Nano принимает аналоговый сигнал от приборного усилителя AD620ANZ и преобразует его во внутренний цифровой формат с помощью встроенного аналого-цифрового преобразователя (АЦП). Использование Nano оправдано его компактностью, низким энергопотреблением и достаточной вычислительной производительностью для выполнения постоянной выборки на требуемой частоте.

АЦП в Arduino Nano работает с 10-битной разрядностью, что обеспечивает уровень квантования 1024 и позволяет регистрировать биопотенциалы, диапазон напряжений которых смещен в область положительных значений. Чтобы повысить точность преобразования, было применено внешнее опорное напряжение, которое позволило уменьшить шаг квантования и повысить чувствительность системы к низкоамплитудным компонентам в сигнале ЭМГ. Частота дискретизации установлена на 2000 Гц, что обеспечивает правильное воспроизведение информационной части спектра ЭМГ-сигнала.

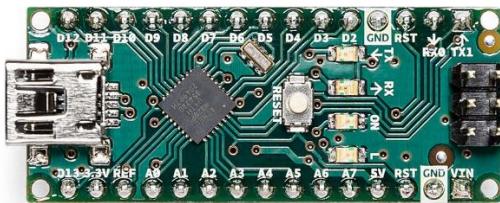


Рисунок 9 — Arduino Nano

Центральным элементом системы является микроконтроллер Arduino Mega, который служит узлом агрегации и управления данными. На этом этапе система принимает пакеты данных, поступающие от Arduino Nano,

структурит их, проверяет целостность и выполняет временную маркировку. Использование Arduino Mega (рисунок 10) оправдано увеличением объема оперативной памяти и расширением набора последовательных интерфейсов, что позволяет организовать регулярную передачу данных в реальном времени и, при необходимости, параллельную работу нескольких каналов записи.

Особое внимание уделяется формированию непрерывного потока данных через микроконтроллер Mega, после чего эти данные передаются на персональный компьютер для анализа и хранения.

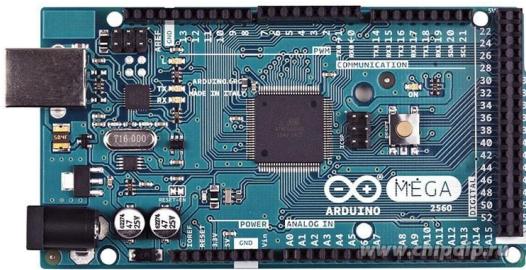


Рисунок 10 — Arduino Mega

Чтобы обеспечить корректную работу аналоговой схемы системы, в ней используется дополнительный модуль питания на базе Arduino Uno Rev3 (рисунок 11). Основная цель этого модуля - обеспечить стабильное и низкошумящее питание чувствительных аналоговых компонентов, включая усилитель AD620ANZ. Использование отдельного модуля питания позволяет изолировать аналоговую схему от цифровых узлов, что снижает влияние коммутационных помех, возникающих в результате работы микроконтроллеров и интерфейсов передачи данных.

Модуль питания стабилизирует напряжение, подаваемое на усилитель, и формирует опорный уровень, необходимый для смещения выходного напряжения AD620ANZ на вход АЦП в пределах совместимого диапазона. Это решение предотвращает насыщение входных каскадов Arduino Nano и обеспечивает правильную регистрацию сигнала при различных уровнях мышечной активности. Кроме того, модуль питания отвечает за фильтрацию высокочастотных помех и подавление перепадов напряжения, которые могут возникнуть при работе цифровых компонентов системы.

Удаление аналогового модуля из цифровой части и подача отдельного источника питания от усилителя позволяют значительно увеличить отношение сигнал / шум и снизить вероятность возникновения артефактов, не связанных с реальной биологической активностью. Такое разделение оборудования имеет решающее значение для систем регистрации биосигналов, поскольку напрямую влияет на качество последующей цифровой обработки [15].



Рисунок 11 — Arduino Uno Rev3

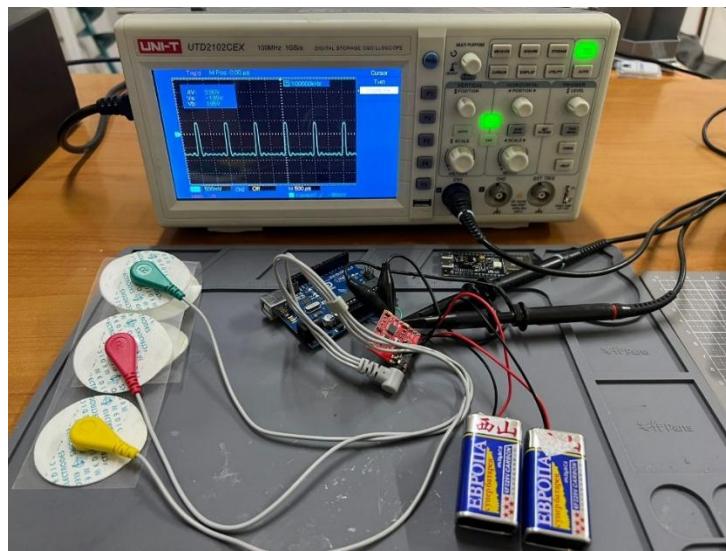


Рисунок 12 — Физическая реализация системы

Рассматриваемая система записи на рисунке 12, обеспечивает правильное усиление и оцифровку сигнала ЭМГ, минимизирует аппаратный шум и формирует стабильный поток данных для последующих этапов обработки. Такая архитектура обеспечивает необходимую основу для синтеза алгоритмов фильтрации и анализа, которые будут рассмотрены в будущем.

Выбор типа фильтра является важным этапом в разработке алгоритма обработки сигналов ЭМГ, поскольку точная фильтрация определяет степень подавления внешних и внутренних помех, стабильность спектральных характеристик и сохранение исходной морфологии сигнала. В результате предыдущего анализа частотной структуры исходного сигнала ЭМГ была определена целевая полоса пропускания от 4 до 200 Гц. Нижний предел в 4 Гц оправдан необходимостью устранения явных низкочастотных артефактов, таких как дрейф базовой линии, смещение контакта электрода, механические микротрешины и изменения импеданса кожа–электрод. А верхний предел в 200 Гц соответствует спектральному диапазону, охватывающему большую часть

информационной активности ЭМГ-сигнала, и позволяет эффективно подавлять высокочастотный аппаратный шум.

Для получения фильтра с необходимыми характеристиками в данной работе был выбран фильтр Баттервортса, который обладает рядом свойств, делающих его оптимальным для обработки биосигналов. Основным преимуществом фильтра Баттервортса является монотонность амплитудно-частотной характеристики в полосе пропускания, то есть отсутствие пульсаций (волнистости). Математически передаточная функция фильтра Баттервортса N-го порядка определяется следующим выражением:

$$|H(j\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \left(\frac{\omega}{\omega_c}\right)^{2N}} \quad (2.2)$$

где ω_c – частота среза, N – порядок фильтра.

Фильтр Баттервортса также характеризуется постепенным спадом амплитудных характеристик и предсказуемостью фазовой задержки, что позволяет эффективно использовать двунаправленную фильтрацию для получения нулевой фазы. При двунаправленной фильтрации аналоговый прототип преобразуется в цифровой фильтр путем билинейного преобразования.

$$s = \frac{2}{T} \cdot \frac{1 - z^{-1}}{1 + z^{-1}} \quad (2.3)$$

где $T = 1/F_s$ – шаг дискретизации [16].

Выбор фильтра Баттервортса также оправдан с точки зрения стабильности и вычислительной эффективности. Он имеет простую математическую структуру и легко реализуется в цифровом виде как IIR-фильтр второго или более высокого порядка.

Дополнительным аргументом использования фильтра Баттервортса является его стабильное поведение при обработке сигналов с различной динамикой и высоким уровнем шума. ЭМГ-сигнал нестационарен, и его энергетическое распределение меняется в зависимости от уровня мышечной силы. Поэтому важно использовать фильтр, который одинаково корректно работает как при низких, так и при высоких амплитудах. В этом смысле фильтр Баттервортса обеспечивает оптимальный баланс между сохранением структуры сигнала и подавлением помех [16].

Определение оптимальных границ полосы пропускания является важным шагом в разработке алгоритмов фильтрации сигналов ЭМГ, поскольку именно эти пороговые значения частот определяют условия, позволяющие отличать

информационные компоненты биоэлектрической активности от артефактов и шума. Хотя первичный сигнал ЭМГ имеет широкополосный спектр, его распределение энергии существенно неравномерно и в значительной степени зависит от физиологических характеристик мышц, типа сокращения и характеристик измерительного прибора.

Таким образом, выбор полосы фильтрации должен основываться как на биомеханических свойствах мышцы, так и на результатах спектрального анализа фактически записанного сигнала.

Анализ амплитудно-частотных характеристик исходного сигнала показал, что большая часть информационной энергии сосредоточена в диапазоне от 4 до 200 Гц. Компоненты с частотой менее 4 Гц в основном определяются дрейфом базовой линии, дыхательными и постуральными движениями, смещением электродов, изменением контактного импеданса и другими механическими факторами. Эти низкочастотные составляющие не содержат полезной информации о биоэлектрической активности мышц и приводят к значительным искажениям при расчете среднеквадратичных значений, огибающей и статистических характеристик.

Поэтому нижний предел полосы пропускания установлен на уровне 4 Гц, что позволяет эффективно подавлять низкочастотные заносы и стабилизировать временную форму сигнала.

Следует подчеркнуть, что выбранная полоса пропускания напрямую влияет на качество этапов последующей обработки. Подавление частот ниже 4 Гц обеспечивает стабильную работу процедур нормализации и изоляции огибающей, в то время как подавление компонентов выше 200 Гц уменьшает колебания и экстремальные колебания, тем самым повышая точность среднеквадратичного значения, средней частоты и других спектральных показателей. Таким образом, диапазон от 4 до 200 Гц является наиболее эффективным не только с физиологической и материальной точек зрения, но и с точки зрения последующих аналитических операций.

В целом, совокупность перечисленных факторов позволяет сделать вывод, что полоса пропускания от 4 до 200 Гц идеально подходит для анализа сигнала поверхностной ЭМГ и является стабильной основой для дальнейшей фильтрации сигнала, выделения огибающей и расчета количественных характеристик мышечной активности.

Важным аспектом цифровой обработки сигналов ЭМГ является выбор режима фильтрации, поскольку направление сигнала через фильтр определяет характер фазовых искажений и степень сохранения временной структуры биоэлектрической активности. При стандартной односторонней фильтрации выходная последовательность формируется согласно рекурсивному соотношению цифрового IIR-фильтра:

$$y[n] = \sum_{k=0}^M b_k x[n-k] - \sum_{k=1}^N a_k y[n-k] \quad (2.4)$$

где $x[n]$ и $y[n]$ - выходные сигналы a_k и b_k – коэффициенты фильтра.

Такой режим вычислительно прост, но неизбежно приводит к фазовому сдвигу, поскольку фазовая характеристика IIR-фильтра не является линейной [17].

Для устранения этих искажений используется двунаправленная фильтрация, которая заключается в последовательном применении одного и того же фильтра к сигналу сначала вперед, а затем назад. При таком подходе сигнал сначала фильтруется в прямом направлении, затем принятая схема меняется во времени и снова проходит через тот же фильтр. После обратной фильтрации результат снова переводится в исходное направление. Математически это приводит к полной компенсации фазовой составляющей в передаточной функции фильтра, что приводит к отсутствию фазового сдвига в конечном сигнале. В этом случае амплитудная характеристика фильтра фактически возводится в квадрат, что позволяет увеличить наклон частотной характеристики без нарушения плавности полосы пропускания, присущей фильтрам Баттервортса.

Двунаправленная фильтрация особенно важна в задачах анализа сигналов ЭМГ. Он позволяет сохранять временную структуру сигнала, обеспечивая согласованность положения импульсных вспышек, точность огибающей формы и стабильность статистических показателей, привязанных к оси времени. Благодаря отсутствию фазовых искажений двунаправленная фильтрация создает необходимые условия для правильного восстановления последовательности физиологических событий в сигнале в реальном времени. Эти свойства делают его оптимальным выбором в случае автономной обработки, то есть когда точный поиск сигнала предпочтительнее скорости вычислений.

однонаправленная фильтрация характеризуется простотой реализации, но вносит фазовые искажения, которые нежелательны при анализе морфологии ЭМГ. Двунаправленная фильтрация, напротив, устраняет фазовые смещения и полностью сохраняет временную структуру сигнала, обеспечивая более точное представление физиологических процессов. Именно поэтому в данном исследовании применяется двунаправленная фильтрация Баттервортса как наиболее подходящая для анализа поверхностного ЭМГ-сигнала.

Структура алгоритма обработки ЭМГ-сигнала представляет собой систематизированную последовательность вычислительных процедур, направленных на преобразование исходных, загрязнённых шумами и артефактами данных в стабильный и информативный временной ряд,

пригодный для последующего анализа и выделения количественных характеристик. Правильная организация всех этапов обработки определяет качество получаемого результата, поскольку ЭМГ отличается выраженной нестационарностью, высокой вариативностью формы импульсов, большой чувствительностью к аппаратным и механическим помехам, а также значительной амплитудной изменчивостью, зависящей от усилия мышцы и особенностей рекрутования двигательных единиц. В связи с этим алгоритм обработки должен обеспечивать максимально полное сохранение морфологии сигнала, подавление шумов и устойчивость вычислительных операций.

Первым шагом алгоритма является получение цифрового массива данных после оцифровки аналогового сигнала АЦП микроконтроллера. На этой стадии важным требованием является корректность временной разметки: частота дискретизации должна оставаться стабильной на протяжении всей записи, а внутренние задержки, возникающие вследствие передачи данных между модулями системы, не должны влиять на последовательность отсчётов. Даже небольшие нарушения временной структуры могут привести к ошибкам последующего анализа, особенно при вычислении характеристик, связанных с частотной областью или временными переходами. Поэтому алгоритм включает начальную проверку целостности данных, устранение единичных выбросов, связанных с преобразованием, а также выравнивание временных меток при необходимости.

Следующим этапом является полосовая фильтрация сигнала в диапазоне 4–200 Гц, определённая ранее как оптимальная для анализа поверхностного ЭМГ сигнала. Фильтрация выполняется с использованием фильтра Баттервортса, поскольку его плавная амплитудно-частотная характеристика без ряби в полосе пропускания позволяет избежать искусственных колебаний амплитуды, которые могли бы исказить значения RMS и огибающей. Применение двунаправленной фильтрации обеспечивает устранение фазовых искажений, что позволяет сохранить точное положение активных импульсов и избежать временного смещения, характерного для односторонней фильтрации.

После выполнения полосовой фильтрации алгоритм включает удаление остаточной постоянной составляющей и нормализацию амплитуды сигнала. В силу аппаратных особенностей, даже после усиления и фильтрации сигнал может содержать небольшое смещение относительно нулевой линии, возникающее из-за температурного дрейфа или особенностей усилителя. Наличие такой составляющей затрудняет последующие вычисления, поэтому она устраняется посредством высокопроходного фильтрующего звена низкого порядка или простого вычитания среднего значения. Нормализация же выполняется для приведения амплитудных характеристик к сопоставимому диапазону, особенно если анализ требует сравнения сигналов между

различными мышечными усилиями или между разными участниками эксперимента.

Следующий этап – ректификация сигнала. Поскольку ЭМГ представляет собой знакопеременный биосигнал, его амплитудные характеристики в исходном виде не всегда отражают общее суммарное возбуждение мышцы. Ректификация преобразует сигнал в последовательность положительных значений, что позволяет корректно вычислять среднеквадратическую амплитуду, амплитуду огибающей и интегральные показатели. Эта операция является фундаментальной частью большинства классических алгоритмов анализа ЭМГ, и её отсутствие приводит к ошибочным или нестабильным результатам при вычислении энергетических характеристик.

После ректификации алгоритм включает процедуру сглаживания или выделения огибающей. Огибающая представляет собой низкочастотное приближение суммарной активности мышцы и позволяет анализировать динамику изменения усилия во времени. Огибающая может быть получена с использованием низкочастотного фильтра Баттервортса, фильтра Савицкого–Голая или скользящего среднего с определённым окном. В данном исследовании метод формирования огибающей согласуется с общей методикой обработки и использует сглаживающий фильтр, обеспечивающий устойчивость к выбросам и сохранение общей формы активности. Выделенная огибающая служит основой для вычисления временных характеристик, таких как длительность активности, интервалы между фазами и скорость нарастания усилия.

Заключительные этапы алгоритма направлены на формирование количественных метрик, описывающих ЭМГ-сигнал. Среди наиболее часто используемых характеристик — среднеквадратичное значение (RMS), средняя абсолютная величина (MAV), интегральная величина (iEMG), медианная частота спектра и спектральный центроид. Каждая из этих величин характеризует разные стороны мышечной активности: RMS отражает энергетическую насыщенность сигнала, MAV — средний уровень возбуждения, интегральный показатель — суммарную активность за заданный период, а спектральные характеристики — особенности частотного распределения при различных типах мышечных сокращений. Корректность вычисления всех этих параметров напрямую зависит от качества предварительных этапов фильтрации, нормализации и ректификации [18].

Важной частью алгоритма является проверка правильности выполнения всех этапов обработки и обеспечение стабильности вычислений. Поскольку сигнал ЭМГ очень чувствителен к шуму, даже небольшие отклонения в начале обработки могут привести к серьезным ошибкам в конечных показателях. В связи с этим алгоритм включает механизмы контроля качества данных, а именно устранение экстремальных значений, проверку непрерывности

временных рядов, оценку стабильности уровня сигнала и проверку точности расчета огибающей. Эти дополнительные измерения не изменят структуру алгоритма, но обеспечат надежность результатов и позволят использовать обработанные данные для последующего анализа, включая задачи машинного обучения, классификации движений или биомеханической оценки.

Общий алгоритм обработки сигналов ЭМГ многопоточный процесс, в котором каждый шаг логически связан с предыдущим и подготавливает сигнал к следующей операции. Правильно организованная структура-от оцифровки и фильтрации до ректификации и расчета количественных характеристик позволяет надежно изолировать информационные компоненты сигнала ЭМГ и получать стабильные количественные параметры, характеризующие мышечную активность. Эта последовательность обеспечивает высокую точность анализа и сводит к минимуму воздействие шума, что делает ее оптимальной для исследовательских и инженерных задач [18].

2.2Расчёт коэффициентов системы обработки сигнала

Этапом создания системы обработки электромиографических сигналов является расчет параметров цифровых фильтров, которые подавляют низкочастотные и высокочастотные помехи, сохраняя при этом морфологию информационной части ЭМГ. В предыдущих разделах было представлено теоретическое обоснование использования фильтра Баттервортса с полосой пропускания от 4 до 200 Гц. Однако для перехода от теоретических рассуждений к практической реализации алгоритма необходимо получить четко количественно определенные типы передаточных функций и соответствующие коэффициенты для цифровой реализации фильтров. На этом этапе формируется математическая основа всей системы обработки сигнала, которая определяет стабильность системы, свойства фильтрации, фазовые и частотные характеристики, а также способность правильно и эффективно подавлять помехи различного характера.

Процесс расчета коэффициентов цифрового фильтра основан на классической методике, которая включает в себя несколько последовательных этапов: сначала создать аналоговый низкочастотный прототип Баттервортса, затем преобразовать этот прототип в полосовой фильтр с заданной полосой пропускания, сопоставить частоты с цифровой системой с заданной частотой дискретизации, выполнить билинейное преобразование для перехода в область z и получить дискретную передаточную функцию, пригодную для реализации в системах цифровой обработки сигналов. Этот подход является общепринятым в

теории цифровой обработки сигналов и гарантирует воспроизводимость и достоверность результатов независимо от конкретной аппаратной платформы (в данном случае Arduino и внешних модулей сопряжения, усиления и АЦП).

Аналоговый прототип низкочастотного фильтра Баттервортта имеет передаточную функцию вида:

$$H_{LP}(s) = \frac{1}{\prod_{k=1}^N (s - p_k)} \quad (2.5)$$

где N – порядок фильтра, а полюса p_k - определяется выражением:

$$p_k = \omega_c \exp \left(j \frac{2k + N - 1}{2N} \pi \right) \quad (2.6)$$

Полюса располагаются на полуокружности комплексной плоскости, обеспечивая монотонное поведение амплитудно-частотной характеристики как в полосе пропускания, так и в полосе подавления. Важной особенностью фильтра Баттервортта является отсутствие ряби — критически важное свойство для обработки ЭМГ-сигналов, где микровибрации амплитуды могут существенно изменять параметры RMS, огибающей и медианной частоты, приводя к неверной оценке степени мышечной активности [19].

Аналоговый низкочастотный прототип преобразуется в полосовой фильтр с рабочим диапазоном 4–200 Гц. Нижняя и верхняя частоты определяются:

$$\omega_{low} = 2\pi \cdot 4, \quad \omega_{high} = 2\pi \cdot 200,$$

Ширина полосы:

$$B = \omega_{high} - \omega_{low}$$

а средняя частота определяется как:

$$\omega_{avg} = \sqrt{\omega_{low} \cdot \omega_{high}}$$

Преобразование низкочастотного прототипа в полосовой фильтр выполняется заменой:

$$s \rightarrow \frac{s^2 + \omega_0^2}{Bs} \quad 2.7$$

Это приводит к удвоению порядка фильтра, что является фундаментальным свойством полосовых преобразований. Так, если исходный низкочастотный прототип является фильтром порядка N , то соответствующий полосовой фильтр будет иметь порядок $2N$.

На основе описанной методики в MATLAB были получены передаточные функции для полосовых фильтров Баттерворта различных порядков.

Порядок $n = 2$.

Непрерывная функция $W_1(s)$

$$W_1(s) = \frac{0.03977s}{s^2 + 0.03977s + 0.00396}$$

Дискретная функция $W_1(z)$:

$$W_{1d}(z) = \frac{0.01948z^2 - 0.01948}{z^3 - 1.957z + 0.961}$$

Порядок $n = 4$.

$$W_2(s) = \frac{0.001582s^2}{s^4 + 0.05624s^3 + 0.009502s^2 + 0.0002227s + 1.568 \cdot 10^{-5}}$$

$$W_{2d}(z) = \frac{0.0003837z^4 - 0.0007674z^2 + 0.0003837}{z^4 - 3.936z^3 + 5.818z^2 - 3.827z + 0.9454}$$

Порядок $n = 6$.

$$W_3(s) = \frac{6.29 \cdot 10^{-5}s^3}{s^6 + 0.07954s^5 + 0.01504s^4 + 0.0006929s^3 + 5.957 \cdot 10^{-5}s^2 + 1.247 \cdot 10^{-6}s + 6.21}$$

$$W_{3d}(z) = \frac{7.534 \cdot 10^{-6}z^6 - 2.26 \cdot 10^{-5}z^4 + 2.26 \cdot 10^{-5}z^2 - 7.534 \cdot 10^{-6}}{z^6 - 5.909z^5 + 14.56z^4 - 19.15z^3 + 14.18z^2 - 5.604z + 0.9236}$$

Во второй главе систематически рассматриваются основные этапы проектирования и параметрической настройки системы электромиографической обработки сигнала на основе полосового фильтра Баттерворта. Применение фильтрации в диапазоне 4–200 Гц оправдано анализом требований к качеству

ЭМГ-записи, характеристики структуры исходного сигнала и спектра его информационной составляющей. Выбор данного диапазона частот является результатом комплексного анализа: нижняя граница позволяет устраниить артефакты движения, дрейф базовой линии, изменения контакта кожа–электрод и механические воздействия низкой частоты, а верхняя граница позволяет эффективно устраниить высокочастотные аппаратные шумы, индуцированные помехи и паразитные компоненты, не связанные с биоэлектрической активностью мышечных волокон.

Было показано, что при синтезе полосовых фильтров порядок системы увеличивается вдвое по сравнению с порядком исходного низкочастотного прототипа. Таким образом, фильтры порядков 2, 4, 6, 8, 10 и 12 реализуют полосовые аналоги НЧ-прототипов порядка 1, 2, 3, 4, 5 и 6 соответственно. Это свойство является фундаментальным следствием преобразования частотной оси при переходе от низкочастотной к полосовой форме и играет важную роль как в математической модели, так и в практической реализации системы обработки. Анализ расчётных данных и передаточных функций показал, что повышение порядка фильтра приводит к более крутым склонам АЧХ и более эффективному подавлению шумов, однако сопровождается увеличением числа коэффициентов и потенциальной чувствительностью к численным погрешностям. На практике оптимальными для ЭМГ являются порядки 4–6, обеспечивающие баланс между качеством фильтрации и устойчивостью реализации.

Полный расчет дискретных передающих функций $W(s)$ посредством их билинейного преобразования $W(z)$. Преобразование в аналоги $W(z)$ и формирование таблицы коэффициентов для реализации фильтров разного порядка. Расчеты включают определение числителей и знаменателей полиномиальных выражений, соответствующих конкретным характеристикам системы, а также показывают, как изменяется структура передаточной функции по мере увеличения порядка фильтра. Использование программной среды MATLAB позволило получить точные коэффициенты реализации, гарантирующие правильную последующую фильтрацию при частоте дискретизации 2000 Гц. Эта часть работы имеет практическую ценность, поскольку результаты могут быть непосредственно использованы в системах цифровой обработки сигналов, встроенных устройствах и прототипах роботизированных протезов.

Все проведенные исследования и расчеты позволяют сформировать целостное представление о принципах построения системы фильтрации сигнала ЭМГ. В главе объясняется выбор алгоритма фильтрации, параметры полосы пропускания, тип фильтра, его порядок и способ цифровой реализации. При этом обоснованность выбранного подхода доказана как с теоретической, так и с практической точки зрения. Этот комплекс мер составляет математическую и алгоритмическую основу системы обработки сигнала, на основе которой в

следующих разделах будет оцениваться влияние выбранных параметров фильтра на морфологию сигнала, спектральные и статистические характеристики ЭМГ.

Вывод по главе 2

Во второй главе были системно рассмотрены ключевые этапы разработки и параметрической настройки системы обработки электромиографического сигнала, построенной на основе полосового фильтра Баттервортса. На основе анализа требований к качеству регистрации ЭМГ, особенностей структуры исходного сигнала и спектра его информативной составляющей была обоснована необходимость применения фильтрации в полосе 4–200 Гц. Выбор именно такого частотного диапазона является результатом комплексного анализа: нижняя граница обеспечивает подавление артефактов движения, дрейфа базовой линии, вариаций контакта «кожа–электрод» и низкочастотных механических возмущений, тогда как верхняя граница позволяет эффективно устранять высокочастотные аппаратные шумы, наводки и паразитные компоненты, не относящиеся к биоэлектрической активности мышечных волокон.

Выполненное сравнение различных типов фильтров показало, что фильтр Баттервортса обладает наиболее устойчивыми и предсказуемыми характеристиками для задач обработки биомедицинских сигналов. Его ключевыми преимуществами являются: монотонная амплитудно-частотная характеристика без ряби, плавный спад в полосе подавления, отсутствие искусственных колебаний амплитуды в полосе пропускания, а также благоприятная фазовая характеристика, позволяющая применять двунаправленную (zero-phase) фильтрацию для полного устранения фазовых искажений. Это особенно важно в контексте анализа морфологии ЭМГ-сигнала, где даже незначительные фазовые сдвиги приводят к смещению временных

3. Влияния способов обработки на морфологию ЭМГ сигнала

3.1 Постановка задачи

Корректность интерпретации электромиографических сигналов напрямую определяется качеством их предварительной обработки, поскольку ЭМГ содержит значительное количество артефактов, шумов различной природы, нерегулярных колебаний и высокочастотных возмущений, способных искажить ключевые физиологические показатели. Даже незначительные ошибки в выборе параметров фильтрации приводят к существенным отклонениям в оценке временных характеристик мышечного импульса, смещению фазовых соотношений между мышечными группами, сглаживанию или деформации формы сигнала после ректификации, ошибкам в расчёте RMS, медианной частоты, энергетических параметров и, как следствие, к снижению точности алгоритмов классификации и биоуправления протезами. Поэтому экспериментальная оценка различных вариантов обработки является необходимым этапом разработки любых инженерных систем, работающих с ЭМГ-сигналами.

В основе настоящего исследования лежит необходимость количественно оценить, как различные параметры цифровой фильтрации — в частности, порядок полосового фильтра Баттервортса и способ его применения (однонаправленный или двунаправленный режим) — воздействуют на морфологию, спектральную структуру и статистические характеристики реального электромиографического сигнала. Повышение порядка фильтра позволяет добиться более резкого спада амплитудно-частотной характеристики и эффективного подавления помех, однако вместе с тем увеличивает риск возникновения численных ошибок, появления резонансных пиков на границах полосы, чрезмерного подавления полезных компонент и изменения амплитудных соотношений между фазами мышечной активности.

В исследовании в качестве основного количественного показателя эффективности фильтрации используется отношение сигнал/помеха (ОСП), которое является чувствительным и объективным показателем, оценивающим качество подавления шума при сохранении информационной составляющей. Отношение сигнал/помеха широко используется в биомедицинских исследованиях и позволяет сравнивать различные методы обработки на основе единой цифровой шкалы. Оценка эффективности фильтрации не должна ограничиваться только данным параметром. Влияние обработки необходимо анализировать комплексно: по изменению формы импульсов, сглаживанию амплитудных максимумов, степени подавления дрейфа базовой линии, структуре спектра, включая медианную частоту и спектральный центроид, а также по статистическим характеристикам, таким как RMS, MAV.

3.2 Оценка статистических характеристик ЭМГ сигнала

Оценка статистических характеристик электромиографического сигнала позволяет количественно оценить влияние выбранных параметров фильтрации на структуру биоэлектрической активности мышц. Поскольку электромиографический сигнал является случайным процессом, не имеющим стационарного характера, то информационные компоненты смешаны с шумами различной природы. В связи с этим правильно организованная фильтрация должна обеспечивать как можно меньшее искажение морфологии сигнала и улучшать показатели его энергетической и амплитудной структуры.

Детальная оценка статистических характеристик сигнала до и после обработки, а также анализ зависимости показателя ОСП от порядка фильтра [20].

Показатель отношения сигнал/помеха — количественная мера того насколько эффективно алгоритм фильтрации или преобразования сигнала способен подавлять шумовую компоненту при одновременном сохранении информативной части биосигнала. Показатель ОСП имеет особую значимость поскольку электромиографический сигнал отличается высокой чувствительностью к внешним и внутренним источникам шумов, а его амплитудные, спектральные и морфологические характеристики могут быть существенно искажены даже относительно умеренными уровнями помех. Объективно показывает, насколько удачно обработанный сигнал соответствует своему физиологическому прототипу, и служит универсальной метрикой, позволяющей сравнивать различные алгоритмы обработки, фильтры и варианты параметризации.

С математической точки зрения ОСП определяется как десятичный логарифм отношения мощности полезного сигнала к мощности шума. Формула:

$$SNR = 10 \log_{10} \left(\frac{P_{signal}}{P_{noise}} \right) \quad (3.1)$$

где P_{signal} представляет собой оценку мощности тех компонент ЭМГ, которые являются информативными и соответствуют биоэлектрической активности мышечных волокон, а P_{noise} — суммарную мощность нежелательных компонент, связанных с дрейфом нулевой линии, механическими артефактами, аппаратными помехами, электромагнитными наводками и искажениями, возникающими в процессе оцифровки.

Наиболее распространённым подходом к оценке мощностей сигнала и шума является анализ временных фрагментов, соответствующих состояниям

покоя и активности [21]. На участках покоя ЭМГ имеет минимальный уровень биоэлектрической активности, и регистрируемые колебания преимущественно обусловлены шумами, что позволяет рассматривать такие фрагменты в качестве аппроксимации шумовой компоненты. Напротив, на участках активного сокращения мышц регистрируется суперпозиция информативной активности двигательных единиц и помех, и вычисленная на таких участках мощность интерпретируется как мощность сигнала. Такой подход прост, интуитивно понятен и часто используется в биомедицинских исследованиях, но обладает рядом ограничений: он требует точной разметки сигнала, чувствителен к артефактам в индивидуальных сегментах, а также не учитывает спектральную структуру ЭМГ, что может приводить к неоптимальным результатам при наличии высокочастотных шумов или низкочастотного дрейфа.

При односторонней цифровой фильтрации (например, с использованием функции `filter` в среде MATLAB) было обнаружено, что значение SNR демонстрирует почти линейную зависимость от порядка фильтра: с увеличением порядка фильтра ОСП постепенно растет за счет более эффективного подавления высокочастотных шумов.

А при использовании двунаправленной фильтрации наблюдается иная картина. В этом случае фильтрация является фазово-нейтральной, поэтому влияние порядка фильтра на значение ОСП значительно снижается: выраженные изменения наблюдаются только для фильтров низкого порядка, а после этого показатель стабилизируется.

Этот результат имеет важное практическое значение. Применение фильтра Баттервортса относительно низкого порядка в двухстороннем режиме позволяет достичь качества фильтрации, сопоставимого с использованием фильтров гораздо более высокого порядка в односторонней обработке. В результате снижается вычислительная нагрузка, уменьшается риск цифровых искажений, а временная структура электромиографического сигнала становится более корректной.

Таблица 3.1. Значения показателя ОСП.

<i>n</i> (порядок)	Односторонняя (дБ)	Двунаправленная (дБ)
1	-5.30	-6.13
2	-5.45	-5.68
3	-5.50	-5.51
4	-5.53	-5.64
5	-5.55	-5.77
6	-5.57	-5.97

Значения показателя ОСП, представленные в таблице 3.1, показывают, как изменяется отношение сигнал/помеха при использовании различных

последовательностей цифровых фильтров Баттервортса, и позволяют проследить основные закономерности, определяющие качество обработки электромиографического сигнала. Эти данные являются фундаментальной основой для последующего анализа, поскольку именно эти значения составляют основу, позволяющую количественно объяснить эффективность алгоритмов фильтрации, их влияние на спектральные и временные характеристики сигнала ЭМГ, а также последствия для рассчитанных статистических и морфологических метрик.

Абсолютные значения ОСП в таблице имеют отрицательную величину как для односторонней, так и для двунаправленной фильтрации.

Анализ числовых значений отношения сигнал/помеха, представленных в таблице 1, показывает, что эффективность системы полосовой фильтрации в значительной степени зависит как от порядка фильтра, так и от выбранного метода обработки. Для односторонней фильтрации значения ОС варьируются от **минус 5,30 дБ** до **минус 5,57 дБ** при увеличении порядка фильтра с первого до шестого. Эта тенденция указывает на постепенное улучшение подавления шумовых компонент по мере увеличения порядка фильтра, что связано с увеличением крутизны амплитудно-частотной характеристики и эффективным ослаблением внеполосных компонент.

В случае двунаправленной фильтрации значения ОСП варьируются от **минус 6,13 дБ** для фильтра первого порядка до **минус 5,97 дБ** для фильтра шестого порядка. Уже для фильтров низкого порядка наблюдается глубокое подавление помех по сравнению с односторонней обработкой, что подтверждается небольшими (отрицательными) значениями ОСП. Кроме того, дальнейшее увеличение порядка фильтра не приводит к значительному улучшению показателя, что указывает на эффект насыщения эффективности двунаправленной фильтрации.

Отрицательные значения ОСП, полученные для всех порядков фильтрации, означают, что уровень помех в исходном сигнале ЭМГ выше уровня полезной информационной составляющей. В этом случае уменьшение абсолютного значения ОСП интерпретируется как признак повышения эффективности подавления шумовой составляющей. Однако анализ таблицы 1 показывает, что при переходе на фильтры более высокого порядка, особенно с двунаправленной фильтрацией, выигрыш по ОСП незначителен.

Для односторонней фильтрации разность значений ОСП между соседними порядками составляет около **0,03–0,05 дБ**, что указывает на линейную зависимость показателя от порядка фильтра. В то же время для двунаправленной фильтрации разница между значениями ОСП для порядков выше второго не превышает **0,1–0,15 дБ**, что подтверждает слабую зависимость показателя от дальнейшего увеличения порядка.

Данные позволяют сделать вывод, что двунаправленная фильтрация обеспечивает высокий уровень подавления помех в низких последовательностях фильтров, а увеличение порядка системы в основном приводит к увеличению переходных и эмиссионных эффектов, которые могут негативно повлиять на морфологию сигнала ЭМГ. На основании значений, приведенных в таблице 1, можно сказать, что использование фильтров высокого порядка Баттервортса не всегда оправдано с точки зрения увеличения коэффициента подавления помех.

Числовые зависимости, выявленные в таблице 1, составляют основу для построения математической модели, описывающей влияние порядка полосового фильтра на показатель ОСП. Такая модель может быть использована для оптимизации параметров системы обработки и обоснованного выбора последовательности фильтров в задачах цифровой обработки электромиографических сигналов.

3.3 Влияние способов обработки на морфологию ЭМГ сигнала

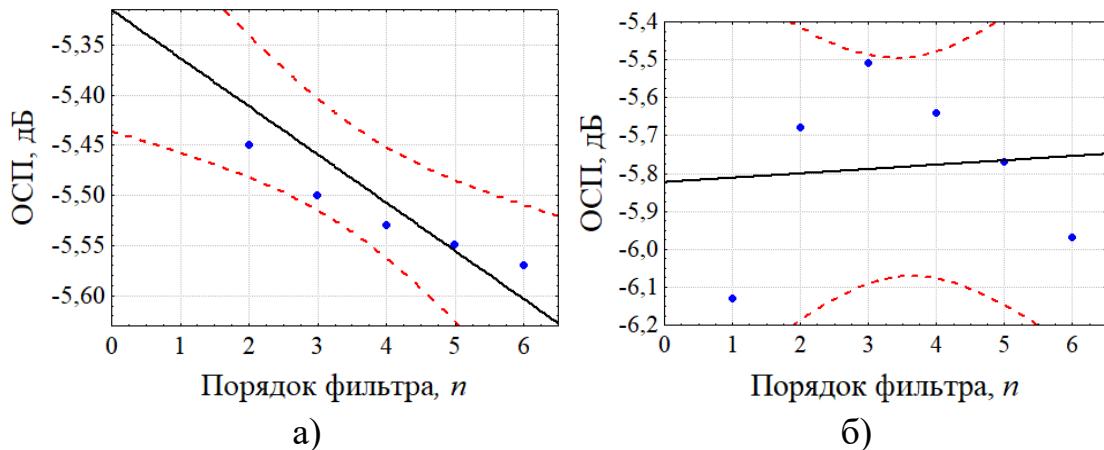


Рисунок 13 — Зависимость ОСП от порядка системы полосовой фильтрации: а) при однонаправленной фильтрации; б) при двунаправленной фильтрации

На рисунке 13 представлена зависимость показателя ОСП от порядка системы полосовой фильтрации для двух методов, а именно рисунок 13а однонаправленный и рисунок 13б двунаправленный. Представление результатов в графической форме, помогает наглядно проанализировать характер влияния порядка фильтра на эффективность подавление помех и выявить как может быть принципиальные различия между рассматриваемыми методами обработки.

При анализе односторонней фильтрации зависимость ОСП от порядка фильтра имеет явный линейный характер. При увеличении порядка системы полосовой фильтрации прослеживается устойчивое снижение значения показателя ОСП. Данная тенденция говорит о том, что увеличение порядка фильтра приводит к последовательному усилению подавления той части, которая отвечает за шумовую составляющую. Линейность зависимости свидетельствует о том, что при каждом последующем увеличении порядка фильтра, вклад в улучшение показателя сопоставимы, такое поведение характерно для рекурсивных цифровых фильтров при односторонней обработке.

Прямая линия регрессии на рисунке 13а, демонстрирует количественную закономерность изменения ОСП и подтверждает, что влияние порядка фильтра является систематическим, а не случайным. Это также подтверждается узкими доверительными интервалами, которые обрамляют экспериментальные точки, указывая на стабильность полученных результатов и воспроизводимость поведения системы фильтрации. При односторонней обработке порядок фильтра действует как доминирующий параметр, определяющий качество подавления помех.

Численно описывается линейной регрессионной моделью:

$$\text{ОСП (дБ)} = -0,048 \cdot n + 5,315;$$

Каждое увеличение порядка фильтра на единицу, влечет в среднем к снижению значения ОСП на **0,048 дБ**. При переходе от фильтра первого порядка к фильтру шестого порядка суммарное изменение составляет в пределе 0,24–0,25 дБ, видно, что это отлично согласуется с экспериментальными значениями, отображенными на графике.

Статистическая значимость этой зависимости подтверждается результатами корреляционного анализа. Коэффициент корреляции Пирсона $r = -0,9059$ говорит о сильной отрицательной зависимости между уровнем фильтрации и показателем ОСП. Уровень значимости $p = 0,0129$ указывает на то, что наблюдаемая зависимость является статистически значимой. Высокое значение коэффициента детерминации $R^2 = 0,8206$ означает, что более 82 % вариации показателя ОСП объясняется изменением порядка фильтра.

Другой случай наблюдается на рисунке 13б, который соответствует двунаправленной фильтрации. Конкретно в этом случае, зависимость ОСП от порядка фильтра носит выраженно нелинейный характер. Экспериментальные точки размещены без явно выделенного монотонного тренда, а аппроксимирующая кривая имеет полиномиальную форму. Такое обстоятельство делает на то, что если увеличить порядок фильтра, то это

не приводит к последовательному улучшению показателя ОСП, а влияние этого параметра существенно ослабляется.

Регрессионная модель, которую получили, имеет вид:

$$\text{ОСП (дБ)} = 0,0114 \cdot n - 5,823;$$

При этом коэффициент наклона 0,0144 дБ является крайне малым. Из этого следует что, при увеличении порядка фильтра на единицу приводит к изменению значения ОСП на 0,02 дБ.

Данный вывод подкрепляется результатам корреляционного анализа. Двунаправленная фильтрация имеет коэффициент корреляции Пирсона $r = 0.0936$. Напрашивается вывод, что статистически значимой линейной связи между порядком фильтра и показателем ОСП отсутствует.

Соответствующий коэффициент детерминации $R^2 = 0,0088$ указывает, что менее 1 % изменения ОСП может быть объяснено изменением порядка фильтра. Эффект порядка полосового фильтра является незначительным во время двунаправленной обработки.

Нелинейный характер зависимости, наблюдаемый на рисунке 13б, объясняется особенностями двунаправленной фильтрации: в этом случае сигнал проходит через фильтр в обоих направлениях, вперед и назад. В результате эквивалентный порядок фильтрующей системы фактически удваивается, что позволяет добиться высокой эффективности подавления помех даже при низком номинальном порядке фильтра. Дальнейшее увеличение порядка не приводит к значительному улучшению ОСП, что ясно видно на графике [22].

Выводы по главы 3

В этой главе была проведена всесторонняя оценка влияния параметров цифрового полосового фильтра на качество обработки электромиографического сигнала. Частотный анализ показал, что информационное содержание ЭМГ-сигнала сосредоточено в диапазоне 4–200 Гц, что послужило основой для разработки системы полосового фильтра с частотой дискретизации 2000 Гц.

В ходе исследования цифровая обработка сигнала ЭМГ осуществлялась с помощью фильтров Баттерворта первого-шестого порядка в режиме односторонней и двусторонней фильтрации. Эффективность обработки была количественно оценена с помощью отношения сигнал/шум (ОСП), что позволило объективно сравнить влияние порядка фильтра и метода обработки на качество подавления шума.

Была выявлена статистически значимая линейная зависимость между порядком полосового фильтра и ОСП при однонаправленной фильтрации.

Увеличение порядка фильтра приводит к постепенному снижению значения ОСП, что указывает на повышенный уровень подавления помех. Этот эффект был количественно подтвержден результатами корреляционного и регрессионного анализа: была получена сильная отрицательная корреляция ($r = -0,9059$) и высокое значение коэффициента детерминации ($R^2 = 0,8206$).

Было показано, что характер зависимости показателя ОСП от порядка фильтра при двунаправленной фильтрации принципиально отличается. Влияние порядка фильтра на OSP слабое и статистически незначимое, о чем свидетельствуют низкие коэффициенты корреляции ($r = 0,0936$) и детерминации ($R^2 = 0,0088$). Нелинейный характер зависимости объясняется особенностями двунаправленной обработки, при которой эффективный порядок системы фактически удваивается, что обеспечивает высокую эффективность подавления помех даже при низком номинальном порядке фильтра.

Разработанные математические модели, описывающие зависимость ОСП от порядка фильтрации, позволяют формализовать установленные закономерности и дают более полное описание работы полосового фильтра в обработке сигналов ЭМГ. Полученные результаты показывают, что увеличение порядка фильтра может быть использовано в качестве средства для улучшения показателя ОСП при односторонней обработке; однако это сопровождается риском увеличения интенсивности переходных эффектов и выхода. Использование двунаправленной фильтрации позволяет получить сопоставимое или даже более высокое качество обработки без использования фильтров более высокого порядка.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе выполнения магистерской диссертации проведена всесторонняя теоретическая и экспериментальная оценка методов цифровой обработки электромиографических сигналов, направленная на повышение качества их регистрации и интерпретации. Исследование включало анализ физиологических факторов формирования ЭМГ, структурных особенностей системы регистрации, характеристик исходного сигнала, а также разработку и математическое обоснование фильтров, обеспечивающих подавление помех при сохранении морфологии мышечной активности.

В первой главе проведен комплексный обзор литературы, посвящённой природе ЭМГ, методам регистрации и ключевым факторам, влияющим на форму сигнала. Показано, что поверхностная электромиография является высокоинформативным, но в то же время чувствительным к шумам методом, что требует применения фильтрации и специальных методов обработки.

Во второй главе выполнен синтез алгоритма обработки ЭМГ-сигналов. Разработана архитектура аппаратной системы регистрации, включающая усилительные и цифровые модули, обоснована полоса пропускания 4–200 Гц, рассчитаны коэффициенты фильтров Баттервортса различных порядков. Проведен анализ направленности фильтрации и определено влияние фазовых характеристик на сохранение структуры сигнала. Показано, что фильтр Баттервортса обеспечивает оптимальный баланс между гладкостью АЧХ и устойчивостью временных характеристик.

В третьей главе представлены результаты экспериментальной обработки ЭМГ-сигналов. Был рассчитан показатель отношение сигнал/помеха (ОСП), отражающий эффективность фильтрации. Анализ зависимости ОСП от порядка фильтра показал, что односторонняя фильтрация демонстрирует линейное улучшение показателя, тогда как двунаправленная быстро достигает насыщения и практически не зависит от порядка. Регрессионные модели позволили количественно описать этот эффект и определить оптимальный режим обработки.

Полученные результаты позволяют сделать вывод, что для поверхностных ЭМГ-сигналов наиболее рациональным является применение фильтра Баттервортса второго–четвёртого порядка в режиме нулевой фазы. Такая конфигурация обеспечивает высокую степень подавления помех и минимальное искажение морфологии, что делает её предпочтительной для задач биоуправления и анализа мышечной активности.

Практическая ценность работы заключается в формировании чётких рекомендаций по обработке ЭМГ-сигналов, которые могут использоваться при

построении протезов, систем человеко-машинного интерфейса и медицинских анализаторов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. De Luca C.J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics // Journal of Applied Biomechanics. 1997.
2. Merletti R., Parker P. Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications. — Wiley–IEEE Press, 2004.
3. Clancy E.A., Morin E.L., Merletti R. Sampling, Noise-Reduction and Amplitude Estimation Issues in Surface Electromyography // Journal of Electromyography and Kinesiology. 2002.
4. Raez M.B.I., Hussain M.S., Mohd-Yasin F. Techniques of EMG Signal Analysis: Detection, Processing, Classification and Applications // Biological Procedures Online. 2006.
5. Chowdhury R.H., Reaz M.B.I., Ali M.A.B. et al. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques // Sensors. 2013.
6. De Luca C.J. Electromyography // Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. Wiley, 2006.
7. Немирко А.П., Манило Л.А. Биомедицинские сигналы и системы // М.: Физматлит, 2007. — 432 с.
8. Webster J.G. (Ed.) Medical Instrumentation: Application and Design. — 4th ed. — Hoboken, NJ: Wiley, 2010.
10. De Talhouet H., Webster J.G. The origin of skin potential and its variations // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 1996. — Vol. 43, No. 7. — P. 658–664.
11. Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Борзиков В.В., Комкова О.В., Белова А.Н. Метод поверхностной электромиографии: роль и возможности при разработке экзоскелета (обзор).
11. Kamen G., Gabriel D.A. Essentials of Electromyography. — Human Kinetics, 2010.
12. Рангайян Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Пер. с англ.; под ред. А.П. Немирко. — М.: Физматлит, 2010. — 440 с.
13. Tompkins W.J. Biomedical Digital Signal Processing. — Upper Saddle River (NJ): Prentice Hall, 2000.
14. Altay Y.A., Kremlev A.S. Analysis and Systematization of Noise Arising by Long-Term Recording of Signal // Proc. of ELCONRUS Conf. — Saint Petersburg, Russia, 2018.
15. Altay Y.A., Kremlev A.S., Zimenko K.A., Margun A.A. The Effect of Filter Parameters on the Accuracy of ECG Signal Measurement // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53, №3. P. 176–180.
16. Altay Y.A., Kremlev A.S., Nuralinov O.M., Vlasov S.M., Penskoi A.V., Zimenko K.A., Margun A.A. Comparative Analysis of Characteristics of Electrodes to Estimate

Accuracy in Recording Long-Term ECG Signal Parameters // Cardiometry. 2019. Vol. 15. P. 63–72.

17. Altay Y.A., Fedorov A.V., Stepanova K.A. Acoustic Emission Signal Processing Based on Polynomial Filtering Method // Proc. IEEE Conference of Russian Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering (EIConRus), 2022. P. 1320–1326.
18. Рандин В. П., Левин В. И. Биомедицинская обработка сигналов : учебное пособие для вузов. — М. : Радиотехника, 2008. — 312 с.
19. Proakis J. G., Manolakis D. G. Digital Signal Processing: Principles, Algorithms, and Applications. — 4th ed. — Upper Saddle River, NJ : Pearson Prentice Hall, 2007. — 1004 p.
20. Алтай Е. А. Методы фильтрации для оценки точности и помехоустойчивости системы обработки электрокардиосигналов
21. Корнеева И. П., Шалобыта Е. Н., Забудько М. И. Алгоритм предварительной обработки электромиографического сигнала для дальнейшего выявления эпизодов мышечного сокращения
22. Алтай Е.А., Камбаров Н.А. Разработка модели оценки влияния параметров системы фильтрации на соотношение «сигнал/помеха» при обработке электромиографического сигнала «Энергетика, инфокоммуникационные технологии и высшее образование» Том 2