

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение
высшего образования
«Тверской государственный технический университет»
(ТвГТУ)

Кафедра «Автоматизация технологических процессов»

К защите допустить:
Заведующий кафедрой
АТП
Б.И. Маргол
ис
« ____ » _____ 2021 г.

**ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА
БАКАЛАВРА: ДИПЛОМНАЯ РАБОТА**

На
тему:

**«РАЗРАБОТКА ПОРТАТИВНОГО
ЭЛЕКТРОМИОГРАФА НА БАЗЕ
МИКРОКОНТРОЛЛЕРНОЙ ПЛАТЫ ARDUINO
UNO R3»**

Направлен
ие 12.03.04 – Биотехнические системы и технологии
Профиль Инженерное дело в медико-биологической
практике

Студент:	Крылов Марк Романович		
	(Ф.И.О.)		подпись
Форма обучения:	очная	Группа:	БСТ 17.09

Руководитель:

к.т.н., Сидоров К.В.
(ученая степень, звание, Фамилия,

подпись

Консультант:	_____ И.О.)	_____
	(ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)	подпись
Нормоконтроль:	_____ (ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)	_____
		подпись

ТВЕРЬ 2021

МИНОБРНАУКИ РОССИИ
Федеральное государственное бюджетное образовательное
учреждение
высшего образования
«Тверской государственный технический университет»
(ТвГТУ)
Кафедра «Автоматизация технологических процессов»

К защите допустить:
Заведующий кафедрой
АТП
Б.И. Маргол
ис
« ____ » _____ 2021 г.

З А Д А Н И Е

на выпускную квалификационную работу бакалавра

Студент: _____
Крылов Марк Романович
(Фамилия, Имя, Отчество)

Направление: _____
12.03.04 – Биотехнические системы и
технологии
(код и наименование)

Тема работы: _____
« Разработка портативного электромиографа на
базе микроконтроллерной платы Arduino UNO
R3»

(утверждена приказом ректора от «29» марта 2021 г. № 330-
у).

Изучение основ миографии; функционально-структурный анализ современной электромиографической техники; разработка принципиальной электрической схемы блока первичного усиления и преобразования для ЭМГ-сигнала;

подбор необходимых элементов и их закупка проведение экспериментальных исследований и проверка работоспособности разработанного программного обеспечения для регистрации и отображения ЭМГ.

Дата выдачи задания «___» мая 2021 г.

Срок представления студентом ВКР на кафедру «___» июня 2021 г.

Руководитель: к.т.н., доцент кафедры АТП,
Сидоров К.В.

(ученая степень, звание, Фамилия, И.О.)

подпись

Задание
получено:

Крылов Марк Романович

(Фамилия Имя Отчество студента)

подпись

Оглавление

Введение.....	4
1. Биоэлектрические основы электромиографии.....	7
1.1 Принцип регистрации электромиограммы.....	7
1.2. Виды электромиографии.....	10
1.3 Происхождение ЭМГ сигналов.....	19
1.4 Нервно-мышечные паттерны пояснично-тазового комплекса.....	26
1.5 Нервно-мышечные паттерны верхних конечностей.....	29
1.6 Нервно-мышечные паттерны нижних конечностей.....	32
Вывод.....	35
2. Регистрация ЭМГ сигнала.....	36
2.1 Получение ЭМГ сигнала.....	36
2.2 Сохранение сигнала.....	39
2.3 Обработка сигнала.....	41
2.4 Реализация программного обеспечения для регистрации ЭМГ.....	45
Заключение.....	48
Список литературы.....	49
Приложения.....	56

Введение

В нынешнее время в мире электроники люди развивают портативность. Говоря о процессорах растёт число транзисторов на кристалле. Идёт смещение от использования громоздкой техники к тонким и маленьким решениям. Сейчас популярность набирают smart watch и смартфоны теперь по мощности иногда превосходят компьютеры.

Набирают популярность также простые интерфейсы и лёгкие решения, которые могут решить необходимую задачу в кратчайшие сроки без нужды обращения к профессиональным аппаратам.

Метод электромиографии (ЭМГ) заключается в регистрации электрических потенциалов мышц. Если мышца находится в состоянии максимально возможного расслабления, то обычно биоэлектрическая активность отсутствует. При небольших мышечных сокращениях возникают колебания, амплитуда которых достигает 100–150 мкВ. Однако произвольное максимальное мышечное сокращение приводит к различным значениям потенциала у разных людей и может достигать в норме значения 1 – 4 мВ.

Использование бесконтактного датчика позволяет исключить необходимость хорошего электрического контакта с кожей. Такой датчик работает за счет наличия емкостной связи между электродом и телом и в этом случае появляется возможность проведения измерений через одежду. Надежный датчик для измерения электромиограммы должен обладать следующими качествами:

- не потреблять ток из организма, чтобы быть безопасным;
- иметь очень большое входное сопротивление;
- иметь очень маленький уровень шумов;
- быть относительно недорогим;
- обладать биосовместимостью.

Такой датчик может быть расположен на расстоянии от тела или осуществлять физический контакт с ним через изоляционный бионейтральный материал. Серьезные преимущества таких датчиков проявляются при измерении в местах обширных ожогов, когда необходимо контролировать электрические сигналы от тела. По этой причине разработка технических средств для исследования физиологических эффектов является весьма актуальной задачей на сегодняшний день.

Цель работы:

Разработка программного обеспечения на базе микроконтроллера Arduino для снятия ЭМГ сигнала его фильтрации и последующий вывод его на экран монитора.

Задачи работы:

1. Ознакомление с методом исследования.
2. Обзор существующих аналогов.
3. Разработка функциональной схемы устройства.
4. Сбор аппаратной части устройства
5. Создание программной части устройства.
6. Проведение тестирования.

1. Биоэлектрические основы электромиографии

1.1 Принцип регистрации электромиограммы

Электрическую активность мышц можно разделить на спонтанную и активность, вызванную внутренним волевым импульсом или обусловленную искусственным импульсным внешним воздействием. Внешнее воздействие может быть механическим или электрическим, например, удар молоточком по сухожилию мышцы. Электромиограмма представляет собой кривую, которая регистрирует электрическую активность мышц (рисунок 1.1).

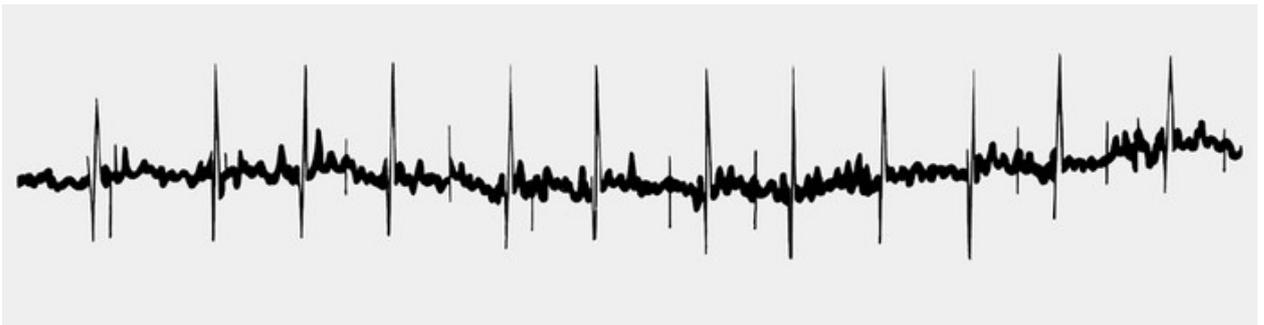


Рисунок 1.1 Электромиограмма

Для этого применяется специальный прибор - электромиограф, который регистрирует изменение во времени разности потенциалов (Рисунок 1.2).



Рисунок 1.2 Электромиограф Synapsis

В 1884 году Введенский впервые зарегистрировал ритмические процессы в электрической активности мышц человека. Для этого он использовал телефонное устройство, а в 1907 году ПипПер используя струнный гальванометр сумел зарегистрировать потенциал действия в мышцах предплечья человека. Начиная с 30 – 40 годов 20 века начинается интенсивное изучение электромиограммы.

На одиночное воздействие мышца реагирует одиночным сокращением (Рисунок 1.3)

При этом можно выделить три фазы:

1. латентный период (от 2-3 до 10 мс), длящийся от момента нанесения раздражения до начала сокращения;
2. фаза укорочения или сокращения (40-50мс);
3. фаза расслабления (около 50мс).



Рисунок 1.3. Одиночное сокращение мышцы

В состав экспериментальной установки входят электроды, которые отводят потенциалы мышцы, усилитель этих потенциалов и регистрирующее устройство (Рисунок 1.4).

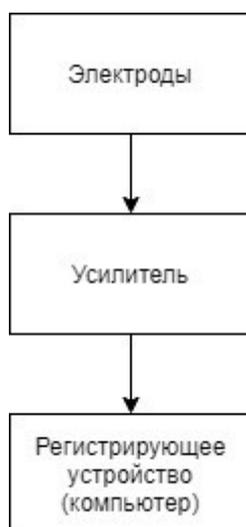


Рисунок 1.4. Упрощённая функциональная схема электромиографа

Сам принцип регистрации электромиограммы похож на регистрацию электроэнцефалограммы ЭЭГ или электрокардиограммы ЭКГ.

1.2. Виды электромиографии

Можно выделить следующие виды электромиографии:

- 1) электромиография с помощью игольчатых электродов, которые вводятся в мышцу (Рисунок 1.5);

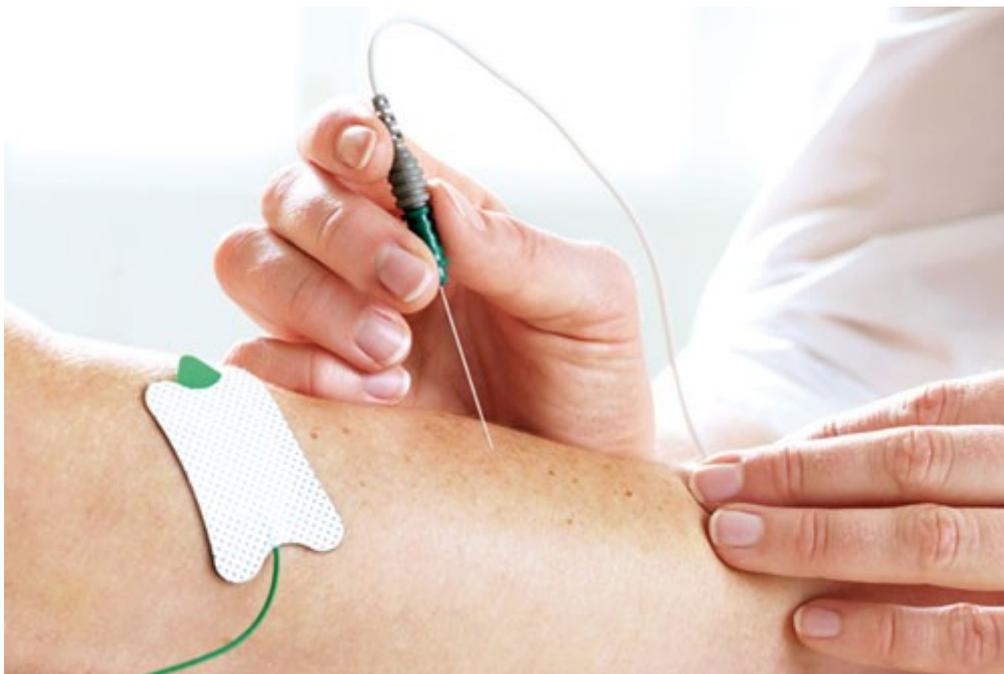


Рисунок 1.5. Игольчатая электромиография

Электроды регистрируют изменения потенциала в отдельных волокнах или в группе волокон.

Преимущества внутримышечной техники заключаются в том, что позволяет оценить глубокие и мелкие мышцы, что внешне невозможно измерить из-за помех от сигналов, излучаемых прилегающие мышцы [3]. Он также позволяет

определять электрическую активность участков или пучков. специфичны для мышц, потому что электроды имеют небольшую область записи [3-5]. Недостатки в том, что введение иглы вызывает дискомфорт во время схваток, что может повлиять на оцениваемый двигательный жест.

Еще один недостаток этого метода - небольшая повторяемость оценки, поскольку, будучи внутримышечно, вероятность обнаружения электрод в той же мышечной области низкий. Несмотря на эти недостатки, для обнаружения сигнал от некоторых мышц (мелких и глубокий), тонкая проволока - единственный способ знать их электрофизиологическое поведение. Со своей стороны, поверхностная ЭМГ позволяет изучать биоэлектрическую активность мышцы, записывая различия потенциал, записанный на поверхности кожа [1,2,3,5]. Он основан на использовании электродов. проводные или беспроводные поверхности, которые размещаются непосредственно на коже оцениваемая мышца [2,5]. да хорошо этот метод не способен улавливать сигнал один моторный блок, используется для изучение среднего поведения мышца или группа мышц. Текущее исследование основано на рекомендациях предложенный SENIAM (Поверхностная электромиография для неинвазивной оценки Мышцы) для гомогенизации и стандартизации процедуры в месте нахождения электроды на разные группы мышц (8). Таким образом, стало возможным протоколировать использование поверхностной ЭМГ и, следовательно, уменьшение внутри- и межэкспертные ошибки. Одно из преимуществ поверхностной ЭМГ его полезность для оценки двигательных

жестов, поскольку, в отличие от инвазивной ЭМГ, он не вызывает дискомфорт в мышцах и расположение электродов легко воспроизводимо. К недостаткам можно отнести потенциальное загрязнение сигнала соседней мускулатурой, из-за большей площади регистрации у них есть поверхностные электроды в сравнении тонкой проволокой [6]. В случае использования электродов кабеля, кабели могут причинить неудобство оператору в момент для выполнения двигательного жеста.

2) электромиография с использованием накожных электродов (Рисунок 1.6);

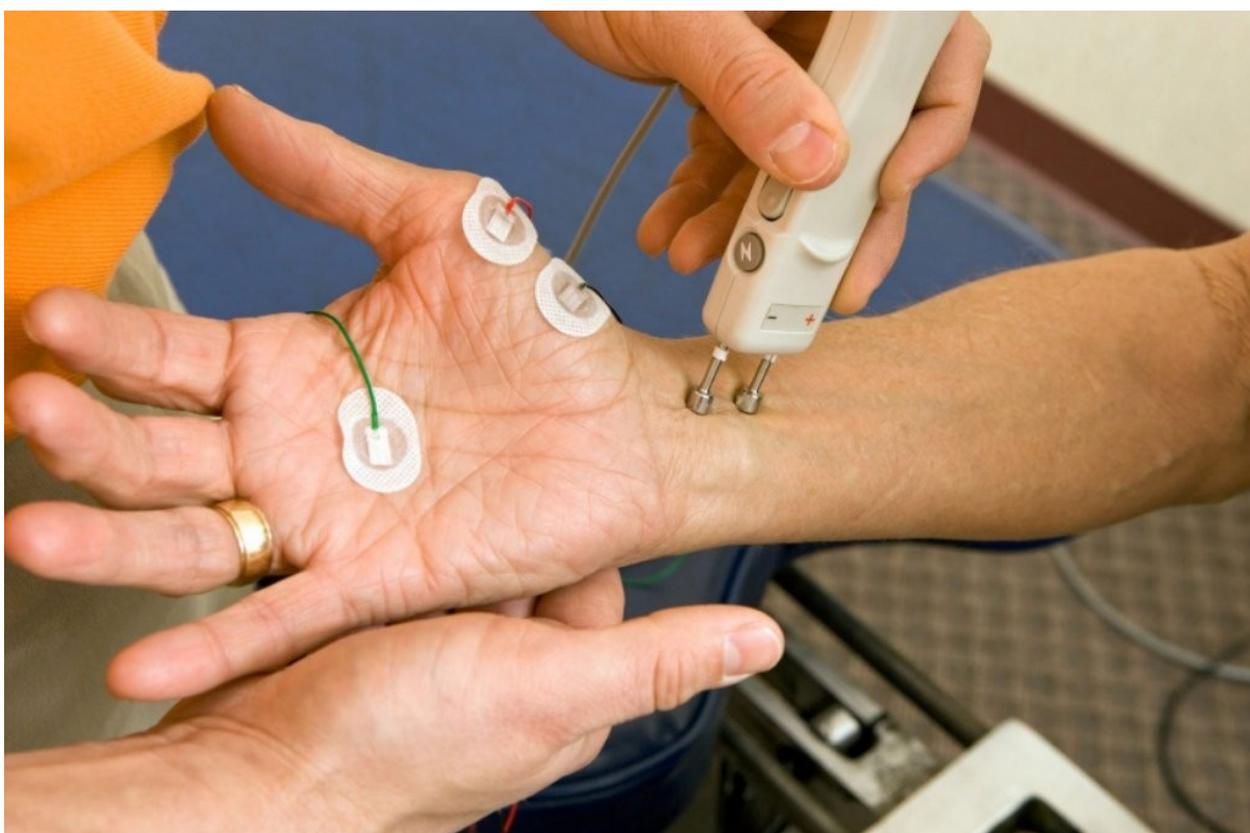


Рисунок 1.6. Накожная электромиография

При использовании накожных электродов, будет зарегистрирована суммарная электромиограмма. В данном случае зарегистрированная электрическая активность будет

отражать число активных двигательных единиц в данный момент времени, а также частоту генерации потенциала в каждой единице, что в свою очередь отражает степень синхронизации генерируемого возбуждения. При повышении степени синхронизации, амплитуда потенциалов действия возрастает, а частота уменьшается. Десинхронизация возникает в случае возникновения большого числа небольших колебаний, при этом одновременно уменьшается количество волн имеющих большую амплитуду.

С ростом утомления мышцы амплитуда потенциалов действия возрастает, а их частота уменьшается. Это свидетельствует о нарастающем утомлении. Высокая степень синхронизации отмечается при наличии максимальных нагрузок на мышцу, которая затем в конце удержания усилия и последующем развитии утомления, переходит в десинхронизацию, в этом случае амплитуда потенциалов действия снижается.

3) стимуляционная электромиография (Рисунок 1.7)

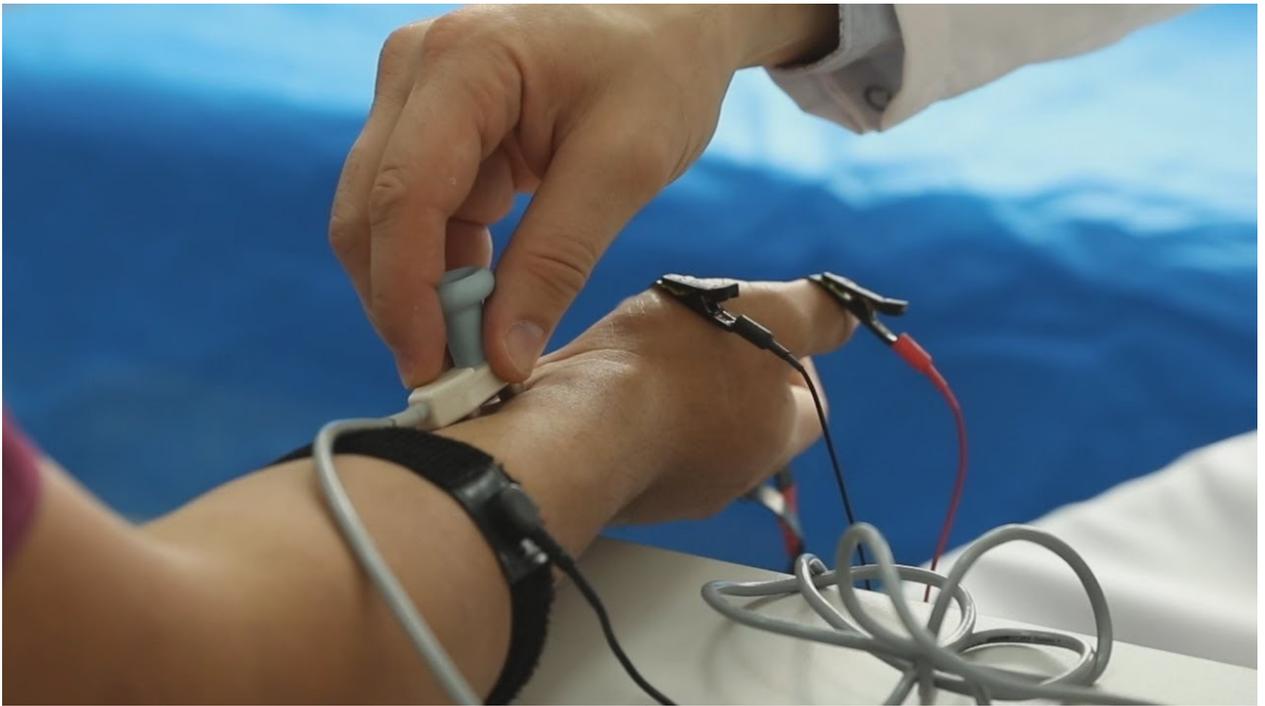


Рисунок 1.7. стимуляционная электромиография

Стимуляционные методы применяются в электромиографии довольно часто. При этом за счет накожных электродов наложенных на двигательные точки производится стимуляция мышц с последующей регистрацией и анализом отклика на это воздействие. Тип необходимого электрода выбирается в зависимости от целей экспериментов. Для того чтобы увеличить проводимость кожи на неё наносят специальный гель (или электродную пасту).

Сигнал ЭМГ достаточно сложно анализировать визуально, так как он имеет шумовой характер с широким спектром. Поэтому методы компьютерной обработки сигналов получили широкое распространение. Наличие в электромиограме большого количества высокочастотных компонент было получено именно таким способом. Поэтому для регистрации сигналов ЭМГ приходится использовать

достаточно расширенный диапазон частот : верхняя полоса этого диапазона – 10-20 кГц, а нижняя ограничена на уровне – 2-10 Гц.

Для примера, мышца-сгибатель пальца человека имеет характерную частоту – 113 Гц. Максимальная частота синхронного отклика при раздражении отдельных двигательных нервных волокон лягушки составляет – 300 Гц, оптимальной является частота – 75-150 Гц; мышечные волокна – 150 Гц, оптимальная – 20-50 Гц. Максимальная частота импульсов в двигательных нервах теплокровных больше 1 кГц. Поскольку различные мышечные волокна обладают различными свойствами, то в результате происходит их наложение. С ростом величины сокращения растет частота импульсов. Максимальная частота сокращений способна достичь величины 160-190 Гц, однако в случае утомлении мышцы происходит уменьшение этого значения.

В электромиограмме содержится важная информация не только о состоянии отдельной мышцы, но также и о состоянии центральной нервной системы (спинной и головной мозг), которая управляет всеми мышцами. Это связано с тем, что посылая мышцам сигналы, мозг управляет двигательными функциями.

ЭМГ часто применяется в физиологии для исследования двигательных функций человека и животных, при исследованиях направленных на утомление, а также при решении многих других задач. При проведении электродинамических исследований движения часто

применяют внешние электроды, которые закрепляются над мышцей, характеристики которой необходимо измерить. Затем используя многоканальный электромиограф, регистрируют электромиограммы нескольких мышц одновременно.

Потенциал действия мимической мускулатуры обычно регистрируют при проведении психологических исследований. Специфику речи можно исследовать с помощью анализа потенциалов нижней губы. Регистрация речевых электромиограмм, которые представляют собой регистрацию потенциалов действия сгенерированных речевыми мышцами, помогла показать, что механизм “внутренней” речи работает используя принцип обратной связи. При желании произнести звук, нервные волокна приводят в движение речевые органы, а затем в последующие колебания языка, губ, гортани воздействуют на мозг. Следует отметить, что в электрических показателях также отражались соответствующие процессы так называемой (немой речи). В этом случае обнаружена зависимость слов, которые произносятся про себя и возникающими потенциалами от мышц голосовых связок.

В настоящее время электрофизиологические методики измерения моторной функции гладких мышц внутренних органов все чаще внедряются в медицинскую практику. Наличие различных видов протезов конечностей: косметические, тяговые, биоэлектрические и другие приводит к необходимости решать дополнительные задачи. Наиболее важным из этих критериев является эффективность протеза – легкость и естественность управления. В этом

случае наиболее оптимальными являются биоэлектрические протезы, которые позволяют использовать физиологические сигналы для управления движениями конечностей здоровых людей. Однако как выяснилось, такие системы обладают дефицитом входной управляющей информации. Для решения этой задачи непосредственно в периферийный нерв имплантируют электроды, затем путем регистрации электрических управляющих сигналов от них данная проблема решается довольно легко.

В настоящее время интенсивное развитие технологий микрообработки материалов позволило создать несколько видов устройств для имплантации – микроэлектродных массивов (МЭМ), которые предназначены для долгосрочного введения в нервную систему человека, а также разработки надежного и безопасного физиологического соединения с необходимым количеством нервных волокон.

При разработке таких биологически управляемых протезов основной задачей является необходимость определения метода извлечения данных о производимом фантомном перемещении пациента, во время которого имплантированные или поверхностные электроды культив формируют за счет электрической активности мышц импульсы, подающиеся на усилитель, что позволяет получить характеристики и вид совершаемого движения. Затем такие величины обрабатываются для превращения в необходимые сигналы управления для осуществления движения исполнительного механизма искусственной конечности.

Совершенно очевидно, что для создания качественных протезов с использованием биологического или нейроэлектрического управления необходимо иметь качественный и стабильный сигнал. Поэтому первоочередной задачей при разработке таких протезов – является разработка усилителя биопотенциалов, определение надежного устройства электродов и метода их наложения, а также нахождение необходимых мест крепления или имплантации.

Главную проблему во время проектирования усилителя биопотенциалов представляет небольшая амплитуда электромиографических сигналов, которая для здорового человека во время максимального сокращения мышцы имеет величину 20 мкВ – 2 мВ. Следует учесть, что вид полезного сигнала может искажаться за счет наложения шумов, амплитуда которых обычно существенно превосходит сам ЭМГ-сигнал. Кроме того, частота сетевой наводки (50 Гц) оказывает наибольшее воздействие на регистрируемый сигнал в диапазоне частот, равном 20–500 Гц. При наличии большого расстояния между электродами увеличивается возможность возникновения шумов в полезном сигнале, которые связаны с генерацией шумов в соединительных проводах. Следующая серьезная трудность возникает за счет появления перекрестной помехи от соседней группы мышц. Если одновременно происходит регистрация электрокардиограммы, то возможно ее воздействие на форму электромиограммы.

Таким образом, основной задачей в этом случае является максимальное ослабление взаимного влияния электрической

активности соседних мышц. Так как протез представляет собой носимое устройство, то на него постоянно воздействует окружающая среда: наличие пота на коже инвалида приводит к ухудшению ее контакта с электродами, также возможно появление механического воздействия на электроды. Кроме того, следует принимать во внимание эффект поляризации электродов, наличие высокого импеданса кожи, надежность крепления электродов и пр. Вследствие того, что амплитуда ЭМГ – сигнала отличается у разных людей и для различных видов мышц, то приходится выбирать регулировку коэффициента усилителя в достаточно широких пределах.

Точная регистрация потенциала осуществляется за счет непосредственного контакта датчика с телом. В этом случае между датчиком и кожей вводится электропроводящий гель. Хотя наличие геля приводит к значительному улучшению качества контакта, это может привести к серьезным недостаткам. Гель в состоянии распространиться по поверхности тела, в результате чего образуется короткое замыкание между датчиками. Следующим недостатком применения геля является невозможность проводить долговременные измерения, так как гель может высыхать. Наличие геля в контакте не позволяет организовать динамические измерения, то есть когда пациент испытывает физическую нагрузку.

Для устранения этих ограничений было сделано много попыток для исключения контакта датчика с кожей. Одним из таких вариантов является применение сверхпроводящих магнитных систем. Подобные системы имеют высокую

чувствительность и позволили увеличить расстояние для измерения потенциала до нескольких сантиметров от тела. Однако для использования таких систем приходится применять кригенные температуры, они достаточно дороги и требуются значительные усилия, для обеспечения хорошего экранирования.

1.3 Происхождение ЭМГ сигналов

Возбудимость мышечных волокон за счет нервного контроля представляет собой важный фактор в физиологии мышц. Это явление можно объяснить с помощью модели полупроницаемой мембраны, которая описывает электрические свойства сарколеммы (плазматической мембраны мышечного волокна).

Ионный баланс между внутренним и внешним пространством мышечной клетки формирует потенциал покоя в мембране мышечного волокна (примерно от -80 до -90 мВ в состоянии покоя) [5,7,9]. Эта разность потенциалов поддерживается физиологическими процессами (ионный насос), которые вызывают отрицательный внутриклеточный заряд по сравнению с внешней поверхностью.

В мышечном волокне концентрация K^+ внутри клеток больше, чем снаружи; обратное происходит с Na^+ [5,7]. Поступление нервного импульса к терминальным синаптическим луковицам моторного нейрона стимулирует экзоцитоз синаптических пузырьков и вызывает выброс ацетилхолина в синаптическую щель и моторную замыкательную пластинку [7,9]. Объединение двух молекул ацетилхолина с рецептором моторной пластинки открывает ионный канал, который позволяет проникать различным катионам в мышечную клетку, среди наиболее важных - Na^+ [5,7,8]. Поступление Na^+ увеличивает положительный заряд внутри мышечного волокна, и происходит явление, называемое деполяризацией мембраны [5,7,8]. Поступление Na^+ и ускорение оттока K^+ вызывают изменение

мембранный потенциал, который изменяется от значения -80 мВ до +30 мВ приблизительно [5,7]. От концевых пластин потенциал действия распространяется вдоль мышечного волокна в обоих направлениях и в мышечное волокно через трубчатую систему. Это возбуждение приводит к выбросу ионов кальция во внутриклеточное пространство. Связанные химические процессы (электромеханическое сцепление) в конечном итоге приводят к укорачиванию сократительных элементов мышечной клетки [5,7].

Электромиографический сигнал основан на потенциалах действия в мембране мышечных волокон, которые возникают в результате процессов деполяризации и реполяризации, описанных выше. Протяженность этой зоны деполяризации описана в литературе как приблизительно 1-3 мм² [5]. После первоначального возбуждения этой области потенциал движется по мышечному волокну со скоростью 2-6 м / с и на своем пути проходит через область, где будут располагаться электроды. В поверхностном ЭМГ расстояние между электродами обычно составляет 10 мм. Следовательно, когда один электрод улавливает сигнал деполяризации, другой регистрирует потенциал в состоянии покоя. Таким образом, сигнал, регистрируемый ЭМГ, соответствует разнице потенциалов действия, существующей между обоими электродами (Рисунок 1.8а) [5,10].

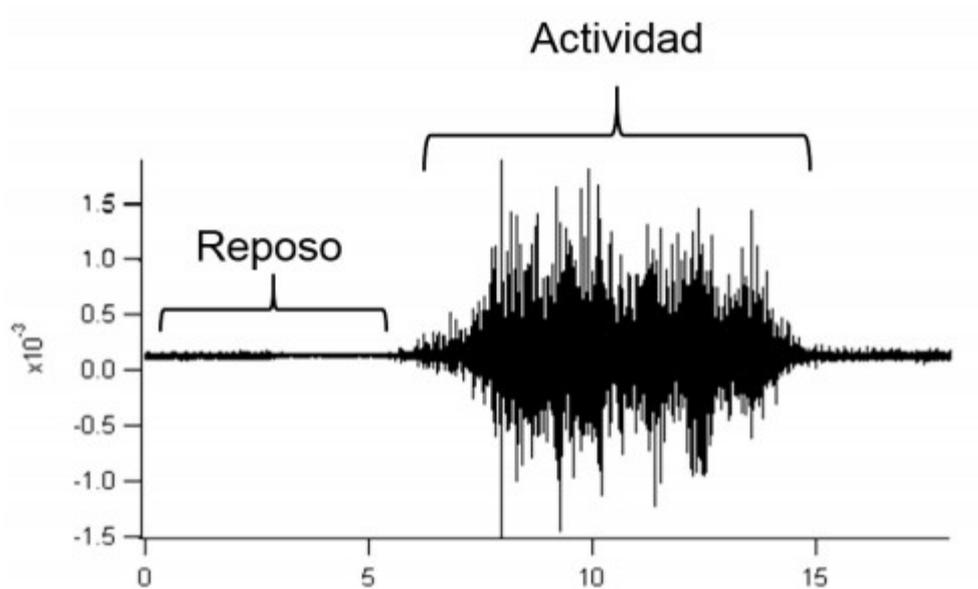


Рисунок 1.8а. Электромиографический сигнал. Изменения амплитуды наблюдаются на электромиографической записи, когда мышца находится в состоянии покоя и когда она сокращается (активность).

Движение тела является результатом сокращения мышц [11]. Как показано на рисунке 1.8, тип сокращения зависит от напряжения мышц (силы действующей на объект) и нагрузки, (противодействующая сила, с которой объект действует на мышцу). При изотоническом сокращении постоянное напряжение мышцы преодолевает нагрузку и происходит сокращение мышцы. В случае изометрического сокращения напряжение мышцы происходит, однако нагрузка не движется (например, при давлении на стену). При таком виде сокращения может быть достигнуто максимальное напряжение мышцы, однако сокращение мышцы

незначительно.

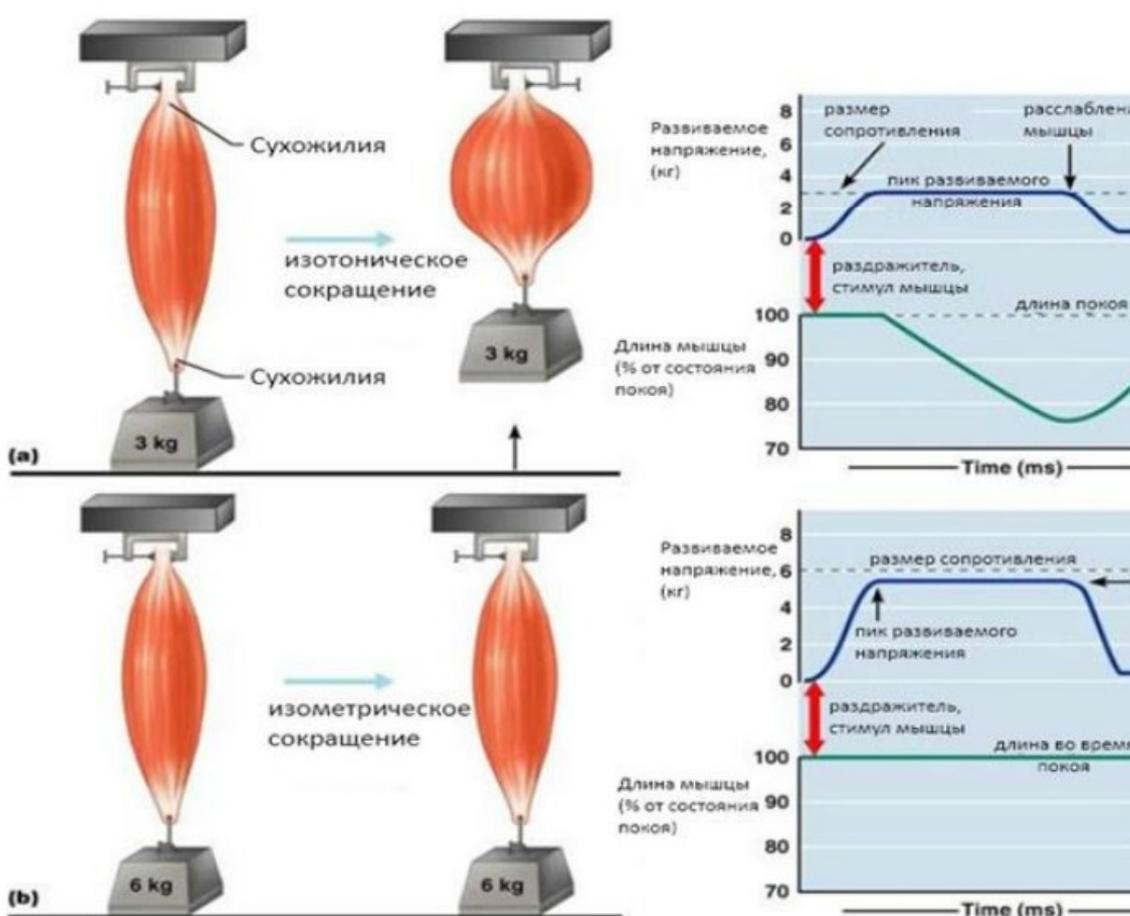


Рисунок 1.8(б). Изотоническое и изометрическое сокращения [11].

При разработке протезов важны осознанные движения, например, такие как захват. Скелетные мышцы являются единственными, которые могут управляться осознанно.

Они делают это с различной силой и различными промежутками времени, которые являются функциями моторной клетки.

Моторные клетки состоят из мышечных волокон (удлиненные мышечные клетки) и моторного нейрона. При стимуляции моторный нейрон генерирует электрический импульс, который движется по аксону, вызывая сокращения мышц, присоединенных к этому нейрону. В результате каждое мышечное волокно деполяризуется и деполяризация распространяется в обоих направлениях вдоль волокна [12]. Потенциал действия, который возникает за счет движения ионов через каналы клеток, генерирует вокруг мышечного волокна электромагнитное поле – потенциал действия моторной клетки (ПДМК).

Моторные клетки могут состоять из нескольких сотен мышечных волокон для осуществления контроля точных движений, например, движение глаз и грубых (мышцы выдерживающие тяжесть). Так как мышечные волокна внутри мышцы распределены хаотично, стимуляция одной моторной клетки вызывает слабое сокращение всей мышцы.

Деполяризация мышечных волокон совпадает во времени. Таким образом, потенциал действия моторной клетки представляет собой пространственновременную суперпозицию отдельных потенциалов действия каждого мышечного волокна как показано на рисунке 1.9.

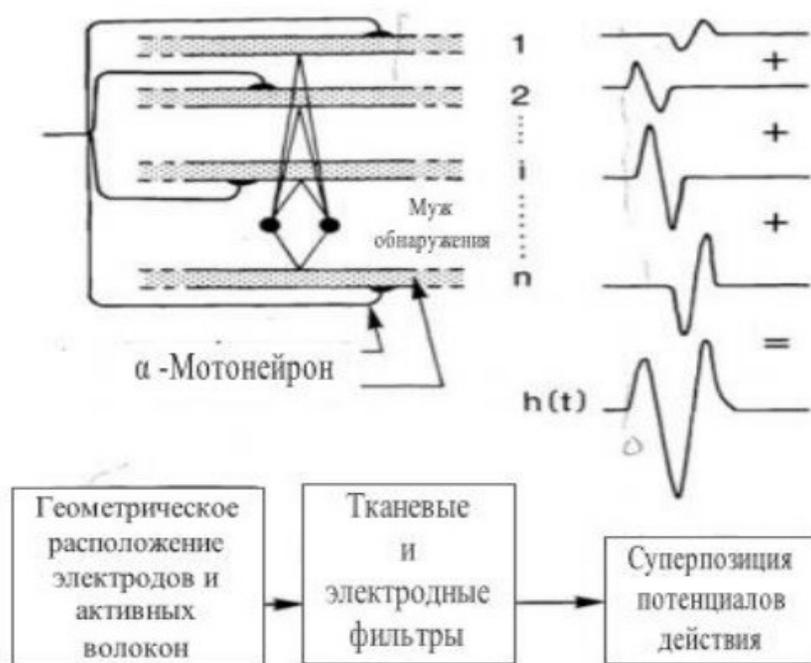


Рисунок 1.9. Схематическое представление генерации потенциала действия моторной клетки (ПДМК)

Любая часть мышцы может содержать мышечные волокна, принадлежащие 20-50 моторным клеткам. При сокращении мышцы многочисленные моторные клетки неоднократно стимулируются. Эти возбуждения обычно происходят асинхронно для того чтобы обеспечить плавные движения и снизить усталость мышц. Результатом возбуждения является серия ПДМК, называемая последовательность потенциала действия моторной клетки (ППДМК).

Сумма перекрывающихся ППДМК и метод с помощью которого моторные клетки снимают заряд приводит к появлению поверхностного сигнала ЭМГ подобного стохастическому процессу со средним значением равным нулю и среднеквадратичным отклонением

пропорциональным числу активных моторных клеток и скорости их активации [13]. Такой сигнал можно выразить формулой 1:

$$S(t) = \sum_j \text{ППДМК}_j(t) + n(t) = \sum_j \sum_i k_j f\left(\frac{t - \theta_{ij}}{a_j}\right) + n(t) \quad (1)$$

k_j - амплитудный фактор для мышцы j моторной клетки;

f - форма потенциала действия;

θ_{ij} - время возникновения ПДМК;

a_j - изменение масштаба;

$n(t)$ - добавочный шум.

Поверхностный ЭМГ сигнал зависит от уровня и длительности сокращения, вида сокращения (статическое или динамическое) усталости мышцы и наличия пота на коже. Максимальное значение до которого мышца способна сократиться называется максимальным осознанным сокращением (МОС). Проведенные исследования показали, что распределение ЭМГ сигнала имеет более острый пик возле нуля, чем Гауссовское распределение, а при более низких уровнях сокращения сигнал более похож на распределение Лапласа со средним значение равным нулю[14].

1.4 Нервно-мышечные паттерны пояснично-тазового комплекса

На уровне туловища мускулатура пояснично-тазового комплекса (CORE) признана важной для правильного развития двигательных жестов и предотвращения травм [15,16]. В лабораторных исследованиях с помощью различных экспериментов с ЭМГ сообщалось о стабилизирующей функции этой мускулатуры при выполнении двигательных задач, включая верхние и нижние конечности. В предсказуемых ситуациях, то есть когда оцениваемый человек знает, что он будет подвергнут нарушению (например, произвольному движению), было возможно показать, что мышцы CORE активируются до начала движения конечности [17]. Исследования показали, что во время сгибания плеча CORE-мускулатура активируется до начала движения руки, реакция, известная как упреждающая или обратная связь [18]. Аналогичная реакция наблюдалась при сгибании бедра [17]. Также с помощью ЭМГ было измерено время, необходимое для активации CORE мышц после непредсказуемого нарушения (время мышечной реакции), и было замечено, что эта мускулатура активируется быстро после ситуации, которая изменяет баланс тела, реакция, известная как компенсаторная или обратная [19]. Эти ответы помогают понять актуальность CORE в спорте, поскольку в таких обычных жестах, как подача в теннисе или удары мячом в футболе, эта мускулатура активируется, чтобы стабилизировать позвоночник и сделать движение сегментов более

эффективным. Однако эти реакции могут быть изменены при наличии травм и / или боли.

Несколько исследований показали, что наличие боли значительно влияет на упреждающие и компенсаторные реакции мускулатуры CORE [17,20]. Известно, что у людей без травм и / или патологий нормальная реакция поперечной мышцы живота предшествует произвольному движению конечностей (например, сгибанию плеча). Однако, когда этим же субъектам вводят гипертонический физиологический раствор, вызывающий боль, реакция изменяется, и после движения происходит активация поперечной мышцы живота; то есть, он медленнее и, следовательно, менее эффективен в стабилизации позвоночника [17]. В этом же смысле на уровень мышечной активации также влияет присутствие боли. Существует лабораторный тест, оценивающий электромиографическое явление, известное как флексорелаксация [21]. В этом тесте испытуемого просят согнуть позвоночник из двуногого положения, а затем вернуться в исходное положение. У здоровых людей реакция показывает, что глубокие мышцы позвоночника (многораздельные) активируются во время сгибания и разгибания позвоночника и «выключаются» или останавливаются при достижении максимального сгибания. Объяснение основано на том факте, что при достижении максимального сгибания позвоночника задние связки (межкостистая, надостной и задняя общая продольная связка) достигают максимального напряжения, достигая посредством пассивного механизма стабилизации

позвоночника. Следовательно, активация глубоких мышц не требуется, и из-за нервно-мышечной эффективности эти мышцы в нормальных условиях не активируются при максимальном сгибании позвоночника. Однако у людей с болью в пояснице было замечено, что этот нервно-мышечный паттерн полностью изменен [21]. Электромиографическая тишина больше не соблюдается, а активация глубоких мышц позвоночника сохраняется даже при максимальном сгибании. Это может быть вызвано компенсацией нестабильности и / или боли, вызванной пассивными структурами (дисками, связками, суставами и т. Д.). На эти шаблоны активации также может влиять уровень производительности. Таким образом, с помощью ЭМГ было установлено, что высокопроизводительные спортсмены реагируют на непредсказуемую дестабилизацию гораздо быстрее, чем спортсмены-любители [19].

Эти результаты ЭМГ показывают функцию CORE как центрального элемента большинства функциональных кинетических цепей, контроля движений, силы и баланса двигательной активности, включая верхние и нижние конечности. Критическая роль мышц CORE в кинетических цепях привела к ассоциации, что их функция может ограничивать функциональность и производительность человека, особенно в задачах, выполняемых с телом в вертикальном положении.

1.5 Нервно-мышечные паттерны верхних конечностей

Функциональная активность и спортивные состязания над головой требуют высоких нагрузок на плечо из-за широкого диапазона движений плечевого и лопаточно-грудного отделов, высоких скоростей вращения и силы суставов. Мышцы плеча контролируют эти силы и движения за счет адекватной интенсивности (амплитуды) и порядка набора мышц для поддержания стабильности и подвижности верхней конечности. Основное изучаемое движение - произвольное поднятие (сгибание) руки при наличии соматосенсорной и зрительной информации [22]. У здоровых спортсменов, не занимающихся спортом, наблюдалась проксимально-дистальная последовательность активации мышц, при которой в первую очередь активируются мышцы живота и туловища, затем мышцы лопатки, затем дельтовидные мышцы и, наконец, мышцы рук [23-26]. В этом контексте поперечная мышца живота активируется на ранней стадии по отношению к дельтовидной мышце (от -50 до 50 мс) и внешней косой мышце во время произвольного подъема руки [24,27]. Сообщалось о ранней активации мышц-стабилизаторов лопатки в лопаточной области. Первой активируется средняя трапециевидная мышца, затем передняя зубчатая мышца и нижняя трапециевидная мышца, затем передняя дельтовидная мышца и, наконец, верхняя трапециевидная мышца [25]. Эта последовательность активации обеспечивает соответствующее внешнее вращение, наклон кзади и вращение верхней части лопатки, что облегчает позиционирование верхней конечности в

пространстве для выполнения функциональных, рабочих и спортивных действий. Похожая картина наблюдалась при подаче в теннис и бейсбольной подаче, где передняя зубчатая мышца предшествует мобилизующим мышцам плеча [23, 26] (Рисунок 1.10). Однако к этим наблюдениям следует относиться с осторожностью, поскольку эти двигательные задачи включают многоплоскостные движения и, следовательно, большой вклад групп мышц.

С другой стороны, боли в плече и дисфункция, как было замечено, изменяют порядок задействования плечевых и лопаточных мышц у здоровых субъектов и спортсменов [28,29]. Благодаря использованию ЭМГ известно, что при травмах плеча происходят изменения в паттернах мышечной активации, которые влияют на движение лопатки и подъем верхней конечности [30]. Исследования показывают, что пациенты с дисфункцией плеча имеют межмышечный (например, между трапециевидной и передней зубчатой мышцами) и внутримышечный (например, между частями трапециевидной мышцы) дисбаланс, способствующий ненормальному движению лопатки [31,32]. В этом контексте ранняя активация верхней трапециевидной мышцы и ранняя деактивация передней зубчатой мышцы наблюдались у субъектов с субакромиальным соударением [29]. Кроме того, электромиографические записи выявляют повышенную активацию верхней трапециевидной мышцы и низкий уровень активности нижней трапециевидной, средней и передней зубчатых мышц по сравнению со здоровыми людьми [29]. По этим причинам при реабилитации спортсменов с травмой плеча упражнения, активирующие переднюю зубчатую

мышцу, среднюю и нижнюю трапециевидные мышцы, имеют приоритетное значение при минимальной активности верхней трапециевидной мышцы [23,30].

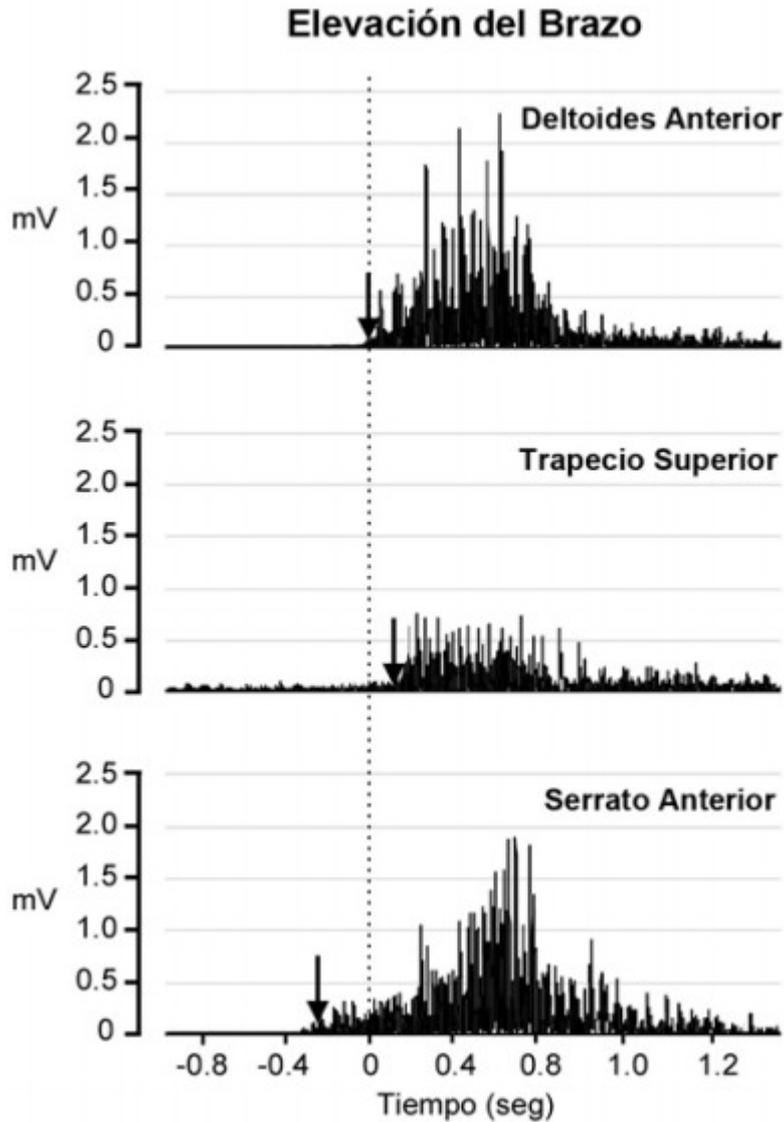


Рисунок 1.10. Задержка мышц во время подъема руки. Обычный образец активации изображается во время предсказуемой задачи (например, запуска). Замечено, что передняя зубчатая мышца активируется до активации передней дельтовидной мышцы (первичного мотора) и верхней трапециевидной мышцы, чтобы мобилизовать лопатку и подготовить ее к движению руки.

1.6 Нервно-мышечные паттерны нижних конечностей

В нижней конечности одно из основных применений ЭМГ - понимание мышечного поведения людей с травмами. Например, на уровне колена сообщалось, что люди с пателлофemorальным болевым синдромом (PPSS) имеют задержку латентного периода активации мышц кривой широкой мышцы бедра (VMO) и латеральной широкой мышцы бедра (VL), основных стабилизаторов позвоночника. надколенник при сгибательно-разгибательных движениях [33,34]. В пателлофemorальном суставе VMO и VL-мышца отвечают за медиальную и латеральную стабилизацию надколенника, поэтому считается, что дисбаланс коленных мышц может быть следствием потери моторного контроля над этими мышцами [35]. Дефицит моторного контроля в виде мышечного торможения и / или измененных паттернов набора мышечной массы был признан причиной потери контроля над суставами в колене [36]. Эта потеря контроля над суставами может сделать колено биомеханически более уязвимым к травмам или вызывать постоянную боль. Было высказано предположение, что плохой нервно-мышечный контроль мышц VMO и VL способствует ненормальному перемещению надколенника [35,37]. Низкая активация VMO по сравнению с VL также наблюдалась у лиц с SDPF, что способствует травмам [38,39]. Из-за этих antecedентов, полученных с помощью ЭМГ, современные протоколы реабилитации для людей с SDPF включают мероприятия, направленные на улучшение этих нервно-мышечных паттернов [40]. Предлагается сначала рассмотреть

возможность контроля боли и предоставления адекватной проприоцептивной информации для облегчения эффективных двигательных реакций [41]. На более поздних этапах следует включать упражнения, основанные на рефлекторных мышечных реакциях, чтобы улучшить механизмы контроля пораженных движений [33].

На уровне голеностопного сустава аналогичные результаты наблюдались у травмированных людей, особенно при хроническом растяжении связок голеностопного сустава. В одном исследовании сравнивалась латентность стабилизирующей мышцы у баскетболистов с хронической голеностопной болезнью и без нее [42]. Для оценки испытуемые стояли на платформе, состоящей из двух подвижных оснований (по одной для каждой ступни), которая при активации опускается под углом 30 °. Этот тест пытается смоделировать механизм травмы при растяжении связок голеностопного сустава, которое в большинстве случаев происходит в инверсии. Датчик движения расположен на подвижном основании оцениваемой лодыжки, чтобы знать точный момент начала дестабилизации. В ходе исследования было определено время, необходимое для активации мышц после того, как была вызвана дестабилизация. Результаты показали, что травмированные баскетболисты реагируют значительно медленнее, чем нетравмированные баскетболисты. Последний показал время отклика примерно 40 миллисекунд для мышц длинной и большеберцовой мышц [42]. В то время как травмированным баскетболистам потребовалось около 95 миллисекунд для активации этих мышц после того, как была вызвана дестабилизация [42].

Подобные результаты были представлены другими авторами [43,44]. Это еще раз подтверждает изменения, которые могут произойти в электрофизиологии мышц при наличии травмы и / или боли.

Кроме того, ЭМГ выявила изменения в поведении мышц при укорочении мышечно-сухожильных структур. У бегунов во время дестабилизирующего теста у субъектов с укорочением подвздошно-большеберцовой кости и без него регистрировалась электромиографическая латентность активации медиальной широкой мышцы бедра (VM), латеральной широкой мышцы бедра (VL), растяжения широкой фасции (TFL) и большой ягодичной мышцы (GM) группа (ITB) [45]. В этом тесте испытуемые располагались на платформе с колесами, которая была прикреплена к веревке, соединенной с системой шкивов, где неожиданно добавлялась нагрузка, эквивалентная 10% веса тела оцениваемого участника, чтобы вызвать дестабилизацию. Эта система находилась за черной завесой, которая не позволяла оцениваемому участнику определить момент дестабилизации. Участникам было приказано встать на тележку, как только возникнут помехи.

Результаты этого исследования показали, что у бегунов с укорочением ITB наблюдается задержка активации по сравнению с людьми без этого состояния. В 4 оцениваемых мышцах люди без укорочения показали латентность менее 105 миллисекунд, в то время как испытуемые с сокращением зарегистрированной латентности более 145 миллисекунд [45]. В частности, мышца TFL, которая анатомически связана с ITB, показала большие различия во времени мышечной

реакции. Бегуны с укорочением активировали эту мышцу через 154 миллисекунды после дестабилизации, а бегуны без укорочения - только через 52 миллисекунды после нарушения [45].

Задержка мышечной латентности у людей с укорочением ITB демонстрирует важность поддержания нормальной длины мышц. Это изменение может вызвать дефицит нервно-мышечного контроля колена и бедра, увеличивая риск травмы [45]. И в SDFP, и в SFBIT стресс ITB считается предрасполагающим фактором и проблемой, которую необходимо решить во время реабилитации [50,51]. Результаты показывают, что, помимо упражнений на гибкость, следует учитывать упражнения, основанные на рефлекторных мышечных реакциях, чтобы улучшить механизмы моторного контроля, на которые влияют изменения длины ITB [45].

Вывод

ЭМГ является фундаментальным инструментом для понимания движений человека и позволяет оценить величину сокращения (активации) мышцы, время, в течение которого мышца активируется (латентность), и уровни усталости, которые могут возникнуть во время поддерживаемого сокращения. Различные исследования с помощью ЭМГ позволили установить нейромышечные паттерны движений как в нормальных условиях, так и при патологиях. Это помогло направить планирование программ тренировки мышц при конкретной травме и / или патологии в процессе реабилитации.

2. Регистрация ЭМГ сигнала

2.1 Получение ЭМГ сигнала

Обычный метод получения ЭМГ сигнала состоит из трех стадий:

- 1) регистрация сигнала
- 2) преобразование сигнала
- 3) обработка.

На рисунке 2.1 показаны все три стадии.

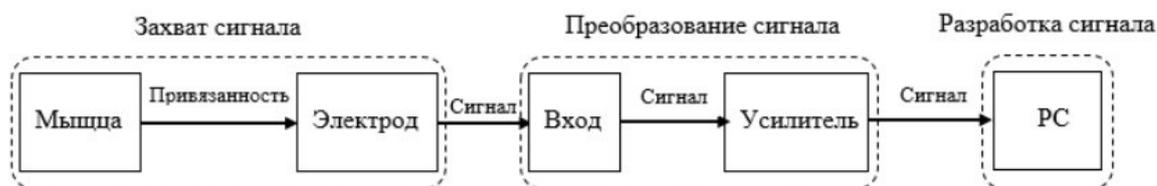


Рисунок 2.1 Процесс извлечения ЭМГ сигнала [5].

Так как сокращение мышцы приводит к возникновению электрического поля вблизи поверхности кожи, то для того чтобы эту активность зарегистрировать достаточно расположить на поверхности кожи электроды. Физиологические данные, зарегистрированные поверхностными электродами, называются поверхностная электромиограмма. Как показано на рисунке 2.2, этот сигнал представляет собой сумму сигналов от всех моторных клеток, зарегистрированных электродом.

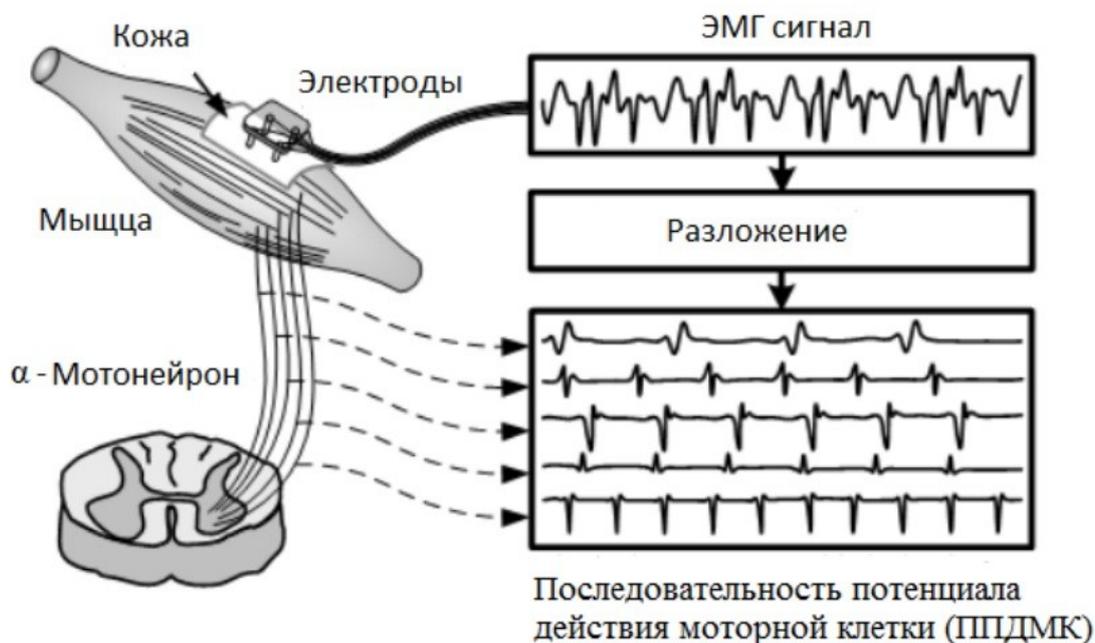


Рисунок 2.2. Регистрация ЭМГ сигнала и его разложение на составляющие [48].

При увеличении силы, действующей на мышцу, увеличивается количество активных моторных клеток. Так как моторные клетки активны только во время сокращения мышцы, то сигналы от каждой моторной клетки регистрируются одновременно. Форма и амплитуда сигнала зависят от ориентации мышечных волокон по отношению к электроду. Однако форма сигнала остается постоянной, если не происходит изменения расположения электродов, их свойств или биохимических изменений тканей мышц.

Факторы, которые влияют на стабильность регистрации ЭМГ, включают в себя наличие моторных клеток или сухожилий, активность соседних мышц, расстояние между активным мышечным волокном и местом регистрации, фильтрующие свойства электрода и расположением нервов по отношению к регистрирующим электродам.

Рекомендуется размещать биполярные электроды параллельно мышечным волокнам с минимальным расстоянием между электродами 20 см. Это расстояние достаточно мало, чтобы избежать перекрестных наводок и вполне достаточно для выбора необходимых моторных клеток [49].

Хотя сенсоры ЭМГ традиционно располагались на вершине утолщения мышцы, потому что можно было получить достаточно сильные сигналы, последние исследования показывают, что эта область не обладает достаточной стабильностью и воспроизводимостью [50]. Поэтому рекомендуется располагать сенсоры в середине между удаленной моторной зоной и сухожилием, соблюдая максимальным расстояние до других мышц. Эти рекомендации были подтверждены при исследованиях влияния размера электрода и его ориентации на чувствительность регистрации. Заземляющий электрод должен быть расположен на нейтральной ткани, например, над костью, чтобы обеспечить надежное опорное напряжение для усилителей [51].

Наконец, специальное внимание должно уделяться поверхностным электродам, так как контакт с телом может быть нарушен, что приведет к искажению сигнала. Высокое сопротивление между электродом и кожей уменьшает амплитуду сигнала и искажает его форму [14]. Кроме того рекомендуется осуществлять постоянное давление электродов на кожу и использовать проводящий гель для увеличения проводимости. Кроме того, важное значение

имеет подготовка кожи, которая включает обработку спиртом и снятие поверхностного грубого слоя.

2.2 Сохранение сигнала.

В большинстве миографических исследований используются несколько электродов, чтобы выявить физиологические характеристики движения. Сигналы с этих электродов подаются на блок обработки сигнала, как показано на рисунке 2.1.

В то время как электродные усилители служат для снижения импеданса между электродом и кожей, дальнейшая обработка сигнала необходима для улучшения качества регистрируемого ЭМГ сигнала. Методы обработки сигнала включают в себя фильтрацию артефактов вызываемых движением или смещением потенциала, ослабление шума за пределами физиологического диапазона (наводки от силовых линий) и усиление сигнала для того чтобы сдвинуть масштаб величины сигнала до величин системы сбора данных (5 В).

Артефакты, вызываемые движением электродов, могут возникнуть из-за деформации кожи под поверхностью электродов или механическим нарушением слоя заряда электрода. Плотность мощности артефактов движения лежит в области ниже 20 Гц; поэтому фильтры высокой частоты могут использоваться для улучшения качества сигнала. Такие фильтры могут иметь угловую частоту где-нибудь между 10 и 20 Гц, однако не должны быть выше, чтобы избежать потери качества сигнала. Техника фильтрации для снижения артефактов движения включает фильтры высокой частоты Чебышева 8 порядка и адаптивные фильтры,

основанные на ортогональных вейвлетах Мейера.

Электроника системы сбора данных при регистрации ЭМГ проектируется для снижения наводок от силовых линий с помощью дифференциальных усилителей, экранирования оборудования коротких проводов от электродов. Тщательная обработка кожи может дополнительно снизить влияние силовых полей; однако невозможность тщательно согласовать импеданс кожи приводит к возможности трансформации помехи общего вида в регистрируемый сигнал. В России такие проблемные частоты лежат в диапазоне 50 Гц и соответствующих гармоник. Узкие узловые фильтры с фиксированной частотой, центрированные на частоте основной и ее гармониках часто применяются для снижения влияния силовых полей. Следует отметить, что в этом случае часть соответствующих частот также удаляется из регистрируемого сигнала, искажая при этом его форму. Поэтому ширину узловых фильтров следует выбирать как можно меньше – 0.25 Гц.

2.3 Обработка сигнала

ЭМГ сигнал служит для контроля сигнала при использовании в протезах, передвижных креслах, улучшения походки, управлением хватаящих движений и интерфейсов основанных на жестах [52]. Зарегистрированный ЭМГ сигнал вследствие его вероятностной природы не может непосредственно применяться в качестве управляющего сигнала. Только небольшая его часть анализируется различными методами для того чтобы выявить набор характеристик – статистические характеристики, определяющие сигнал.

ЭМГ сигналы имеют два состояния – переходное и стационарное. В первом состоянии наблюдаемая мышца переходит от покоя к осознанному сокращению, а в стационарном состоянии мышца находится в сокращенном состоянии с постоянной силой. Переходные сигналы исторически было труднее моделировать чем стационарные. Для преодоления этого явления используются методы сегментации данных, в которых сигнал анализируется в перекрывающихся или изолированных сегментах. В этом случае сигнал рассматривается стационарным в пределах одного сегмента и его моделирование происходит за счет изменения его характеристик от сегмента к сегменту.

Так как ЭМГ сигналы часто используются для управления системами роботов, реальные временные ограничения требуют, чтобы полное время длины сегмента и время обработки его не превышало 300 мсек. Сигнал делится на равные сегменты из которых необходимые характеристики

извлекаются. При перекрывающихся сегментах новый сегмент скользит вдоль предыдущего с увеличением времени меньше чем длина сегмента. Энгельхарт и Хаддинг обнаружили, что хотя маленькие сегменты могут способствовать излишнему потоку данных, одновременно они улучшают точность и временной отклик [53]. В некоторых приложениях перекрываются все сегменты за исключением одного.

Извлечение характеристик это процесс вычисления выбранных характеристик ЭМГ сигнала, которые вводятся в схему обработки для улучшения работы управляющей системы. Успешность работы такой системы зависит от характеристик выбранного движения и точности метода извлечения данных. В реальной системе эти характеристики должны быть извлечены в реальном времени для того чтобы управлять системой.

Существуют два приближения для оценки характеристик: структурное и феноменологическое. При структурной оценке характеристики извлекаются на основе моделей (физических и физиологических) и оцениваются с применением синтезированных сигналов. Это приближение полезно при определении отклонения дисперсии, уровня чувствительности данной характеристики к шуму. При феноменологической оценке характеристики определяются опытным путем, с помощью интерпретации зарегистрированного сигнала и оценке, основанной на полном успехе управляющей системы. Методы для выбора характеристик включают в себя различные стратегии поиска, такие как последовательный прямой и обратный выбор,

последовательный плавающий выбор и стратегия случайного поиска, например, генетический алгоритм. Измеряемые характеристики объединяются в три категории: временная область, частотная область и частотно-временная.

Техника для формирования ЭМГ сигнала включает в себя аналоговый выпрямитель и обработку сглаживанием с помощью фильтров низкой частоты, вычисление среднего значения и среднего квадратичного отклонения. При высоких уровнях сокращения наиболее точно соответствует сигналу модель Гаусса, в то время как для уставших мышц и низких уровнях сокращения наиболее точно процесс описывается лапласианом. Для Гауссовской модели средне-квадратичное отклонение теоретически обеспечивает наиболее вероятную оценку амплитуды при постоянной силе и сокращении без усталости.

Для случайных лапласовских процессов среднее значение позволяет оценить среднее значение амплитуды. Экспериментально обнаружено, что ЭМГ сигнал, зарегистрированный при постоянной силе или сокращениях без усталости, имеет распределение между Гауссовским и Лапласа, однако в среднем распределение Гаусса оказывается лучше. В этом случае разница между оценкой амплитуды методом среднего значения или средне-квадратичного незначительная.

Кланси разработал методы для улучшения оценки качества амплитуды ЭМГ сигнала. Он показал, что временная декорреляция сигнала и комбинация сигналов от нескольких каналов для оценки одной амплитуды уменьшает

отклонение амплитуды без увеличения смещения. В этом случае ЭМГ сигналы, зарегистрированные в соседних каналах, объединяются для улучшения отношения сигнал/шум. Так как расстояние между мышцей и электродом, а также коэффициент усиления отличаются между электродами, необходимо провести нормализацию коэффициента усиления.

ЭМГ сигнал подвергается вначале демодуляции и сглаживанию. Демодуляция позволяет выделить сигнал и увеличивает. Сглаживание фильтрует зарегистрированный сигнал, увеличивая отношение сигнал/шум. Другие характеристики оценки ЭМГ сигнала включают в себя среднее значение наклона, пересечение нуля, изменение знака наклона и длину волны. Эти характеристики позволяют измерить амплитуду, частоту и длительность сигнала.

Среднее значение и медиана спектральной плотности частоты ЭМГ сигнала являются обычными характеристиками частоты, так как они предоставляют основную информацию о спектре сигнала и его временных изменениях. Для оценки среднего и медианы были разработаны различные методы, включающие модель авторегрессии с короткими сегментами при стационарных и нестационарных условиях.

Так как ЭМГ сигналы нестационарные, знание частоты и времени очень важно для управления. Спектральный анализ использует преобразование Фурье, которое предоставляет спектр частот без привязки к времени. Частотно-временной анализ может применяться для очищения сигнала от шума, определение усталости при длительной активности и

координации активности изолированных мышц. Методами, которые представляют сигнал как функцию частоты и времени являются временное преобразование Фурье и преобразование вейвлет.

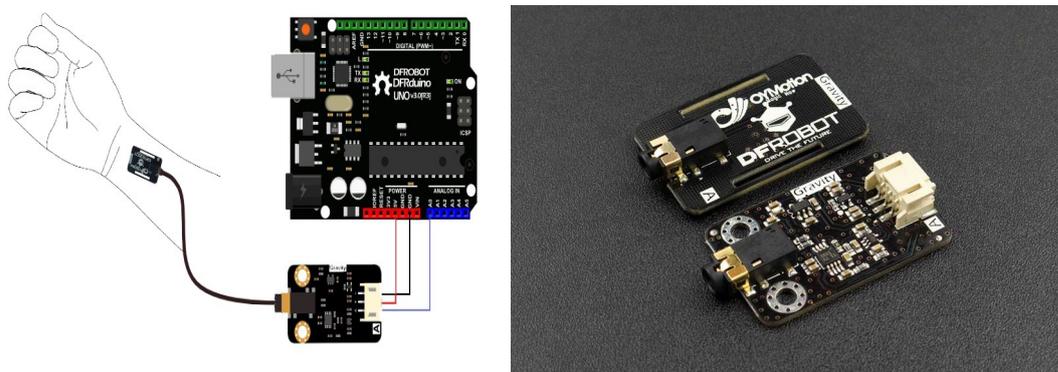
Временное преобразование Фурье создает частотно-временной сигнал, однако имеет ограниченную точность вследствие размера окна анализа. Вейвлет анализ может снизить уровень шумов в сигнале без его искажения и позволяет анализировать сигналы большей амплитуды. Локальный анализ помогает раскрыть тенденцию, точки разрыва, разрывы в производных высокого уровня, что другие методы не могут выполнить.

При использовании вейвлет анализа небольшой масштаб показывает детали быстрого изменения сигнала (с помощью высокой частоты), а больший масштаб показывает грубые медленные изменения (с помощью низкой частоты). В этом случае предоставляется возможность отслеживать различные части сигнала с помощью вейвлет преобразования.

Временное преобразование Фурье и вейвлет преобразование различаются в способе распределения доступа к временному масштабу. Временное преобразование Фурье использует фиксированное отношение, в то время как в преобразовании вейвлет применяется переменное отношение, когда частотное разрешение пропорционально центральной частоте.

2.4 Реализация программного обеспечения для регистрации ЭМГ

Цель работы непосредственно реализация программного обеспечения для снятия ЭМГ сигналов с помощью микроконтроллера Arduino uno и датчика Analog EMG Sensor by OUMotion (Рисунок 2.3) [52].



а – аппаратная часть устройства

б – датчик ЭМГ

Рисунок. 2.3. Датчик для регистрации ЭМГ [52].

Существуют большое количество электромиографов, различающихся функциональными возможностями, габаритами и техническими характеристиками, цена которых варьируется от нескольких тысяч до сотен тысяч рублей [55]. В последние полтора десятилетия широкую популярность приобрели электромиографы на базе различных микроконтроллеров, например, Arduino, Raspberry и т.п. Одним из таких популярных устройств (датчиков) является Analog EMG Sensor by OUMotion (рис. 1) [52], он относится к категории неинвазивных сухих индукционных датчиков.[56]

Разрабатываемый портативный электромиограф включает в себя следующие функциональные блоки (рис.

2.4): датчик (электрод), усилитель, микроконтроллер Arduino, фильтр, ПК, интерфейс программы.

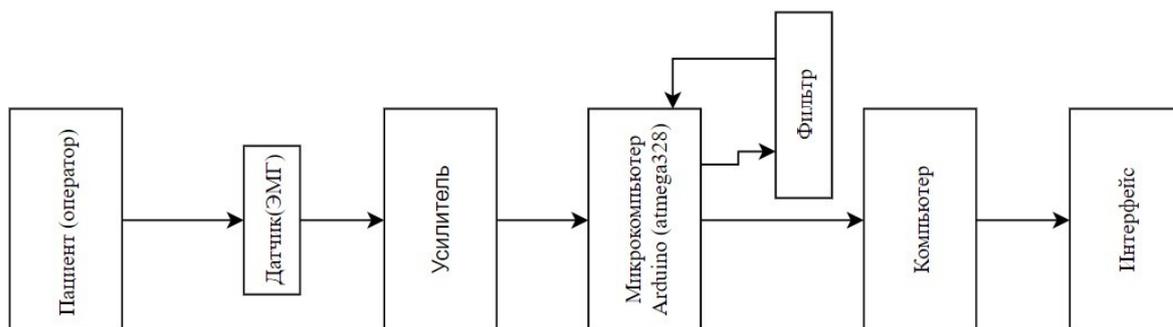
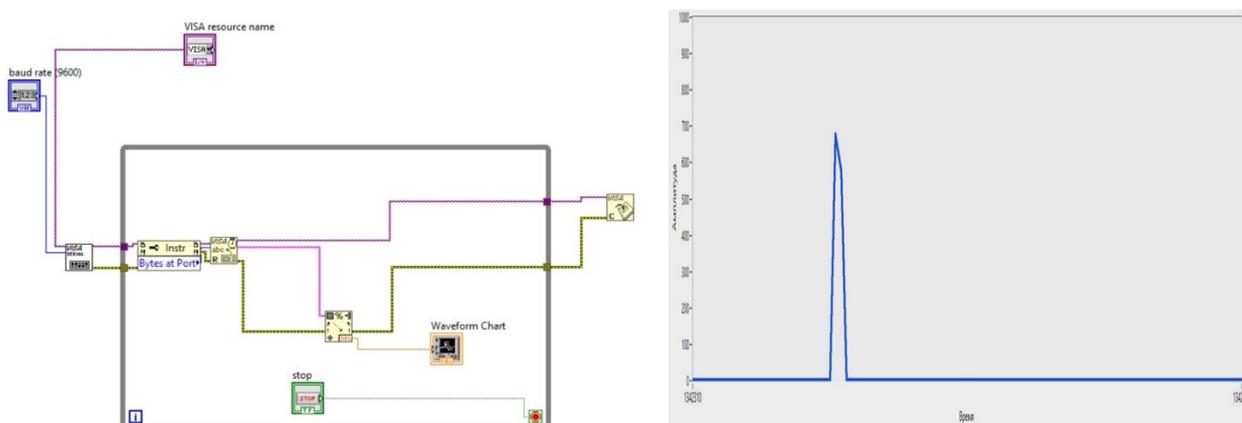


Рисунок. 2.4. Функциональная схема электромиографа.

Интерфейс для портативного электромиографа был создан с применением пакета LabVIEW2020 (рис. 2.5).



а - блочная диаграмма

б - фронтальная панель

Рисунок. 2.5. Программная реализация [52].

Данный интерфейс позволяет фиксировать необходимые пики при сокращении мышц (рисунок 2.5).

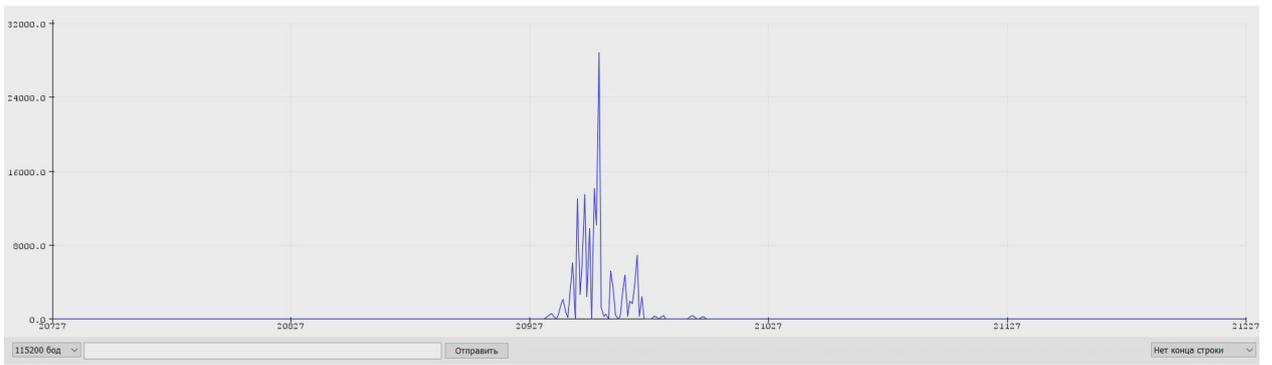


Рисунок 2.6 Данные полученные с плоттера.

Данные полученные с порта (Рисунок 2.6)

Заключение

Результатом работы аппаратно-программного комплекса является диагностика динамики биомедицинского сигнала, который можно анализировать на силу активности, период активности и характер активности. Биомедицинский сигнал сохраняет в себе пики, характерные для ЭМГ.

Тестирование портативного электромиографа проведено на базе Тверского государственного технического университета. В качестве испытуемых выступили студенты (4 мужчины), в возрасте от 20 до 22 лет. Испытуемые дали свое добровольное согласие на участие в экспериментах.

В рамках экспериментов при регистрации ЭМГ испытуемые выполняли движения пальцами, производили напряжение плече-лучевой мышцы и комплексные физические упражнения. На рисунке 2.6 проиллюстрирована графическая зависимость ЭМГ человека при сжатии кулака.

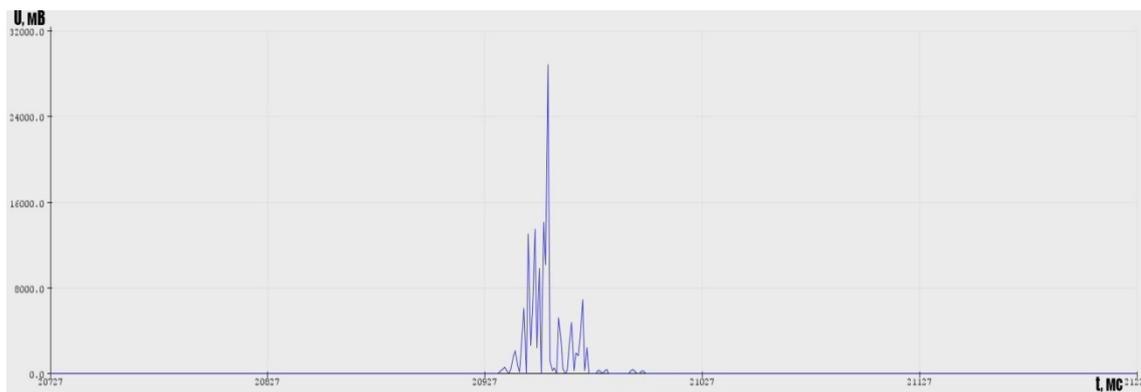


Рисунок 2.6 Амплитудно-временное представление ЭМГ человека.

Полученные результаты демонстрируют работоспособность предложенного портативного электромиографа. Дальнейшие шаги будут направлены на разработку программных алгоритмов, ориентированных на задачи обработки сигналов ЭМГ.

Список литературы

1. De Luca CJ. Surface electromyography: Detection and recording. DelSys Incorporated. 2002;10:2011.
2. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1997;13(2):135-63.
3. Aparicio MV. Electromiografía cinesiológica. Rehabilitación. 2005;39(6):255-64. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120\(05\)74359-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0048-7120(05)74359-0)
4. Basmajian J. Electrodes and electrode connectors. New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology. 1. Karger Publishers; 1973:502-10.
5. Konrad P. The abc of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography. 2005;USA 1:30-5
6. Rash GS, Quesada P. Electromyography fundamentals. Retrieved February. 2003;4.
7. Tortora GJ, Derrickson BH. Principles of anatomy and physiology: Wiley Global Education; 2013.
8. Kidd G, Oldham J. Motor unit action potential (MUAP) sequence and electrotherapy. Clinical Rehabilitation. 1988;2(1):23-33. doi: <http://dx.doi.org/10.1177/026921558800200105>
9. Enoka, RM. Neuromechanical Basis of Kinesiology. Champaign, IL: Human Kinetics; 1988
10. Xie H, Wang Z. Mean frequency derived via Hilbert-Huang transform with application to fatigue EMG signal analysis. Comput Methods Programs Biomed. 2006

May;82(2):114-20. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.cmpb.2006.02.009>

11. E. N. Marieb, "10: The Muscular System," in *Anatomy & Physiology*. 5th ed, Boston, Pearson.
12. J. Basmajian and C. De Luca, *Muscles Alive* (5th edition), Baltimore, MD:Williams and Wilkins. - 1985.
13. P. Liu, D. R. Brown, F. Martel, D. Rancourt and E. A. Clancy, "EMG-to-force Modeling for Multiple Fingers," in *Proc. of Bioengineering Conference (NEBEC) - New York, Troy, 2011 IEEE 37th Annual Northeast*.
14. E. A. Clancy, E. L. Morin and R. Merletti, "Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography," *Journal of Electromyography and Kinesiology*. - 2002. - vol. 12, no. 1, - pp. 1-16.
15. Rivera CE. Core and lumbopelvic stabilization in runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2016;27(1):319-37. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2015.09.003>
16. Briggs MS, Givens DL, Best TM, Chaudhari AM. Lumbopelvic neuromuscular training and injury rehabilitation: a systematic review. *Clin J Sport Med*. 2013;23(3):160-71. doi: <https://doi.org/10.1097/JSM.0b013e318280aabb>
17. Hodges P, Cholewicki J. Functional control of the spine, in movement, stability & lumbopelvic pain. *Movement, Stability & Lumbopelvic Pain-Integration of Research and Therapy*. Edinburgh: Churchill Livingstone; 2007.

18. Norwood JT, Anderson GS, Gaetz MB, Twist PW. Electromyographic activity of the trunk stabilizers during stable and unstable bench press. *J Strength Cond Res.* 2007;21(2):343-7. doi: <https://doi.org/10.1519/R-17435.1>
19. Borghuis AJ, Lemmink K, Hof AL. Core Muscle Response Times and Postural Reactions in Soccer Players and Nonplayers. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(1):108-14. doi: <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181e93492>
20. Suehiro T, Mizutani M, Ishida H, Kobara K, Osaka H, Watanabe S. Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(4):675-80. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.04.013>
21. Callaghan JP, Dunk NM. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2002;17(5):353-60. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033\(02\)00023-2](http://dx.doi.org/10.1016/S0268-0033(02)00023-2)
22. Aruin AS, Shiratori T, Latash ML. The role of action in postural preparation for loading and unloading in standing subjects. *Exp Brain Res.* 2001;138(4):458-66. doi: <http://dx.doi.org/10.1007/s002210100729>
23. Kibler WB, Chandler TJ, Shapiro R, Conuel M. Muscle activation in coupled scapulohumeral motions in the high performance tennis serve. *Br J Sports Med.*

- 2007;41(11). doi: <http://dx.doi.org/10.1136/bjism.2007.037333>
24. Tokuno CD, Cresswell AG, Thorstensson A, Carpenter MG. Recruitment order of the abdominal muscles varies with postural task. *Scand J Med Sci Sports*. 2013;23(3):349- 54. Doi: <http://dx.doi.org/10.1111/j.1600-0838.2011.01394.x>
25. Mendez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V, Martinez-Valdes E, Xie HB. The recruitment order of scapular muscles depends on the characteristics of the postural task. *J Electromyogr Kinesiol*. 2016;31:40-7. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2016.09.001>
26. Hirashima M, Kadota H, Sakurai S, Kudo K, Ohtsuki T. Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *J Sports Sci*. 2002;20(4):301-10. doi: <https://doi.org/10.1080/026404102753576071>
27. Allison GT, Morris SL. Transversus abdominis and core stability: has the pendulum swung? *Br J Sports Med*. 2008;42(11):930- 1. doi: <https://doi.org/10.1136/bjism.2008.048637>
28. Wadsworth DJS, Bullock-Saxton JE. Recruitment patterns of the scapular rotator muscles in freestyle swimmers with subacromial impingement. *Int J Sports Med*. 1997;18(8):618-24. doi: <https://doi.org/10.1055/s-2007-972692>
29. Phadke V, Ludewig PM. Study of the scapular muscle latency and deactivation time in people with and without shoulder impingement. *J Electromyogr Kinesiol*.

2013;23(2):469- 75. doi:

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.10.004>

30. Ben Kibler W, Sciascia AD, Uhl TL, Tambay N, Cunningham T. Electromyographic analysis of specific exercises for scapular control in early phases of shoulder rehabilitation. *Am J Sports Med.* 2008;36(9):1789-98. doi: <https://doi.org/10.1177/0363546508316281>
31. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports Med.* 2003;31(4):542-9.
32. De Mey K, Cagnie B, Van de Velde A, Danneels L, Cools AM. Trapezius Muscle Timing During Selected Shoulder Rehabilitation Exercises. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2009;39(10):743-52. doi: <https://doi.org/10.2519/jospt.2009.3089>
33. Guzmán- Muñoz EE, Concha- Cisternas YF. Retraso de la latencia de activación de los músculos vasto medial oblicuo y vasto lateral en individuos con síndrome de dolor patelofemoral. *MHSALUD.* 2016;13(2). doi: <http://dx.doi.org/10.15359/mhs.13-2.1>
34. Karst GM, Willett GM. Onset timing of electromyographic activity in the vastus medialis oblique and vastus lateralis muscles in subjects with and without patellofemoral pain syndrome. *Phys Ther.* 1995;75(9):813-23.
35. Earl JE, Schmitz RJ, Arnold BL. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and

- without isometric hip adduction. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(6):381-6. doi: [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(01\)00024-4](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(01)00024-4)
36. Voight ML, Wieder DL. Comparative reflex response times of vastus medialis obliquus and vastus lateralis in normal subjects and subjects with extensor mechanism dysfunction. An electromyographic study. *Am J Sports Med.* 1991;19(2):131-7. doi: <https://doi.org/10.1177/036354659101900207>
37. Coqueiro KRR, Bevilaqua-Grossi D, Berzin F, Soares AB, Candolo C, Monteiro-Pedro V. Analysis on the activation of the VMO and VLL muscles during semisquat exercises with and without hip adduction in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(6):596-603. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2005.03.001>
38. Tang SFT, Chen CK, Hsu R, Chou SW, Hong WH, Lew HL. Vastus medialis obliquus and vastus lateralis activity in open and closed kinetic chain exercises in patients with patellofemoral pain syndrome: An electromyographic study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(10):1441-5. doi: <http://dx.doi.org/10.1053/apmr.2001.26252>
39. Powers CM. Patellar kinematics, part I: The influence of vastus muscle activity in subjects with and without patellofemoral pain. *Phys Ther.* 2000;80(10):956-64.
40. Nejati N, Patterson JA, Arjang N, Motealleh A, Biabani M. Core Neuromuscular Training; a Physical Activity Intervention for Individuals with Patellofemoral Pain

- Syndrome. *Med Sci Sports Exerc.* 2016;48(5):945-. doi: <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000487829.30021>
41. Rixe JA, Glick JE, Brady J, Olympia RP. A Review of the Management of Patellofemoral Pain Syndrome. *Phys Sportsmed.* 2013;41(3):19-28. doi: <https://doi.org/10.3810/psm.2013.09.2023>
 42. Mendez-Rebolledo G, Guzman-Munoz E, Gatica-Rojas V, Zbinden-Foncea H. Longer reaction time of the fibularis longus muscle and reduced postural control in basketball players with functional ankle instability: A pilot study. *Phys Ther Sport.* 2015;16(3):242- 7. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2014.10.008>
 43. de Oliveira Menacho M, Pereira HM, de Oliveira BIR, Chagas LMPM, Toyohara MT, Cardoso JR. The peroneus reaction time during sudden inversion test: systematic review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(4):559- 65. doi: <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2009.11.007>
 44. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med.* 2008;27(3):353-70. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.csm.2008.03.006>
 45. Guzmán-Muñoz E, Mendez-Rebolledo G, Gatica-Rojas V. Retraso de la latencia de activación de los músculos de cadera y rodilla en individuos con acortamiento de la banda iliotibial. *Fisioterapia.* 2017;39(3):116-21. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ft.2016.09.002>
 46. Baker RL, Souza RB, Fredericson M. Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in

- Evaluation and Treatment. PM R. 2011;3(6):550-61. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2011.01.002>
47. Dutton RA, Khadavi MJ, Fredericson M. Update on Rehabilitation of Patellofemoral Pain. *Curr Sports Med Rep.* 2014;13(3):172- 8. doi: <http://dx.doi.org/10.1249/JSR.0000000000000056>
48. C. J. De Luca, A. Adam, R. Wotiz, L. D. Gilmore and S. H. Nawab, "Decomposition of Surface EMG Signals," *J Neurophysiol.* - 2006. - vol. 96. - pp. 1646-1657.
49. A. Young, L. J. Hargrove and T. A. Kuiken, "The Effects of Electrode Size and Orientation on the Sensitivity of Myoelectric Pattern Recognition Systems to Electrode Shift," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* - 2011. - pp.2537-544.
50. H. J. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug and G. Rau, "Development of Recommendations for sEMG Sensors and Sensor Placement Procedures," *Journal of Electromyography and Kinesiology.* - 2000. - vol. 10. - pp. 361-74.
51. Carlo J. DeLuca, "Surface Electromyography: Detection and Recording," DelSys Incorporated, Boston, MA, USA, 2002.
52. M. A. Oskoei and H. Hu, "Myoelectric control systems - a survey," *Elsevier -Biomedical Signal Processing and Control.* - October 2007. - vol. 2, no. 4. - pp.275-294.
53. K. Englehart and B. Hudgins, "A robust, real-time control scheme for multifunction myoelectric control," *IEEE Trans. Biomed. Eng.* - 2003. Eng. - vol. 52, no. 11. - pp.848-854.

54. Analog EMG Sensor by OYMotion ||

<https://www.dfrobot.com/product-1661.html#:~:text=This%20EMG%20sensor%20is%20launched,and%20neural%20activities%20of%20human.&text=It%20amplifies%20minimal%20sEMG%20within,input%20and%20analog%20filter%20circuit>

55. МИОГРАФ «СИНАПСИС» ||

https://neurotech.ru/stomatology/myograph_synapsis_dental/ || <https://stomshop.pro/neuroteh-synapsis>

56. Портативный электромиограф ||

<https://www.elibrary.ru/item.asp?id=44400605>

Приложения

Код программы:

```
#include "EMGFilters.h"

#include <Servo.h>

#define TIMING_DEBUG 1

#define SensorInputPin A0

EMGFilters myFilter;

int sampleRate = SAMPLE_FREQ_500HZ;

int humFreq = NOTCH_FREQ_60HZ;

static int Threshold = 500;

unsigned long timeStamp;

unsigned long timeBudget;

void setup () {

myFilter.init(sampleRate, humFreq, true, true, true);

Serial.begin(115200);

timeBudget = 1e6 / sampleRate;

}

void loop() {

timeStamp = micros();

int Value = analogRead(SensorInputPin);

int DataAfterFilter = myFilter.update(Value);
```

```
int envlope = sq(DataAfterFilter);  
envlope=(envlope > Threshold) ? envlope : 0;  
timeStamp = micros() - timeStamp;  
if (TIMING_DEBUG) {  
Serial.println(envlope);}
```