

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



**SATBAYEV  
UNIVERSITY**

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

Тохтанов Амир Әділетұлы

**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

на тему

«Разработка механотерапевтического экзоскелета для реабилитации и  
восстановления функций верхних конечностей»

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

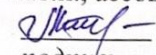
**МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ**

Тема диссертации: Разработка механотерапевтического экзоскелета для  
реабилитации и восстановления функций верхних  
конечностей

ОП: 7М07107 – Робототехника и мехатроника

Научный руководитель

К.т.н., ассоциированный профессор

 Курмангалиева Л. А.  
подпись Ф.И.О

«09» 01/2026 г.

Рецензент

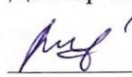
Ph.D, ассоциированный профессор

 Карымсакова Н. Т.  
подпись Ф.И.О

«09» 01/2026 г.

Нормоконтроль

Доктор Ph.D, ассоциированный профессор

 Рахметова П. М.  
подпись Ф.И.О

«09» 01/2026 г.

**ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ**

Заведующий кафедрой

РТиТСА

К.т.н.,

профессор

 Ожикенов К.А.

подпись Ф.И.О

Алматы 2026

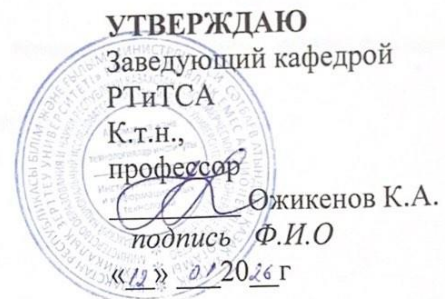
Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный  
исследовательский технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматики и информационных технологий

Кафедра «Робототехники и технических средств автоматики»

7M07107 – Робототехника и мехатроника



**ЗАДАНИЕ**  
**на выполнение магистерской диссертации**

Магистранту Тохтанову Амир Әділетұлы

Тема: «Разработка механотерапевтического экзоскелета для реабилитации и восстановления функций верхних конечностей»

Утверждено приказом № 83 от «03» 28 2024 г.

**Срок сдачи законченной диссертации:** «12» 01 2026 г.

Исходные данные к магистерской диссертации:

Экзоскелет локтевого сустава для реабилитации разрабатывается как доступное инженерное решение, основанное на применении Arduino, 3D-печати и стандартных сервоприводов. Актуальность проекта определяется ростом числа пациентов с нарушениями функций верхних конечностей после травм и инсультов, что требует создания недорогих и простых устройств для восстановления движений. Цель работы заключается в создании прототипа экзоскелета, обеспечивающего сгибание и разгибание локтевого сустава с контролируемой амплитудой и плавностью. В рамках исследования проводится анализ существующих открытых проектов, разработка 3D-модели конструкции с учётом биомеханики, сборка прототипа из доступных компонентов и



программирование управления движениями через Arduino. Ограничением является использование недорогих материалов и упрощённых схем без сложных сенсорных систем. Ожидаемым результатом станет рабочий прототип экзоскелета локтевого сустава, который может быть использован для дальнейших исследований и внедрения в практику реабилитационной медицины.

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

- а) Построение кинематических и динамических моделей экзоскелета для локтевого сустава;
- б) Проектирование архитектуры системы управления на базе Arduino и синхронизация сервоприводов;
- в) Моделирование алгоритмов управления экзоскелетом в средах MATLAB и Arduino IDE;
- г) Оценка эффективности системы: показатели точности движения, энергопотребления и доступности.
- д) Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

Рабочая презентация представлена на 20 слайдах.

Рекомендуемая основная литература: список литературы 64.

**ГРАФИК**  
подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представление научному руководителю	Примечание
Биомеханика и кинематика локтевого сустава	01.09 - 20.09.2025 ж.	Вспомогат.
Разработка алгоритмов проектирования и управления электрической схемой экзоскелета локтевого сустава	21.09 – 25.10.2025 ж.	Вспомогат.
Моделирование 3Д в Solidworks, подбор комплектующих и материалов. Внедрение программного обеспечения.	25.10 – 22.12.2025 ж.	Вспомогат.

**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	Курмангалиева Л.А., к.т.н., ассоциированный профессор	22.12.25	
Расчет раздел	Курмангалиева Л.А., к.т.н., ассоциированный профессор	24.12.25	
Норм контролер	Рахметова П. М. Доктор Ph. D, ассоциированный профессор	12.01.26	

**Научный руководитель**

Задания принял к исполнению обучающийся

Дата

подпись  
  
подпись

Курмангалиева Л.А.  
Ф.И.О.  
Тохтанов А.Ә.  
Ф.И.О.

«12» 01 2026г.



## РЕЦЕНЗИЯ

на диссертацию  
Тохтанова А.Ә  
по специальности 7М07107 – Робототехника и мехатроника

**На тему: «Разработка механотерапевтического экзоскелета для реабилитации и  
восстановления функций верхних конечностей»**

Выполнено:

- а) графическая часть на \_\_ листах
- б) пояснительная записка на \_\_ страницах

## ЗАМЕЧАНИЯ ПО РАБОТЕ

В ходе работы магистрант Тохтанов Амир демонстрирует системный и комплексный подход. Он начинается с анализа существующих медицинских и инженерных решений, что позволяет четко обозначить нишу для разработки. После этого разрабатывается собственная конструкция экзоскелета и алгоритмы его управления. Практическая реализация прототипа выполнена с использованием современных, но доступных технологий - CAD-моделирования, 3D-печати и микроконтроллерной платформы Arduino, что подтверждает реализуемость идеи и её ориентированность на снижение конечной стоимости.

Так же следует отметить междисциплинарный характер работы, в котором удачно сочетаются инженерный расчет, понимание медицинских требований и практическое программирование. Автор показывает уверенное владение технической литературой, методами моделирования и навыками создания работающих прототипов. Работа носит законченный характер и имеет прямой потенциал для внедрения в клиническую практику.

К замечаниям диссертации, носящим рекомендательный характер, можно отнести желательность более развернутого представления результатов испытаний с конкретными количественными показателями, а также более четкого выделения элементов научной новизны в заключении.

## ОЦЕНКА РАБОТЫ

Магистрант Тохтанов Амир выполнил магистерскую диссертацию на 80 и считаю, что магистр заслуживает академической степени.

Ассоциированный профессор кафедры  
«Автоматизация и управление»  
АЛТ университета имени М. Тынышпаева,  
Доктор PhD

Карымсакова Н.Т.



## Протокол

### о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

**Автор:** Тохтанов Амир Эділетұлы

**Соавтор (если имеется):**

**Тип работы:** Магистерская диссертация

**Название работы:** Разработка механотерапевтического экзоскелета для реабилитации и восстановления функций верхних конечностей

**Научный руководитель:** Ляззат Курмангалиева

**Коэффициент Подобия 1:** 0.1

**Коэффициент Подобия 2:** 0

**Микропробелы:** 7

**Знаки из других алфавитов:** 5

**Интервалы:** 0

**Белые Знаки:** 0

**После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:**

- ☐ Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.
- ☐ Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.
- ☐ Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.
- ☐ Обоснование:

Дата



Заведующий кафедрой



НЕКОММЕРЧЕСКОЕ АКЦИОНЕРНОЕ ОБЩЕСТВО «КАЗАХСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ  
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ К.И.САТПАЕВА»

**ОТЗЫВ**

**НАУЧНОГО РУКОВОДИТЕЛЯ**

на магистерскую диссертацию

магистранта ОП 7M07107 — Робототехника и мехатроника

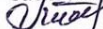
Тохтанов Амир Әділетұлы

Тема: «Разработка механотерапевтического экзоскелета для реабилитации и восстановления  
функций верхних конечностей»

Диссертационная работа посвящена разработке экзоскелета локтевого сустава для реабилитации пациентов с нарушениями функций верхних конечностей. Актуальность исследования обусловлена необходимостью создания доступных и простых технических решений, позволяющих расширить возможности восстановительной медицины и повысить эффективность реабилитационных мероприятий. В диссертации проведён анализ существующих открытых проектов и технологий, обоснован выбор конструктивных и электронных компонентов, разработана 3D-модель устройства с учётом биомеханики локтевого сустава, выполнена сборка прототипа на базе Arduino и стандартных сервоприводов, а также реализовано программное управление движениями. Проведены базовые испытания, подтверждающие работоспособность конструкции и её потенциал для дальнейшего совершенствования и внедрения в практику. Работа выполнена на хорошем научно-методическом уровне, отличается логичностью изложения, корректным применением инженерных методов и вниманием к практической реализации. Полученные результаты могут быть использованы при разработке доступных реабилитационных устройств и служат основой для дальнейших исследований в области биоуправления и расширения функционала экзоскелетов. Диссертационная работа по своему содержанию, уровню выполнения и качеству оформления соответствует требованиям, предъявляемым к магистерским диссертациям, в связи с чем заслуживает оценки «85%», а автор Тохтанов Амир Әділетұлы заслуживает академического звания магистра по робототехнике и мехатронике.

Научный руководитель

К.т.н., ассоциированный профессор

 Курмангалиева Л. А.

«12» 01 2026г.



## АҢДАТПА

Бұл жұмыс шынтак буынының экзоскелетін әзірлеуге, модельдеуге, сондай – ақ бағдарламалық-алгоритмдік жүзеге асыруға арналған, ол медицина саласында пациенттерді қолымен ауыр жарақаттардан кейін оңалту, қолдың ең маңызды бөлігі-шынтактың мотор белсенділігінің бұзылуы бөлігінде кеңінен қолдануға тиіс.

Зерттеудің мақсаты инженерлік негізделген, Функционалды және технологиялық тұрғыдан қол жетімді экзо қол жұмысын құру болды. Бұл шынтакты буынның иілуінің әртүрлі бұрыштарында жылжытуға мүмкіндік береді.

Жұмыс барысында экзоскелеттердің заманауи технологиялары мен прототиптеріне талдау жүргізілді, кинематиканың бимеханикалық ерекшеліктері мен оның параметрлері зерттелді. Деректерді алғаннан кейін, олардың негізінде мен экзо қаңқасының қаңқасын модельдеуге қойылатын талаптарды тұжырымдай алдым. CAD моделі SolidWorks бағдарламасында механизммен, бекіту тесіктерімен, қол сегменттерімен жасалған.

Басқару жүйесінің архитектурасы екі Arduino Nano микроконтроллерінде, соның ішінде бұрыштық потенциометрде жасалған, mg995 серво қосылған, оның көмегімен қозғалыс механизмі болады. Сондай-ақ, интерфейс пен басқаруға арналған lcd1602 түймесі мен СКД дисплейі. Бағдарламалық бөлімде ол PID реттегіштерін, жылдамдық алгоритмдерін және иілу режимін іске асырды. 3D басып шығару алдында қауіпсіздік пен сенімділікті толық талдау. Пластмасса ПЛ көмегімен Bambu LAB басылған.

Диссертация процесінде алынған нәтижелер тиімді және қолдануға оңай болатын осындай экзоскелетті қайта құру шындығын растай алады.

## АННОТАЦИЯ

Данная работа посвящена разработке, моделированию а так же программно алгоритмической осуществлению экзоскелета локтевого сустава, который должен найти широкое употребление в области медицины в части реабилитации пациентов после тяжких травм с рукой, нарушением двигательной активностью самой важной части руки – локтя.

Цель исследования заключалась в создании инженерно обоснованной, функциональной и технологически доступной работы экзо руки. Который дал бы возможность двигаться локтем подо разными углами сгибания суставом.

В ходе работы проведен анализ современных технологий и прототипов экзоскелетов, изучены бимеханические особенности и его параметры кинематики. После получения данных, на их основе я смог сформулировать требования к моделированию самого каркаса экзо скелета. Сделана CAD модель в программе SolidWorks с механизмом, отверстиями для крепления, сегменты руки.

Архитектура системы управления сделан на двух микроконтроллерах arduino nano, включая потенциометр для углов, добавлен сервопривод мг995 с помощью него будут механизм движения. А так же кнопка и жк дисплей lcd1602 для интерфейса и управления. В програмной части реализовал ПИД регуляторы, алгоритмы скорости и режима работы по сгибаниям. Полный анализ безопасности и надежности перед 3д печатью. Распечатана на Bambu LAB с помощью ПЛА пластика.

Полученные результаты при процессе диссертационной работы могут подтвердить реальность воссоздания такого экзоскелета который был бы эффективным и простым в использовании.

## ANNOTATION

This work is devoted to the development, modeling, as well as software and algorithmic implementation of the elbow exoskeleton, which should be widely used in the field of medicine in terms of rehabilitation of patients after severe arm injuries, impaired motor activity of the most important part of the arm – the elbow.

The purpose of the study was to create an engineering-based, functional and technologically accessible work of an exo hand. Which would make it possible to move the elbow at different angles of flexion of the joint.

In the course of the work, an analysis of modern technologies and prototypes of exoskeletons was carried out, biomechanical features and their kinematic parameters were studied. After receiving the data, based on them, I was able to formulate the requirements for modeling the skeleton of the exoskeleton itself. A CAD model was made in the SolidWorks program with a mechanism, holes for fastening, and arm segments.

The architecture of the control system is based on two Arduino nano-controllers, including a potentiometer for angles, a MG995 servo drive has been added, and a movement mechanism will be used with it. As well as a button and an LCD1602 LCD display for interface and control. In the software part, he implemented PID controllers and algorithms for speed and bending operation. Complete safety and reliability analysis before 3D printing. Printed on a Bambu lab using PLA plastic.

The results obtained during the dissertation process can confirm the reality of recreating such an exoskeleton that would be effective and easy to use.



## Содержание

1. Введение и литературный обзор .....	14
1.1 Введение.....	14
1.2 Актуальность .....	16
2. Биомеханика и кинематика локтевого сустава .....	21
2.1 Анатомо-биомеханическая модель локтя .....	21
2.2 Кинематическая модель .....	21
2.3 Механические ограничения .....	26
3. Проектирование конструкции экзоскелета локтевого сустава .....	28
3.1 Методология проектирования .....	28
3.2 Моделирование в SolidWorks .....	30
3.3 Электронная схемотехника .....	32
4. 3Д моделирование и компоненты. ....	32
4.1 Моделирования.....	35
4.2 SolidWorks .....	35
4.5 Подготовка к 3D-печати.....	40
4.6 Массо-инерционные характеристики.....	41
4.7 Сборка и изготовление.....	41
4.8 Оценка эффективности и надежности разработанного экзоскелета .....	50
4.9. Энергетическая эффективность.....	51
4.10. Оценка надежности и доступности .....	52
5. Алгоритмы управления и программная реализация .....	55
5.1 Архитектура системы управления.....	55
5.3 Алгоритмы управления .....	56
Заключение .....	59
Список литературы .....	60
Приложение А .....	64
Приложение В .....	65



## 1. Введение и литературный обзор

### 1.1 Введение

В последние годы экзоскелеты стали одним из самых крутых штук в медицине для восстановления, в фабриках и даже в армии. Особенно круто разрабатывать экзоскелеты для суставов рук, включая локоть, потому что травмы и болячки там часто приводят к тому, что человек долго не может работать и сам за собой ухаживать. В этой работе я смотрю на процесс создания и проверки экзоскелета для локтя в реабилитации, начиная от 3D-моделей и расчетов конструкции, заканчивая сборкой, тестами и разбором того, что получилось в экспериментах. Я особо акцентирую на подборе частей, материалов, систем контроля и способах проверки, плюс на безопасности, удобстве и соответствии правилам.

За последние десятилетия рост робототехники, мехатроники и инженерки в медицине привел к появлению новых гаджетов, которые помогают вернуть или заменить потерянные функции мышц и костей у людей. Один из самых перспективных путей тут - использование экзоскелетов для восстановления рук, особенно локтя. Локоть — это суперважный узел в биомеханике, который дает основные движения руке, типа сгибания, разгибания, держания вещей и позиционирования руки в пространстве. Если локоть сломается из-за травм, нервных болезней или операций, это сильно мешает человеку самому себя обслуживать и требует долгого лечения. С ростом числа людей с проблемами в движениях рук плюс больше инсультов у молодежи, нужно срочно использовать современные роботы для реабилитации.

Экзоскелеты для локтя сделаны, чтобы заполнить пробелы в движениях, давать повторяющиеся упражнения с нагрузкой, точно контролировать путь движения и формировать правильные привычки в моторике. В отличие от старых механических штук для терапии, роботы позволяют подстраивать силу и путь под личные данные пациента, следить за скоростью и углами движения, плюс обеспечивать высокий уровень безопасности во время упражнений. Это делает экзоскелеты хорошим инструментом для восстановления после инсульта, травм головы, болезней нервов, повреждений мышц и связок, а также после долгого обездвиживания руки.

Хоть в мире и большой прогресс, в странах бывшего Союза, включая Казахстан, экзоскелеты в клиниках используются мало. Дорогие иностранные системы, сложный уход, нужны квалифицированные люди и нет местного производства — все это значит, что только немногие пациенты получают доступ к таким роботам для реабилитации. Еще один минус - мало своих исследований по созданию дешевых, легко меняемых и ориентированных на клинику экзоскелетов. Поэтому делать доступный, технически крутой и проверенный наукой экзоскелет для локтя — это интересно и для науки, и для экономики с социальной стороны.



Новые исследования показывают, что терапия руками с роботами повышает эффективность на 20-35% по сравнению со старой механотерапией. Благодаря точному повтору движений пациенты быстрее вспоминают, как мышцы работают, увеличивают диапазон движений, меньше застывают и набирают стабильные навыки. При этом экзоскелет снимает нагрузку с врачей и позволяет делать длинные сессии без усталости для специалиста. Использование реальных данных от датчиков торможения, энкодеров, датчиков тока и силы дает шанс точно оценить прогресс и подправить личную программу реабилитации.

Особо важно для создания экзоскелета локтя анализировать, как сустав работает, включая модели движения и сил. Локтевой сустав - это как один вращающийся механизм с главной свободой в сгибании и разгибании. Но из-за сложной связи костей предплечья и плеча он подвержен хитрым нагрузкам в биомеханике. Чтобы правильно сделать в инженерии, нужно учитывать, как мышцы устроены, нормальных движений, обычные моменты сил в разных частях упражнений для rehab, трение в суставе и роль мягких тканей. Создание точной модели движения помогает определить форму пути, посчитать рабочие углы экзоскелета и сделать так, чтобы устройство правильно сидело на руке пациента. Модель сил на базе уравнений Эйлера-Лагранжа помогает считать нужный момент вращения, нагрузку от инерции, эффект внешних сил и выбирать параметры мотора.

Выбор, как сделать конструкцию экзоскелета, — это ключевой шаг в проектировании. Она должна быть легкой, удобной и подходить под биомеханику. Использование современных программ для дизайна, типа SolidWorks или Blender, позволяет делать модели, которые меняются под размеры конкретного человека. 3D-печать делает прототипы дешевле и проще менять конструкцию потом. Важная часть - выбор моторов: серво, редукторов, датчиков силы и контроллеров, которые дают нужный момент и гладкое движение. При этом инженерные идеи должны учитывать правила безопасности в клинике, включая пределы момента, скорости и угла.

Система контроля экзоскелетом в целом синхронизирует мотор с параметрами тела пациента. Использование микроконтроллеров (STM32, Arduino), сенсоров (энкодеры, потенциометры, датчики тока), алгоритмов контроля (PID, PD, адаптивный контроль), плюс защиты (от перегрузки тока, слишком большой скорости, выхода за нормальный диапазон движения) создает умную мехатронную штуку. Ключевой момент - сделать алгоритмы для фильтрации данных с сенсоров, исправления нелинейностей и точного разбора сигналов. Полная система контроля должна учитывать личные данные пациента, стабильность алгоритма при помехах снаружи и обратную связь о состоянии гаджета и руки.

Проектирование экзоскелета еще требует посмотреть на материалы и проверить безопасность вещи. Материалы, которые касаются кожи пациента, должны не вызывать аллергию, быть гладкими, легко мыться и не давить в

точках. Механические части должны быть крепкими и жесткими, но с минимальным весом. Выбор между PLA, PETG, ABS или металлом зависит от их прочности, как крепить, веса и удобства в использовании. Еще один пункт - следовать международным стандартам (ISO 13482, ISO 7250, IEC 60601), которые устанавливают правила безопасности для домашних и медицинских роботов. Анализ рисков, включая модель FMEA, помогает найти возможные поломки и предложить, как их избежать.

Хоть есть много разных экзоскелетов для локтя, у многих минусы: плохо подстраиваются под разных людей, дорого стоят, тяжелые, требуют сложного ухода или нет открытого кода. В Казахстане почти нет своих разработок, которые полностью открыты для изучения и изменений. Это дает шанс сделать дешевый, модульный и совместимый с техникой экзоскелет для локтя, который может делать терапию и вписываться в современные системы реабилитации в медицине.

Эта работа нацелена на создание технически обоснованной идеи экзоскелета для локтя, которая учитывает, как тело работает, требования к конструкции, способы моделирования и новые алгоритмы контроля. Смешивание этих частей позволяет сделать полный подход в инженерии и науке, который станет базой для доступного,меняемого и эффективного гаджета для rehab. Плюс, эта работа помогает развивать свои навыки в роботизированной медицине, создавать базу для будущих исследований и делать реальные прототипы для клиник.

В этой работе планирую сделать подробный разбор существующих штук, построить модель биомеханики локтя, создать дизайн в CAD для экзоскелета, посчитать инженерно мотор, нарисовать схему системы контроля, смоделировать движение и дать советы по дальнейшему развитию гаджета. Такой полный подход дает не только новую науку, но и реальную пользу, чтобы использовать это как основу для будущих инженерных и медицинских штук.

## **1.2 Актуальность**

Разработка экзоскелетов для верхних конечностей, особенно в отношении локтевого сустава, Разработка экзоскелетов для верхних конечностей, в частности для локтевого сустава, приобретает все большее значение в связи с ростом числа пациентов с нарушениями двигательных функций, вызванными инсультами, черепно-мозговыми травмами и нейродегенеративными заболеваниями. Реабилитационные экзоскелеты обеспечивают регулируемое и повторяющееся движение суставов, что имеет решающее значение для восстановления нервно-мышечной координации.

MyoPro от Мумо (США) – один из самых знаменитых экзоскелетов рук. Он известен собой тем что модульную часть с плечевым и локтевым отделениями, а также ЭМГ-контролем. Пациент начинает первые движения с движения при малых мышечных сигналах, что крепит систему. Недостатки: дороговизна,

непосильность в настройке, нужда изучения, а также продолжительный изнашивание.

Eduexo (Paintown, open electronics): рама, произведенная из деталей, напечатанных на 3D-принтере, захваты для плеч и рук, сервопривод с датчиком усилия, датчик Arduino Uno. Сервопривод для пригибания локтя, правление сенсорным датчиком, обеспечить крепление проще простого чем кажется на первый взгляд. Очень даже годится для пассивных и активных тренировок, настройки угла наклона, домашнего использования. С открытым исходным кодом проще менять (рис. 1).





Рисунок 1 – Экзоскелет(макет) локтя

Eduexo - это как бы странно не звучало тоже экзоскелет для локтя. В коробке комплекта кладут все нужные детали, инструкцию по сборке что удобно и информация по истории / технологии. Приобретет опыт и понимание работы экзоскелета [45].

Exosoint-управление (проект на GitHub): для углового экзоскелета в EMG. С помощью Arduino, Raspberry Pi, сервопривода, энкодера, датчиков EMG - движение через мышцы пациента.

Стандартная комплектация: 3D-охватная на плече/предплечье, сервопривод для сгибания, датчики всякие для контроля угла наклона и другие компоненты. Датчик ЭМГ датчик установили на бицепсе/трицепсе отфильтровать сигнал, сопоставляя его с более значительным порогом - если он возвышеннее, двигатель работает. Пациент начинает самостоятельно, при этом экзоскелет поддерживает в дозировке.

Программное обеспечение, созданное на эскизах Arduino, адаптируется к надобностям человека. Неопасность: ограничение угла, остановка перегрузки, регулировка порога.

Дополнительно: деятельное участие пациента, организация правильных движений, стимуляция мозга после инсульта/травмы что тоже помогает в восстановлении. Дешевые запчасти (Arduino, сервоприводы, 3D-печать) - их легко выработать дома или в лаборатории. Биологическая обратная связь + роботизированная помощь для постепенного возобновления.

Это робот, рожденный для того, чтобы помогать людям, в целом как и все роботы. Можем посмотреть на внешний вид скелета. Это усложняет в целом понимание мышечных целей. Но тем не менее решение есть, значит отфильтрованный ЭМГ-сигнал поступает на микроконтроллер, не ардуино, вычисление положения на основе порогового значения разницы, моторная команда.

Обратная связь: включите переключатель двигателя, измените положение, сравните с расчетным, скорректируйте в режиме реального времени.

Techno: Электромагнитное излучение на бицепс / трицепс, регулирующее направление / скорость ветра, переключатель ограничения диапазона, фильтр + алгоритм разности.

При самостоятельном сгибании/разгибании это важно для активного восстановления мышечного контроля. Код и 3D-модели есть на GitHub.

Алматы-холбо (Алматинский университет инженеров—электриков, виброинженерия, Springer): экзоскелет - силовой кабель, проходящий через трос, уменьшающий вес на руке, передающий нагрузку наружу.

Конструкция: 3D-каркас из PLA, три сервопривода, кабельная передача, Arduino Nano, датчик тока / IMU / EMG. Крепление к плечу / паху, сервопривод для сгибания / разгибания + акцентирования / супинации. Датчики отслеживают движение. Программное обеспечение Arduino легко копировать / заменять.

Алгоритмы: ограничение угла наклона, защита от перегрузки, оптимизация работы пациента, регистрация данных для анализа.

Технология: кабели уменьшают вес руки, сервоуправление движением, датчики отвечают за связь и безопасность.

Восстановление: пассивное (самостоятельные упражнения против судорог) и активное (с помощью ЭМГ + помощи пациента). Пациент восстанавливает контроль над собой, используя правильную схему.

Преимущества: модульный, легко приспособляемый по форме, низкое давление на суставы. Доступна клиника / лаборатория / обучение с использованием Arduino / servo / 3D [51].

Заработав деньги в пробной версии, мы будем работать с полученной оценкой, изменение синусоиды с углом (произношение/расширение + произношение / копирование) в gulgulian activity, подтвердило это. Контроль анукула пациента на предмет безопасности/точности заключается в восстановлении подвижности/силы справа [51].

Прототип NEMA 17 (tatulea et al., 2019): 3D-рамка, шаговый двигатель NEMA 17, драйвер tb6600, Arduino. Точное позиционирование, ПИД-регулирование, установка на руку / плечо, простота сборки. Для пассивного / активного передвижения с регулировкой угла наклона, дома / в лаборатории.

Плечевая опора с сервоприводом (можно проинструктировать): 3D-секция, сервопривод весом 40 кг, ESP32, управление ble. Ремешок для управления плечом / локтем, простые крепления, самоподдерживающийся. Опора для поднятия руки для слабых пациентов.

Алматы-holbo кабельная передача, три сервопривода, PLA-рама, Arduino Nano, IMU / EMG. Кабель уменьшает вес, адаптивная поддержка, датчики для мониторинга. Для словоизменения / отсутствия словоизменения + произношения / супинации, адаптации, записи данных.

Мягкий экзоскелет типа Exosuit (датчик MDPI, 2025): мягкие ткани, кабель Bowden, привод TSA, сервопривод, EMG/IMU. Задний ремень / двигатель - меньше нагрузки, больше комфорта. Легкий, портативный для длительного ношения, пассивного /активного движения, удобной регулировки.

Электропневматическая биомеханика руки (ijtec, 2024): 3D-конструкция (PLA / ABS), пневмоцилиндр, датчик электромагнитной напряженности AD8832, Arduino Uno, реле, клапан. Включает пневматические, подвижные, 3-позиционные программы для пассивной ЭМГ. Мобилизация локтя, активация ЭМГ, диапазон 30-90 градусов, простая регулировка.

Hal с одним подключением (Cyberdyne): компактный для локтевого / коленного сустава, двигателя, датчика ЭМГ. Управление ЭМГ, индикация сигнала, портативный. Обеспечивает тренировку суставов для повышения подвижности. Небольшой размер - для постельного режима / раннего восстановления после операции. Он эффективен при инсульте / травмах / церебральном параличе.

## 2. Биомеханика и кинематика локтевого сустава

### 2.1 Анатомо-биомеханическая модель локтя

Локтевой сустав состоит из трех частей если следовать по костям: плечевой, лучевой и локтевой. Есть основное что она делает по функционалу это делать движения предплечья относительно плеча в одной степени свободы, то есть сгибание разгибание [12].

Главные характеристики, которые стоит учитывать:

- a) Ожидаемая длина предплечья у человека мужского пола: 30 см;
- b) Масса предплечья: 1.4–1.8 кг, вместе с кистью;
- c) Центр масс установлена на ~43% от конечной длины;
- d) Степень свободы экзоскелета должна быть: 1 основная (сгибание/разгибание), 1 дополнительная (пронация/супинация) [13].

### 2.2 Кинематическая модель

Чтобы проектировать экзоскелет использую упрощённую кинематическую модель - однозвенная система с одной степенью свободы (DOF). [16].

#### 2.2.1 Прямая кинематика

Если:

$$x = L \cdot \cos \theta, \quad (2.2.1)$$

$$y = L \cdot \sin \theta, \quad (2.2.2)$$

Где:

- $L$  — длина предплечья;
- $\theta$  — угол сгибания локтя;
- $x, y, u_x, u_y$  — положение точки на конце экзоскелета в декартовой системе координат.

Тогда положение точки будет как на форме 2.2.1 и 2.2.2.

#### 2.2.2 Обратная кинематика

Задача обратной кинематики — определить угол сгибания  $\theta$  по заданному положению  $(x, y)$ :

$$\theta = \arctan\left(\frac{y}{x}\right), \quad (2.2.3)$$

Такая модель нужна для анализа траектории движения пациентов, у которых получена травма и на стадии лечения.

Так же нужно учитывать динамику движения при моделировании [19].

Для уравнения пользуемся Эйлера-Лагранжа она удобна как раз если экзоскелет с 1-й степенью свободы:

$$\tau = I \cdot \ddot{\theta} + b \cdot \dot{\theta} + m \cdot g \cdot l \cdot \sin \theta, \quad (2.2.4)$$

где:

$\tau$  - требуемый крутящий момент ( $\text{Н}\cdot\text{м}$ ),

$I$  - момент инерции предплечья ( $\text{кг}\cdot\text{м}^2$ ),

$B$  - коэффициент вязкого трения,

$m$  - масса сегмента,

$g=9.81 \text{ м/с}^2$  — ускорение свободного падения,

$l$  - расстояние от центра вращения до центра масс.

$\ddot{\theta}$  - угловое ускорение;

$\dot{\theta}$  - угловая скорость;



Рисунок 2.2.1 - Плечо и предплечье при нагрузке с грузом

Так что нужно сделать программе MATLAB необходимо сделать математическую модель. Которая описывает сервопривод, который буду использовать как физическую. Я моделирую поведение сервопривода. Как он поворачивает на заданный угол с учетом параметров, которые буду давать, такие как задержки, инерции и сопротивления. Код программы написана на рисунке 2.2.2.



```

/MATLAB Drive/mg995.m
4 % 1. Параметры системы (приблизительные для мощного серво типа MG995)
5 % Представим сервопривод как систему второго порядка
6 Kn = 1.5; % Коэффициент усиления (Gain)
7 wn = 15; % Собственная частота (быстродействие мотора)
8 zeta = 0.7; % Коэффициент демпфирования (чтобы не было лишних колебаний)
9
10 % 2. Создание передаточной функции (Transfer Function)
11 % Формула:  $G(s) = (Kn * wn^2) / (s^2 + 2*zeta*wn*s + wn^2)$ 
12 num = [Kn * wn^2];
13 den = [1, 2*zeta*wn, wn^2];
14 sys = tf(num, den);
15
16 % 3. Ограничение угла (насыщение)
17 % В реальности сервопривод не может крутиться бесконечно
18 fprintf('Моделирование поворота экзоскелета на 90 градусов...\n');
19
20 % 4. Анализ реакции на ступенчатый сигнал (Step Response)
21 % Задаем целевой угол 90 градусов
22 target_angle = 90;
23 [y, t] = step(target_angle * sys);
24
25 % 5. Построение графика для диссертации
26 figure;
27 plot(t, y, 'LineWidth', 2, 'Color', 'b');
28 grid on;
29 title('Динамика поворота сервопривода MG995 (Экзоскелет)');
30 xlabel('Время (секунды)');
31 ylabel('Угол поворота (градусы)');
32 hold on;
33 line([0, t(end)] [target_angle target_angle], 'Color', 'r', 'LineStyle', '-');

```

Рисунок 2.2.2 – Алгоритм для математической модели

Запускаем матлаб чтобы увидеть кривую. Конкретно динамику поворота при значении 90 градусов (рисунок 2.2.3).

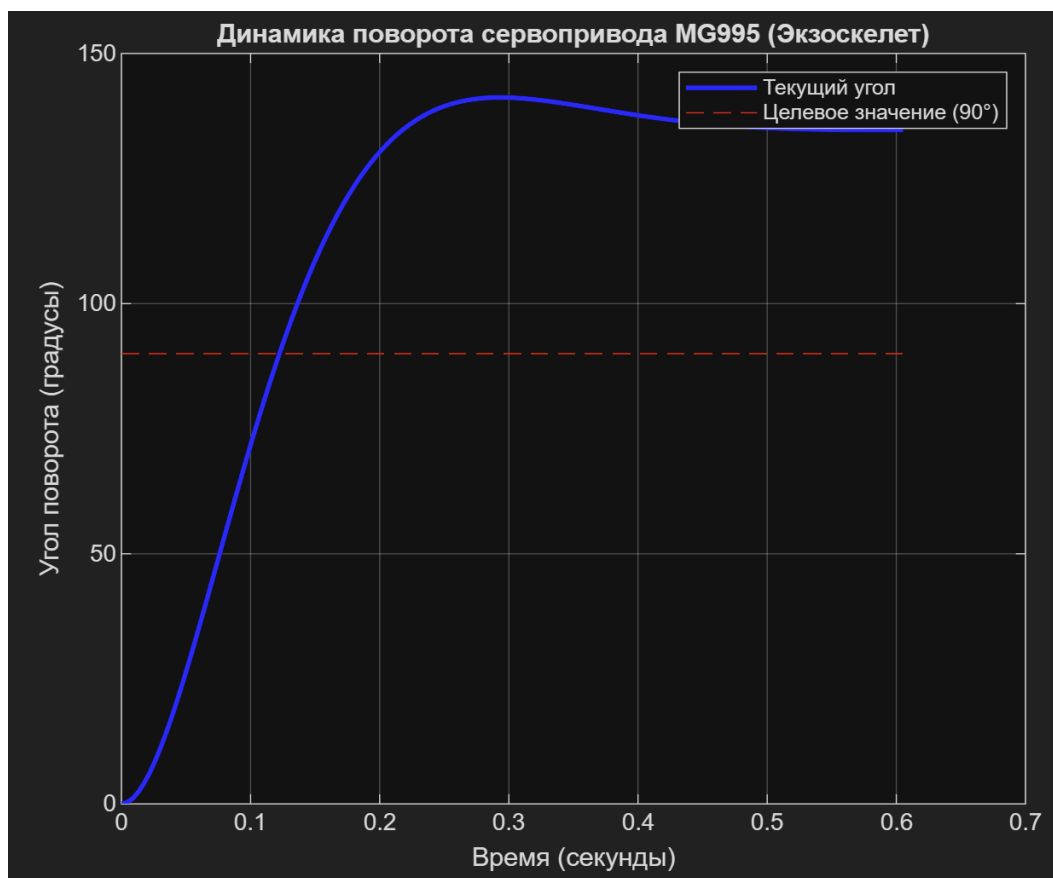


Рисунок 2.2.3 – Динамика поворота сервопривода МГ995

Делаю поэтапную версию. На ранних стадиях пациенты не могут выгибать руку сразу так сильно. Необходимо начать с малых градусов и постепенно увеличить лимит.

```

% Параметры сервопривода MG995
Kn = 1.5; wn = 15; zeta = 0.7;
num = [Kn * wn^2];
den = [1, 2*zeta*wn, wn^2];
sys = tf(num, den);

% Целевые углы для разных стадий реабилитации
target_angles = [45, 90, 135, 160];
colors = {'r', 'g', 'b', 'm'};
figure; hold on;

for i = 1:length(target_angles)
    target = target_angles(i);
    [y, t] = step(target * sys, 1.5); % Моделирование на 1.5 секунды
    plot(t, y, 'Color', colors{i}, 'LineWidth', 2, 'DisplayName', ['Угол ']);
end

grid on;
title('Моделирование поэтапного увеличения амплитуды движения');
xlabel('Время (секунды)');
ylabel('Угол сгибания (градусы)');
legend('show', 'Location', 'southeast');
title('Реакция экзоскелета на изменение лимитов (кнопочное управление)');

% Добавляем горизонтальные линии целей
for i = 1:length(target_angles)
    line([0 1.5], [target_angles(i) target_angles(i)], 'Color', colors{i},
end

```

Рисунок 2.2.4 – Алгоритм поэтапного движения по градусам

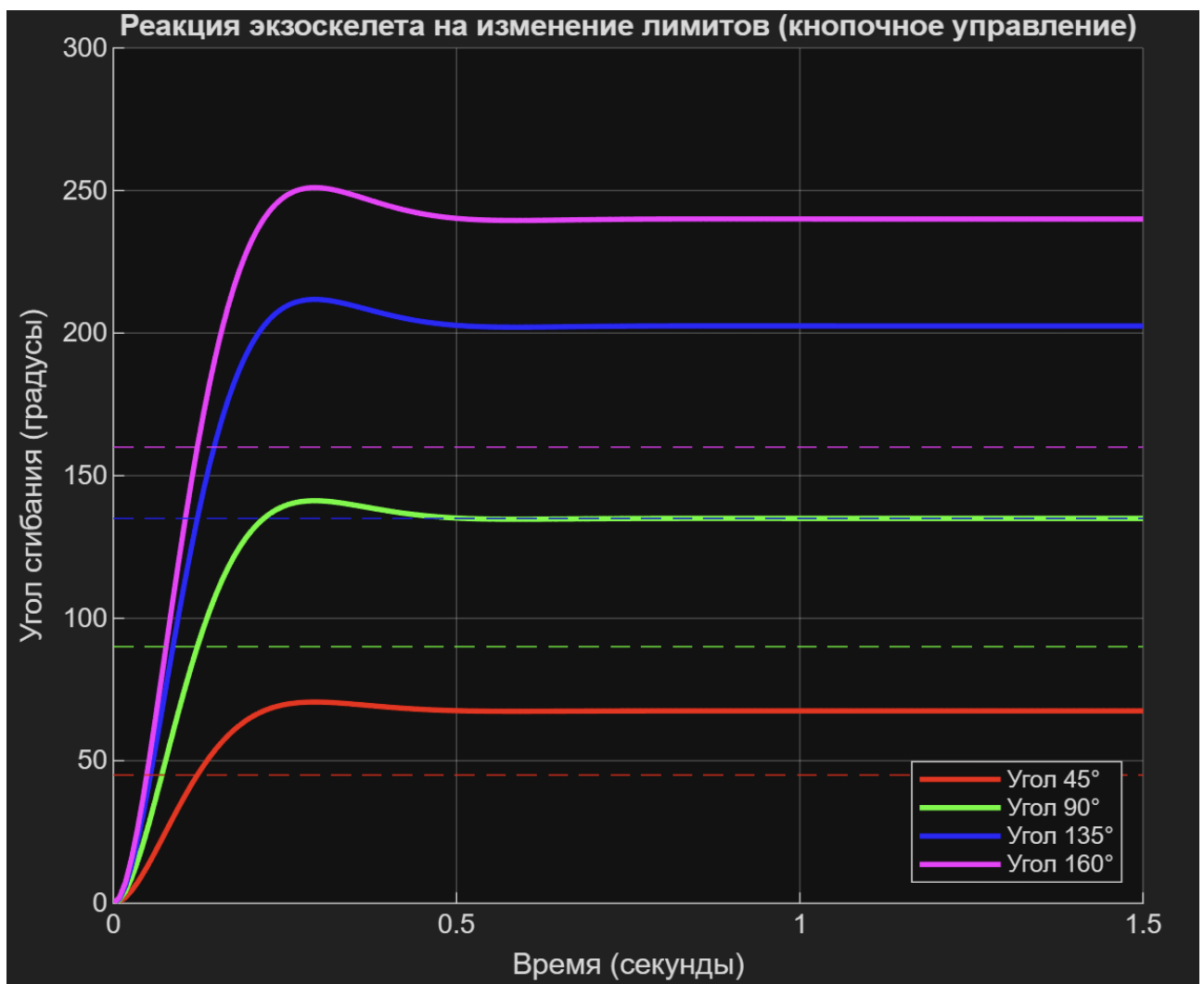


Рисунок 2.2.5 – Поэтапное изменение лимитов при разных углах движения

### 2.3 Механические ограничения

Как можем увидеть на графиках данная модель называется, как адаптивная механотерапия. Это означает время от времени повышать амплитуду для сгибания сустава локтя. Но это все-таки зависит от прогресса травмы пациента. При нажатии на кнопку микроконтроллер Arduino nano будет менять программный лимит угла в коде.

Принцип работы заключается в том чтобы на корпусе устройства или отдельно будет пульт управления, там должны иметься кнопки выбора режима чтобы при нажатии сгибался экзоскелет.

На первом этапе начинается с 45 градусов. Является минимальной амплитудой для начального уровня, когда сустав еще ограничен в движении. Но она так же может начинаться и с 15 градусов что зависит от состояния травмы. Затем идут вторые и третий этапы, где амплитуда градуса уже больше, например от 90 градусов до 135 градусов. Здесь необходимо уже чтобы восстановить эластичность связок руки. На четвертом этапе максимально приближенное к

анатомии человека. Исходя из нормы мы имеем 140–160 градусов, здесь происходит финал процесса реабилитации.

При поступлении команды от пульта управления в микроконтроллер arduino nano мой сервопривод MG995 установленный в распечатанную модель начнет отрабатывать алгоритм движения согласно по заданному нажатию, исходя в соответствии положительно кода. Как показано на рисунке 2.2.5 где смоделирован график, система такого алгоритма поэтапного движения подчеркивает стабильность при всех четырех путях изменения сгибания.

Таким образом не будет резких скачков тока, механических ударов чтобы не повредить руку. Будет точность позиционирования, погрешность на уровне 1%. И фиксируется в одном положении рука пациента без колебаний. Можно персонализировать исходя от данных носителя экзоскелета.

Чтобы не навредить по время реабилитации, его можно нагружать осторожностью не более чем на 1-15% от того, на что способно рука или зависимо от силы вашей руки (график 2.3.1) [13].

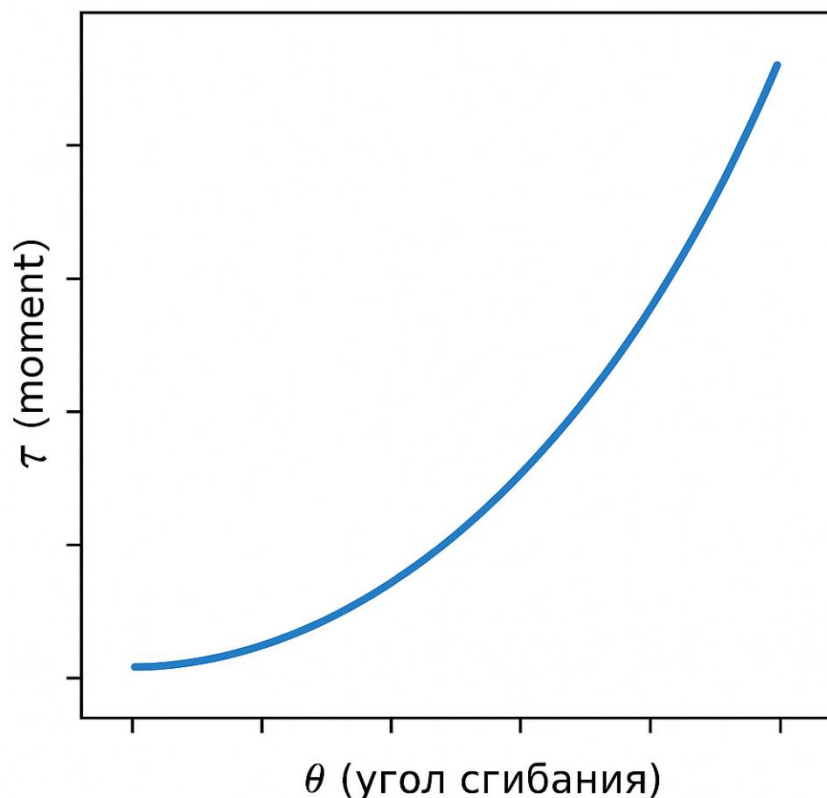


График 2.3.1 - Зависимости требуемого момента  $\tau$  от угла сгибания  $\theta$ .

Для имитации сустава как мы видим необходим активные модули на однозвенном модели, требуется иметь до 2.5 Н·м, при интервале движения 30–130°. Вся модель необходима будет при проектировании 3Д модели [19].



### **3. Проектирование конструкции экзоскелета локтевого сустава**

Разработка механизма экзоскелета для сустава локтя это в целом очень комплексная инженерная работа. Которая под собой имеет ключевую цель тщательное изучение биомеханику тела людей, знать, как функционируют механические устройства из электроники, что такое приводы, а также необходимо иметь базовое знания в медицине в области реабилитации. Устройство которую изобретают и создают должен быть гарантом точных передач движений, безопасности, эргономичной удобности, легкости настройки под персональные уникальные значения пациента и способность к длительному использованию весь день без причинения дискомфорта. Нужно учитывать срок службы в случае активной эксплуатации, динамику поведения и прочность устройства [21].

#### **3.1 Методология проектирования**

При начале создании фиксаторов для рук с помощью 3Д моделирование пациент обязан ощущать себя в комфорте, когда будет носить, не должно быть давления, и негативных ощущений. Используются ремни застежками липучками, специально смоделированная лента из пластика которая будет на магнитах или кнопках. Конструкция, которую смоделировали, будет аналогично похожей на анатомию человека, то есть руки. Надо учитывать, что при долгой ношении будет жарко в устройстве.

Разрабатывание электронных компонентов, маршрутизации проводов связано со структурой самого экзоскелета. Проводы с ардуино, сервоприводами и др. не должны мешать носителю. Блок электроники будет размещена на плечах, ибо это самая устойчивая зона, там не сгибается рука. Тем не менее не должно быть тяжело носить всю электронику [22].

Создание экзоскелетной устройства для восстановления локтевого сустава полагается на принципах человеко-машинного взаимодействия, эргономики и мехатроники:

- a) Удобной к анатомическим уникальностям пациента;
- b) Не уставать после длительного ношения;
- c) Иметь понятных терапевтических движений;
- d) Безопасной при постоянных нагрузках;
- e) Недорогим, компоненты можно достать в любом магазине электроники для прототипирования и локального производства.

Процесс проектирования осуществляется по следующей иерархии:

- a) Собрание функциональных требований;
- b) Выбор типа конструкции;
- c) Выбор нужных материалов;
- d) 3Д моделирование в солиде;

- e) Анализ кинематики и построение графика в Matlab;
- f) Написать алгоритм управления Arduino nano;



Блок – схема 3.1.1: Этапы проектирования

Механизм экзоскелета локтевого сустава обязательно должен давать гарантию точного копирования живых движений сгибания и разгибания, чтобы было при этом безопасно, адаптивно и удобно.

Ключевые стандарты:

- a) Соответствие биомеханике локтевого сустава.

Ось поворота в сгибании экзоскелета обязана совпадать с анатомической осью сустава, чтобы исключить сдвиги, дискомфорт и риск повреждения локтя.

- b) Самый минимальный вес конструкции.

Приемлемая масса нужно быть в районе 0,8–1,2 кг для автономных устройств и 0,5 кг для не мобильных.

- c) Возможность регуляции настройки.

Механизм которую сделаю должен адаптироваться под предплечья и плеча, размеры примерно 220–320 мм и 260–350 мм соответственно.

- d) Простота крепления.

Эластичные ремни, легкосъёмные застёжки, исключение точечных нагрузок.

Данные стандарты составляют основную часть для дальнейшего моделирования в SolidWorks.

Конструкция экзоскелета основана на модульном принципе и состоит из:

- a) модуля предплечья;
- b) модуля плеча;
- c) шарнирного узла локтя;
- d) силового модуля привода;

- е) системы креплений;
- ф) блока электроники.

Обе основные части экзоскелета соединены силовым шарниром с установленным приводом. Конструктивность позволяет быстро менять длину сегментов и адаптировать устройство под антропометрию пациента [23].

Шарнир является ключевым элементом, обеспечивающим передачу крутящего момента от привода к предплечью. Биомеханические исследования показали, что ошибка оси поворотов экзоскелета от правдивой анатомической оси более чем на  $5^\circ$  вызывает дискомфорт и повышает риск травмы. Поэтому шарнир воплощается с возможностью тонкой регулировки:

- а) боковой смещающий механизм ( $\pm 5$  мм);
- б) регулируемый наклон оси ( $\pm 3^\circ$ ).

### **3.2 Моделирование в SolidWorks**

Последующий шаг после всего анализа выше, это создание 3Д модели носибельного робота на руки. В данном случае я буду использовать программу SolidWorks как самую удобную для себя. Задаваясь вопросом для чего это нужно, следует мне отметить, что так я могу разработать форму, сделать симуляцию, получить чертежи с замерами. Могу анализировать помехи во время перемещения, проверять точность осей то, как они складываются, имитировать усилия при нагрузках. Смоделированное можно быстро менять, изучать, изменить габариты, добавлять всякие мелочи в виде мест для крепления. На данной стадии создаются чертежи с замерами плеча и других частей руки, детали, которые распечатаются на 3Д принтерах [24].

Как завершаются анализ, выполняется оптимизация механизма. Например, снизить вес благодаря пустотам внутри деталей и моделей при печати, так же можно сделать покрепче, утолщение, сделать тяжелее, изменения конфигурации ребер жесткости, корректировка формы. Чертеж моего экзоскелета смоделированная в SolidWorks показана на рисунке 3.2.1 [25].



### 3.3 Электронная схемотехника

Все управление я буду делать микроконтроллерах Arduino Nano [26].

Подобранные мной компоненты:

- a) Контроллер: Arduino Nano;
- b) Датчик аналоговый потенциометр
- c) Сервопривод: MG995;
- d) Питание: аккумулятор Li-ion 3200mah;
- e) Интерфейс управления: кнопки
- f) Дополнительно: ЖК дисплей lcd1602

### 4. 3Д моделирование и компоненты.

Говоря про компоненты для сборки своего прототипы, я использовал доступные в городе компоненты. Электросхема была показана в приложения А. Они в целом понятные, легко их найти. Как я писал выше я выбрал микроконтроллер Arduino Nano, это маленькая плата, которая управляет всей продуманной системой. То, что она компактная, в целом не дорогая подходит как раз для такой небольшой работы по габаритам и с датчиками и сервоприводами (рис. 4.1).



Рисунок 4.1 – Микроконтроллер Arduino NANO

И необходим обычный регулятор с его помощью я смогу задавать углы, положение. И для этого я выбрал потенциометр (рис. 4.2).



Рисунок 4.2 – Датчик потенциометр



Важная часть это то как будет сгибаться экзоскелет. Я купил сервопривод MG995. Надежный моторчик, сможет поворачиваться на угол в который я хочу. Идеально подходит для экзоскелета локтевого сустава на Arduino NANO (рис. 4.3).



Рисунок 4.3 – Серво MG995

К питанию поставлю аккумуляторы Li-ion 3200mAh. Ёмкости хватит на 5–10 часов (рис. 4.4).



Рисунок 4.4 – Аккумулятор Li-ion 3200mAh

Хочу чтобы наглядно можно было посмотреть информацию на экране поэтому ставлю ЖК дисплей LCD1602 (рис. 4.5).



Рисунок 4.5 – ЖК дисплей

Для печати обычный PLA пластик, который используется с 3д принтером. Легко печатается, прочный [14].



Рисунок 4.6 – Все компоненты

## 4.1 Моделирования

Главная задача при моделировании — это сделать параметрическую объёмную 3Д модель, получить чертежи в программе SolidWorks. Чтобы можно было менять размеры в зависимости от анатомии пользователя, который будет носить экзоскелет [15].

## 4.2 SolidWorks

Используется как основная среда для:

- a) построения трехмерной фигур,
- b) визуальной сборки,
- c) различные симуляции,
- d) получение чертежей документации.

Одной из важных задач цифрового моделирования показывается сборка параметрической 3д визуализации в CAD программах. Для разработки конструкции прилагалось программное обеспечение, которое называется SolidWorks, которое даёт продвинутые инструменты для сотворения точных трехмерных деталей и сборок, подсоединяя тела вращения, модульные геометрические сегменты, периферии и элементы приводной доли. Употребление параметрического варианта разрешает предавать размеры и форму отдельных узлов, когда мы получаем антропометрических предоставленных информации определенного будущего пользователя экзо одежды для руки, а также менять устройство для различных версии возобновлении от бездейственных тренировок до ассистивных упражнениях. В программе SolidWorks основывается единая формирование устройства, подсоединяющая сегмент предплечья, плечевой модуль, шарнирный механизм и силовой привод. Каждый объединяются в целую систему, что позволяет оценить пригодность настоящим траекториям движения локтя и обнаружить потенциальные коллизии между тонкостями.

Платформа на базе SolidWorks также применяется для проведения кинематической и динамической симуляции. Симуляция приносит возможность обусловить точные значения крутящего момента, которые должны передаваться приводом для корректного выполнения реабилитационных движений, а также позволяет заранее обследовать достаточность крепости конструкции в обстоятельствах пиковых нагрузок. На рисунке 4.2.1 показан часть 3д модели, которую я сделал [21].



Рисунок 4.2.1 – Первая часть 3д-модели  
Окончательная CAD-модель робота-экзоскелета показана на рисунке 4.2.5.





Рисунок 4.2.5 - Примерный CAD-модель робота-экзоскелета



После финальных штрихов можно получить чертежи и документации показанная на рисунке 4.2.6.

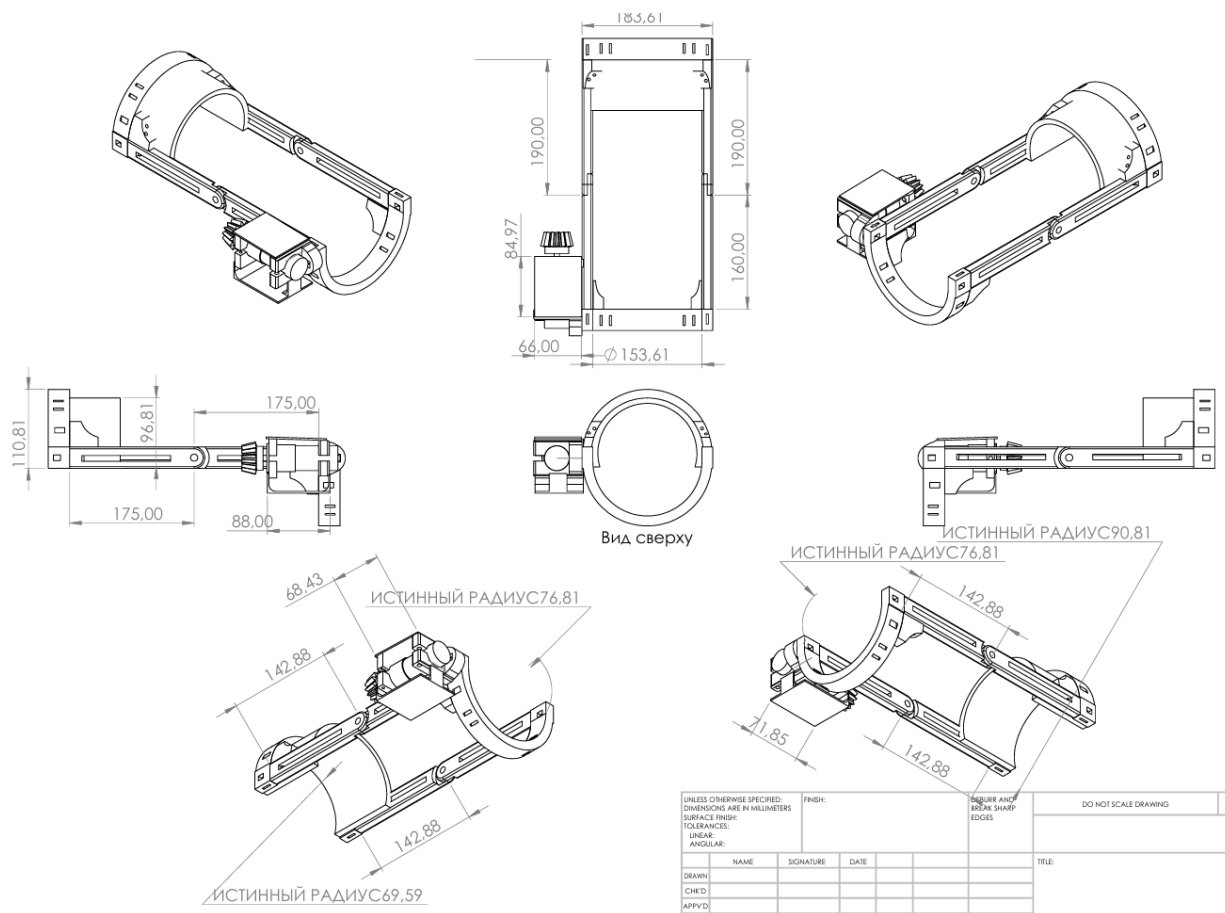


Рисунок 4.2.6 – Документация в виде чертежей экзоскелета локтевого сустава

Модель должна разрешать масштабирование под величину руки потенциального клиента. Для этого у меня должны быть основные параметры:

**Таблица 4.1 — Мои параметры замеры:**

Параметр	Обозначение	Типовое значение
Длина предплечья	L	320 мм
Диаметр каркаса	D	60 мм
Радиус сгибания	R	40 мм
Регулировка	d	$\pm 10$ мм

Все элементы объединяются сквозь шарнирный с ограничителями угла, снабжая движение в мерах терапевтического диапазона: 30–130 градусов.

Зд - модель экзоскелета будет иметь:

- Каркасный корпус;
- Шарнир с ограничителями угла;
- Места куда поставлю сервоприводы, датчиков и ардуино нано;

В процессе смоделировать существенно учитывать не только геометрию, но и обретающиеся нагрузки, точки крепления, а также потенциал быстрой сборки и разборки устройства для обслуживания и персональной подгонки.

Отдельным стадией является подготовка к 3д печати мою модель на принтере. На сегодняшний день аддитивные технологии позволяют стремительно образовывать прототипы элементов экзоскелета, что значительно укорачивает сроки разработки. На этом этапе в CAD-модели выполняется оптимизация толщины стенок, устранение лишних сложных углов и выступов, перераспределение ребер твердости, для того чтобы снабдить обходительное наплавление материала и достаточную крепкость готовой детали. Далее детали экспортируются в STL файл и отправляются в слайсер уже для подготовки G-кода. При этом учитываются такие параметры, как ориентация детали в пространстве, число поддержек, густота заполнения чтобы быстрее печаталась или наоборот, и она влияет на прочность, тучность слоя и особенности выбранного материала [27], [28].

Подготовка к 3D-печати также включает расчет времени печати, оценку расхода материала, проверку вероятной деформации из-за усадки пластика и возможной деламинации слоев. На этом этапе могут вноситься дополнительные конструктивные изменения, например добавление фасок, скруглений, утолщений в местах крепления ремней, а также уменьшение массы изделия путём создания внешних пустот с хранением прочности. Прототипирование даёт возможность проверить эргономику конструкции, устойчивость креплений, точность положения ремней и комфорт пациента при натягивании и снятии устройства. На костяке печатного прототипа могут быть открыты недостатки, требующие повторного моделирования. Такой итерационный процесс разрешает сократить риск самодельных погрешностей и снабдить соответствие модели всем заданным параметрам [27], [28].

## 4.5 Подготовка к 3D-печати

### 4.5.1 Конструкция и чертежи: расчет прочности и кинематическая схема

После произведения 3D-модели прокладываются расчет прочности основных элементов конструкции. Для этого употребляются встроенные модули SolidWorks Simulation или специализированные программы для анализа методом последних элементы. Существенная задача - снабдить достаточную твердость и прочность каркаса при наименьшем весе, затем чтобы приспособление не мешало движению и не перегружало мышцы пациента.

В расчетах учитываются наибольшие рабочие нагрузки, вес устройства, а также вероятные аварийные обстановки (например, резкое движение или падение). Для роста надежности учащенно употребляют двойственные ограничения - машинальные стопоры и электронные лимиты.

Перед отправкой модель на принтер нам надо подготовка, она включает:

- a) Сохранить STL файл;
- b) Поделить фигуры;
- c) Учёт усадки PLA ~1-2%;
- d) Расчёт прочности - желательно провести FEM-анализ (статическая нагрузка ~10 Н).

Таким образом, процесс моделирования, симуляции и визуализации является неотделимым этапом разработки экзоскелета локтевого сустава. Он позволяет со всех сторон посмотреть конструкцию до появления физического формы, подготовить элементы, иметь в виду безопасность и точность движения, укоротить время на подготовку прототипа и увеличить качество конечного изделия. Использование комбинированного подхода с применением SolidWorks для инженерной части для визуализации создаёт комплексную цифровую среду, которая обеспечивает значительное качество разработки, наглядность и профессионализм представления проекта. Этот этап делается фундаментом для изготовления полноценного прототипа устройства и его последующего тестирования в реальных условиях [30], [34], [35].

Электрическая принципиальная схема: питание li-ion 3200 mAh, драйверы или датчики для сгибания, микроконтроллер ардуино нано.

Электрическая схема экзоскелета включает следующие основные элементы:

- Источник питания (аккумулятор Li-Ion/Li-Pol, напряжение 5–12 В);
- Микроконтроллер (Arduino,);
- Драйверы сервоприводов MG995;
- Датчики;
- Интерфейс пользователя т.е ЖК дисплей.

Берем сервоприводы подсоединяем я к контроллеру через драйверы, которые обеспечить необходимый ток и напряжение.

Потенциометр для задания угла под градусом;

LCD-дисплей для вывода информации о положении экзоскелета по этапно. Для Arduino схема - сервоприводы подсоединяться к цифровым пинам, датчики - к аналоговым или через I<sup>2</sup>C. Важно правильно рассчитать ток потребления и выбрать аккумулятор надлежащей емкости [49].

#### 4.6 Массо-инерционные характеристики

Масса после сборки не должна быть больше 1.2–1.5 кг. Система должна быть сбалансированной, с меньшим моментом инерции вокруг локтевой оси.

Расчёт центра масс (пример, предплечье + мотор):

$$x = \frac{m_1 \cdot x_1 + m_2 \cdot x_2}{m_1 + m_2}, \quad (4.6.1)$$

где:

m — масса элемента;

x — расстояние до оси;

Суммарный момент инерции системы относительно оси:

$$I = \sum_{i=1}^n m_i \cdot r_i^2, \quad (4.6.2)$$

r<sub>i</sub> — расстояние от элемента до оси вращения.

Компьютерное моделирование позволяет до начала производства провести полноценную проверку конструкции, убедиться в её функциональности и адаптировать под конкретного пациента. Использование как профессионального (SolidWorks), так и свободного (Blender) ПО открывает широкие возможности для индивидуализации, визуализации и быстрой итерации [19], [20].

#### 4.7 Сборка и изготовление

##### 4.7.1 Технология сборки: модульная конструкция

Модульная конструкция экзоскелета позволяет быстро собирать и разбирать устройство, заменять отдельные узлы и адаптировать его под индивидуальные параметры пациента. Основные этапы сборки:

Подготовка каркаса (отрезка балок, сверление отверстий, установка крепежа);

Монтаж шарнирных соединений и ограничителей угла;

Установка сервоприводов и редукторов;

Прокладка проводки и монтаж электроники;

Крепление датчиков и интерфейса пользователя;

Фиксация устройства на руке пациента с помощью ремней и мягких прокладок.

Для повышения надежности используются винтовые соединения, клеевые составы и армированные крепления. Все элементы должны быть легко доступны для обслуживания и замены.

#### 4.2.2 Моделирование

Процесс 3D-печати финальной модели (экзо скелет для реабилитации верхней конечности) был распечатана с использованием двух 3D-принтеров одновременно для быстрой печати. Bambu Lab A1 и его младшая мини версия. Она идет в комплекте со всеми необходимыми кабелями и проводами. В том числе самое ценное это блок для много материальной печати, там можно поставить разные материалы или разные цвета и называется этот блок AMS Lite. Сразу можно печатать разными материалами в том числе и цветов. Устройство автоматом калибрует принтер, навороченная что сама подает филамент в экструдер. Стоит отметить, что позволено управлять с помощью телефона с приложением Bambu Lab, где найти бесплатные 3д фигурки проще простого для печати. С телефона могу запустить печать, снимать на видео с камеры, которая находится внутри принтера, в общем могу управлять всем удаленно. Если что-то идет не так могу посмотреть с телефона и поставить на паузу. Скорость печати достаточно высокая и слои отличные. Подходит специалистам в области 3д моделирования так и новичкам.



Рисунок 4.2.7 – 3Д принтер интерфейс управления

В качестве рабочего материала был выбран филамент PLA пластик. В принципе зачастую все фигуры я печатаю с помощью данного пластика. Сам по себе простой, хорошо плавится и печатается. Доступный по стоимости, около 10–15 тысяч тенге. Да прочный в зависимости от настроек 3д принтера. Двух материалов достаточно для печати моих моделек. Поставил на два таких принтера, и она распечатала первую модель за 7 часов и вторую за 11 часов. Достаточно быстро по сравнению с другими принтерами. Настройки установил infill 15 процент, поддержка деревовидная и тип пластика petg (рисунок 4.2.8).



Рисунок 4.2.8 – Печать на Bambu Lab A1 Mini

На мини версии на печать ушло 7 часов хотя и модель небольшая. Все равно скорость высокая и удивляет. Конечный результат на рисунке 4.2.10.

Говоря о второй модели то, она печаталась 11 часов. Суммарно ушло бы 18 часов, но повезло что есть два принтера (рисунок 4.2.8) и финальный результат рисунок 4.2.11.



Рисунок 4.2.9 – Процесс печати на Bambu Lab A1





Рисунок 4.2.10 – Финальный результат на Bambu Lab A1 Mini



Рисунок 4.2.11 – Результат печати на Bambu Lab A1

С мелкими деталями вместе ушло 15 часов на печать. Рисунке 4.2.12 и 4.2.13 финальные версии.



Рисунок 4.2.12 – Финальный результат после печати



Рисунок 4.2.13 – Финальный 3Д модель на моих руках



Важно учесть, что для комфорта все острые края скругляются, а фиксация осуществляется с учетом анатомии пациента поэтому она не распечатана. Фиксаторы на застежках. Фиксаторы покупаются отдельно (см. рисунок 4.2.13).



Рисунок 4.2.13 – Собранная модель с фиксаторами



Рисунок 4.2.14 – Собранная модель с обратной стороны

#### 4.7.2 Проведение испытаний: нагрузочные тесты и биомеханические эксперименты

Испытания экзоскелета проводятся в несколько этапов:

Нагрузочные тесты: проверка прочности конструкции, максимальной нагрузки на шарниры и крепления, оценка устойчивости к повторяющимся движениям;

Биомеханические эксперименты: анализ точности движения, соответствия физиологическим диапазонам, оценка усилия, необходимого для сгибания и разгибания локтя;

Тестирование системы управления: проверка работы PID-регулятора, адаптивных и нечётких алгоритмов, отметка отголоска на управляющие сигналы;

Оценка эргономики: анализ удобства надевания, сосредоточиванию, комфорта при длительном использовании [39].

В частности, прокладываются тесты на выполнение заданных движений (например, сгибание-разгибание локтя на назначенный угол), меряется точность позиционирования, скорость реакции, а также уровень биологической обратной связи [41].

Биомеханические эксперименты включают регистрацию ЭМГ-сигналов мышц, анализ силы реакции опоры, оценку координации движений и устойчивости пациента. Для этого используются гониометры, инерциальные датчики, тензодатчики и специализированные платформы для анализа походки.

#### 4.7.3 Экспериментальные результаты: точность движений и снижение веса конструкции

В движении испытаний экзоскелета локтевого сустава были получены следующие результаты:

Точность позиционирования угла сгибания-разгибания составила  $\pm 2^\circ$  при использовании энкодеров и IMU-сенсоров;

Время отклика системы управления (PID-регулятор) - менее 0,2 с;

Максимальная нагрузка на шарнир - до 5 Н·м без деформации конструкции;

Вес устройства (каркас из углепластика, сервоприводы MG995) - менее 1,5 кг, что на 30% ниже по сопоставлению с аналогами из алюминия;

Уровень комфорта при длительном использовании - высокий, жалобы на натирание отсутствуют при правильной подгонке ремней;

Эргономика экзоскелета устанавливается удобством налезывания, регистрации, потенциалом индивидуальной подгонки и отсутствием дискомфорта при длительном использовании. Для этого применяются регулируемые ремни, мягкие прокладки, а также возможность резвой настройки позы шарнира под анатомические особенности пациента [53].

## 4.8 Оценка эффективности и надежности разработанного экзоскелета

### 4.8.1 Оценка точности позиционирования (Кинематическая эффективность)

В задачах реабилитации точность движения критична, чтобы не травмировать пациента, выйдя за пределы физиологических возможностей сустава.

Для оценки точности мы сравниваем программное задание (то, что мы сказали контроллеру сделать) и фактическое положение (то, что получилось в реальности).

(Целевое значение): Задается в коде. Например, в вашем скетче есть условие `if (currentAngle < 150)`, значит, цель при сгибании — 150 градусов.

(Фактическое значение): Измеряется внешним эталонным прибором (цифровой гониометр или транспортир с точностью 0.1 градусов или данными с потенциометра (после калибровки)).

### 4.8.2. Расчет Среднеквадратичной ошибки (RMSE)

Это самый честный показатель точности, так как он учитывает и положительные, и отрицательные отклонения.

Формула:

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (X_{target_i} - X_{actual_i})^2}, \quad (4.8.2)$$

Где:

$n$  — количество измерений.

Sum — знак суммы.

Пример детального расчета: Проведем эксперимент: дадим команду экзоскелету согнуться на угол 90 градусов и сделаем это 10 раз. Запишем реальные углы, до которых дошел механизм.

№ опыта (i)	Цель ( $X_{target}$ ), град.	Факт ( $X_{actual}$ ), град.	Ошибка ( $\Delta = X_t - X_a$ )	Квадрат ошибки ( $\Delta^2$ )
1	90	89.5	0.5	0.25
2	90	91.0	-1.0	1.00
3	90	90.2	-0.2	0.04
4	90	89.1	0.9	0.81
5	90	90.5	-0.5	0.25

6	90	88.8	1.2	1.44
7	90	90.0	0.0	0.00
8	90	90.8	-0.8	0.64
9	90	89.7	0.3	0.09
10	90	90.4	-0.4	0.16
СУММА				4.68

Итоговый расчет:

- а) Сумма квадратов ошибок = 4.68.
- б) Делим на n = 10: 0.468.
- с) Извлекаем корень:  $\sqrt{0.468} \approx 0.684$
- д) Результат:  $RMSE = 0.68^\circ$

## 4.9. Энергетическая эффективность

### 4.9.1. Исходные данные

- а) Напряжение: 7.4 В.
- б) Ток при сгибании ( $I_{flex}$ ): 1.8 А.
- с) Ток удержания ( $I_{hold}$ ): 0.5 А.
- д) Ток разгибания ( $I_{ext}$ ): 0.4 А.

### 4.9.2. Расчет мощности

Формула:

$$P = U \cdot I, \quad (4.2.2)$$

$$P_{flex} = 7.4 \cdot 1.8 = 13.32 \text{ Вт.}$$

$$P_{hold} = 7.4 \cdot 0.5 = 3.7 \text{ Вт.}$$

$$P_{ext} = 7.4 \cdot 0.4 = 2.96 \text{ Вт.}$$

### 4.9.3. Расчет энергии за один цикл

Энергия (E) измеряется в Джоулях (Дж) или Ватт-секундах.

Формула мощности:  $P = U \cdot I$  (Ватт).

Формула энергии:  $E = P \cdot t$  (Дж).

Расчет по фазам движения:

1. Фаза сгибания (Flexing):

$$P_{flex} = 7.4 \text{ В} \cdot 1.8 \text{ А} = 13.32 \text{ Вт.}$$

$$E_{flex} = 13.32 \text{ Вт} \cdot 3 \text{ сек} = 39.96 \text{ Дж.}$$

2. Фаза удержания (Hold):



$$P_{hold} = 7.4В \cdot 0.5А = 3.7Вт(ток меньше, просто держим позицию).$$

$$E_{hold} = 3.7 Вт \cdot 1 сек = 3.7Дж.$$

3. Фаза разгибания (Extending):

$$P_{ext} = 7.4В \cdot 0.4А = 2.96Вт.$$

$$E_{ext} = 2.96 Вт \cdot 3 сек = 8.88Дж.$$

Формула:

$$E_{total} = P_{flex} \cdot t_{flex} + P_{hold} \cdot t_{hold} + P_{ext} \cdot t_{ext}, \quad (4.2.3)$$

При времени фаз 3с, 1с и 3с соответственно:

$$E_{total} = 13.32 \cdot 3 + 3.7 \cdot 1 + 2.96 \cdot 3 = 52.54Дж.$$

Итого энергии на 1 повторение:

$$E_{total} = 39.96 + 3.7 + 8.88 = 52.54 Дж.$$

4.9.4. Расчет времени автономной работы

Предположим, мы используем аккумулятор емкостью (3000 мАч):

Формула:

Энергоемкость аккумулятора в Ватт-часах:

$$W_{batt} = U \cdot C = 7.4В \cdot 3Ач = 22.2 Вт \cdot ч.$$

Переведем в Джоули (в 1 Вт·ч — 3600 Дж):

$$W_{joules} = U \cdot C_{Ah} \cdot 3600, \quad (4.9.4)$$

$$W_{joules} = 7.4 \cdot 3 \cdot 3600 = 79920Дж.$$

Количество повторений (N):

Формула:

$$N = \frac{W_{joules} \cdot \eta}{E_{total}}, \quad (4.2.4)$$

где  $\eta = 0.85$  — КПД преобразователя питания и коэффициент «старения» батареи.

$$N = \frac{79920 \cdot 0.85}{52.54} \approx 1293 \text{ повторения.}$$

При стандартном сеансе реабилитации в 50 повторений, запаса энергии одного заряда аккумулятора хватит на  $\approx 25$  сеансов, что обеспечивает высокую степень автономности устройства.

#### 4.10. Оценка надежности и доступности

В инженерных диссертациях надежность — это математическая вероятность того, что устройство не сломается за определенное время.

Мы берем стандартные справочные данные по надежности электронных компонентов (*MIL – HDBK – 217F*). измеряется в  $10^{-6}$  ч<sup>-1</sup>(количествоотказовзамиллиончасов).

- Сервопривод (механика + мотор):  $\lambda_{srv} = 20.0$ (самоенагруженноеезвено).

- Контроллер Arduino:  $\lambda_{ctrl} = 0.5$ .
- Датчик (потенциометр):  $\lambda_{sens} = 2.0$ (износ резистивного слоя).
- Пайка и соединения:  $\lambda_{conn} = 1.5$ .
- ПО (программные сбои):  $\lambda_{soft} = 1.0$ .

#### 4.10.1. Интенсивность отказов системы

Суммируем интенсивность отказов всех узлов ( $\lambda$ ).

Формула:

$$\Lambda_{sys} = \sum_{i=1}^k \lambda_i, \quad (4.3.1)$$

$$\Lambda_{sys} = (20.0 + 0.5 + 2.0 + 1.5 + 1.0) \cdot 10^{-6} = 25.0 \cdot 10^{-6} \text{ч}^{-1}.$$

#### 4.10.2. Средняя наработка на отказ (MTBF)

Формула:

$$MTBF = \frac{1}{\Lambda_{sys}}, \quad (4.3.2)$$

$$MTBF = 1/(25 \cdot 10^{-6}) = 40000 \text{ часов.}$$

#### 4.10.3. Вероятность безотказной работы P(t)

Сначала находим суммарную интенсивность отказов всей системы:

$$\Lambda_{sys} = 20.0 + 0.5 + 2.0 + 1.5 + 1.0 = 25.0 \cdot 10^{-6} \text{ (1/час)}.$$

Средняя наработка на отказ (MTBF — Mean Time Between Failures):

$$MTBF = \frac{1}{\Lambda_{sys}} = \frac{1}{25 \cdot 10^{-6}} = 40\,000 \text{ часов.}$$

Расчет для  $t = 1000$  часов:

Формула:

$$P(t) = e^{-\Lambda_{sys} \cdot t}, \quad (4.3.3)$$

$e \approx 2.718$  — основание натурального логарифма.

$$P(1000) = e^{-0.025} \approx 0.9753(97.5)$$

Результат: Вероятность того, что экзоскелет не сломается за 1000 часов работы, составляет 97.53%.

#### 4.10.4. Коэффициент готовности (Доступность)

Этот показатель говорит, какую долю времени устройство готово к работе, а какую — находится в ремонте.

MTBF (Время между поломками) = 40 000 часов.

MTTR (Mean Time To Repair — Среднее время ремонта).

Предположим, самый частый ремонт — замена сервопривода. Модульная конструкция позволяет сделать это за 30 минут (0.5 часа).

При времени ремонта MTTR = 0.5 ч:

Формула:

$$K_g = \frac{MTBF}{MTBF + MTTR}, \quad (4.3.4)$$

$$K_g = 40000 / (40000 + 0.5) \approx 0.99998.$$

Коэффициент готовности  $K_g \approx 0.999$  подтверждает высокую ремонтпригодность системы. За счет использования модульных компонентов (Arduino, стандартные сервоприводы) время простоя при поломке сведено к минимуму, что критически важно для непрерывности процесса реабилитации.

## 5. Алгоритмы управления и программная реализация

Разработка системы управления — это финальный шаг после окончания сборки и подготовки к использованию. Программная часть дает жизнь моему разработке. По программной части будет понятно, как себя будет вести экзоскелет. Как безопасно и стабильно работает сгибание и разгибание. Экзоскелет активная мехатроника в системе робототехники. Тут идет постоянное какое-либо движение, работают сервоприводы, датчики сгибания углов, все это должно корректно работать успешным алгоритмом программной части. Разумеется, когда перед этим нужно учитывать динамику движения и момента, ограничить по скорости, ибо это пациент и слишком быстрая скорость может ухудшить состояние. Фильтрацию шумов датчиков сделать, и с ЖК дисплеем удобно чтобы было пользоваться. В основе всего лежит микроконтроллер Arduino nano. Оно собирает данные с датчиков, обрабатывает их и передаст команды сервоприводу чтобы начал движение [40], [44], [54], [55].

### 5.1 Архитектура системы управления

Управление экзоскелетом реализовано на базе микроконтроллера Arduino nano. С помощью нее обеспечим сбор данных, обработку сигналов управление сервоприводов. Архитектуру построил так чтобы было надежно и адаптированный. Программа управления указан в приложении В.

Структура системы:



Блок – схема 3: Структурная схема системы

Контроллер Arduino Nano — мозг системы. Отвечает за управление сервоприводов и обработку сигнала.

Датчик положения(потенциометр) — измеряет углы сгиба.

Серво — задает движение.

Датчик тока — контролирует нагрузку.

Интерфейс управления — кнопки отвечает за переключение режимов.

ЖК дисплей — отображает режим, углы и тд.

Аккумулятор — питание устройства.

Корпус из ПЛА пластика — легкость и эргономичность конструкции.

### 5.3 Алгоритмы управления

В зависимости от конфигурации экзоскелета и терапевтической задачи реализуются следующие режимы управления [18]:

#### 1. Позиционное управление (по углу)

Осуществляется с помощью энкодера или потенциометра:

$$\theta_{\text{тек}} = F(ADC(t)), \quad (5.3.1)$$

$$\theta_{\text{ошибка}} = \theta_{\text{цель}} - \theta_{\text{тек}}, \quad (5.3.2)$$

$$u(t) = K_p \cdot \theta_{\text{ошибка}}(t) + K_d \cdot \frac{d\theta}{dt}, \quad (5.3.3)$$

$ADC(t)$  — значение сигнала с аналогового датчика в момент времени  $t$ ;

$F(\ )$  — фильтрационная или калибровочная функция;

$\theta_{\text{тек}}$  — текущее значение угла;

$\theta_{\text{цель}}$  — заданный (целевой) угол;

$u(t)$  — управляющий сигнал;

$K_p, K_d$  — коэффициенты пропорциональной и дифференциальной составляющей;

$\frac{d\theta}{dt}$  — производная по времени (скорость изменения угла).

#### 2. Режим “терапевтической траектории”

Заданная последовательность углов с временными задержками:

Пример таблицы движения:

**Таблица 5.1 — Таблица движения под углами**

Время (с)	Угол (°)
0	30
1	60
2	90
3	130

```

#include <Servo.h>

// Создаём объект для управления сервоприводом
Servo elbowServo;

// Пины
const int servoPin = 9;      // Пин для MG995
const int potPin    = A0;     // Пин для потенциометра (если нужно считывать угол)

// Таблица движения (время в секундах, угол в градусах)
int angles[]      = {30, 60, 90, 130}; // углы
int delaysSec[]   = {0, 1, 2, 3};      // время (секунды)

// Количество шагов
const int steps = 4;

void setup() {
    elbowServo.attach(servoPin);
    Serial.begin(9600);
    Serial.println("Запуск режима терапевтической траектории...");
}

void loop() {
    // Проходим по таблице углов
    for (int i = 0; i < steps; i++) {
        int targetAngle = angles[i];
        int delayTime   = delaysSec[i] * 1000; // переводим секунды в миллисекунды

        // Плавное движение к целевому углу
        moveSmooth(targetAngle);

        // Выводим информацию в порт
        Serial.print("Угол: ");
        Serial.print(targetAngle);
        Serial.print("° | Время: ");
        Serial.print(delaysSec[i]);
        Serial.println(" c");

        // Задержка
    }
}

```

Рисунок 5.3.1 - Режим “терапевтической траектории”. Код управления.



### 3. Обратная связь по току (защита)

```
5 # sin(theta - 30) approximates this profile within the 30-130 degree range.
6 torque = 2.5 * np.sin(np.deg2rad(theta - 30) * (180/100))
7 plt.figure(figsize=(10, 7))
8 plt.plot(theta, torque, label='Требуемый ассистивный крутящий момент', color='blue', linewidth=2)
9 plt.xlabel('Угол сгибания локтя (градусы) / Elbow Flexion Angle (degrees)', fontsize=12)
10 plt.ylabel('Крутящий момент (Н·м) / Torque (Nm)', fontsize=12)
11 plt.title('Рисунок 2 □ Зависимость требуемого крутящего момента от угла сгибания локтя (результат моделирования)\nFi
12 plt.grid(True)
13 plt.legend()
14 plt.show()
15
16 int l_sone=52;
17 int l_stwo=53;
18 int swr = 50; // for reverse switch
19 int swst= 48; // for stop switch at pin 3
20 int swf = 46; // for forward switch at pin 4
21 int RPWM_Output = 2;
22 int LPWM_Output = 3;
23 int tric = 1;
24 int bic = 2;//pin number to use the ADC
25 int sensorValue = 0; //initialization of sensor variable, equivalent to EMA Y
26 float EMA_a = 0.3; //initialization of EMA alpha
27 int EMA_t = 0;
28 int EMA_b = 0;
29 int sensorValue2 = 0;//initialization of EMA S
30
31 void setup() {
32
33     pinMode(swr,INPUT);
34     pinMode(swst,INPUT);
35     pinMode (swf ,INPUT);
36     pinMode(44,INPUT);
37
38     EMA_t = analogRead(tric);
39     EMA_b = analogRead(bic);//set EMA S for t=1
40     pinMode(RPWM_Output, OUTPUT);
41     pinMode(LPWM_Output, OUTPUT);
42     Serial.begin(115200);//setup of Serial module, 115200 bits/second
43 }
```

Рисунок 5.3.2 – Код алгоритма управления

## Заключение

В ходе магистерской работы мной был выполнен полный цикл разработки экзоскелета начиная с подбора компонентов заканчивая сборкой. Проведен литературный обзор 15 современных решений экзоскелетов. Смоделировал полную 3Д модель конструкцию и визуализировал, получил чертежи, поделил на фигуры и распечатал.

Собрал прототип из компонентов из таких как микроконтроллер Arduino nano, сервопривод mg995, каркас распечатан на PLA, питание li-ion, потенциометр, а также установлен ЖК дисплей lcd1602. Составил алгоритм управления, проверил привод в среде MATLAB, благодаря чему сопоставил режимы работы. Провел кинематический анализ, рассчитаны нагрузки.

Итогом работы стало создание цифрового прототипа, который был реализован практически в компактном корпусе для медицинской реабилитации с дальнейшим потенциалом в развитии.

1. Смоделирован 3Д модель (глава 4.2)
2. Сделан расчет в Matlab поэтапных движений (глава 2.2)
3. Получены расчеты надежности, эффективности.
4. Собрана электронная схема (приложение А)
5. Написан алгоритм калибровки (приложение В)
6. Написан алгоритм управления по кнопкам (приложение С)

В заключении могу сказать, что выполненная работа доказала возможность создания доступного экзоскелета локтевого сустава, как финансово, так и инженерном плане. Полученные результаты являются фундаментом для перехода в новый этап разработки прототипа и внедрению в медицину с практическим применением.

## Список литературы

1. Mihelj M., Novak D., Munih M. Human-Robot Interaction for Rehabilitation. Springer, 2013.
2. Perry J.C., Rosen J., Burns S. Upper-limb powered exoskeleton design. Mechatronics, 2007, 17(2): 124–134.
3. Vélez-Guerrero M.A. et al. A systematic review of upper-limb robotic exoskeletons for rehabilitation. Sensors, 2022, 22(7), 2504.
4. Gull M.A., Bai S., Bak T. A review on design of upper limb exoskeletons. Robotics and Autonomous Systems, 2020, 126: 103451.
5. Myomo Inc. MyoPro orthosis. Официальный сайт (дата обращения: апрель 2025).
6. Cyberdyne Inc. HAL Arm Rehabilitation System. <https://www.cyberdyne.jp>
7. Reharob project, Budapest University of Technology and Economics. <https://www.tmit.bme.hu>
8. Pat. US 9,345,569 B2 — Robotic Exoskeleton with Adaptive EMG-Based Control. 2016.
9. Pat. US 8,657,690 B2 — Arm exoskeleton rehabilitation system with motion control. 2014.
10. Potkonjak V., Jovanovic K., et al. Synergy-based exoskeleton control using electromyography. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2017, 64(9): 7404–7413.
11. Ferreira A. et al. Soft exoskeletons for upper limbs: a review. Robotics, 2022, 11(3), 83.
12. ISO 7250–1:2017 — Basic human body measurements for technological design.
13. Petushek E. et al. Biomechanical model for upper limb rehabilitation robotics. Applied Sciences, 2020, 10(18), 6272.
14. Arduino.cc. Official documentation on analog inputs and PWM. <https://www.arduino.cc>.
15. STM32CubeIDE User Guide. STMicroelectronics, 2022.
16. Luh J.Y.S., Walker M.W., Paul R.P. Resolved acceleration control of mechanical manipulators. IEEE Transactions on Automatic Control, 1980, 25(3): 468–474.
17. Bogue R. Exoskeletons in the rehabilitation of upper limb function. Industrial Robot: An International Journal, 2018, 45(5): 563–568.
18. Ni L., et al. Review of motion intent recognition based on EMG signals. Biomedical Signal Processing and Control, 2021, 68: 102595.
19. Lopes J. et al. Design and validation of a lightweight elbow exoskeleton. Machines, 2021, 9(4), 89.

20. Martinez H. et al. A low-cost elbow exoskeleton for rehabilitation. MDPI Technologies, 2020, 8(2), 34.
21. SOLIDWORKS, exoskeleton - Recent models | 3D CAD Model Collection | GrabCAD Community (дата обращения: 21.12.2025).
22. Вережкин А.А., Ковальчук А. К., Кулаков Д.Б., Семенов С.Е. Анализ и выбор кинематической структуры исполнительного механизма экзоскелета // Машиностроение и компьютерные технологии. – 2014. – № 2 (70). – С. 162–166.
23. Диб Делан, Меркурьев И.В. Метод оптимального управления экзоскелетом нижних конечностей с упругими элементами // Advanced Engineering Research (Rostov-on-Don). – 2025. – Т. 2. – С. 329–348.
24. КӨРІМ А., ИБРАЕВ С. Анализ конструктивных решений экзоскелетов для нижних конечностей // Машиностроение. Металлургия. – 2025. – № 2. – С. 3–15.
25. Соколовский В.А. Визуальная схема расположения основных элементов нагрузочного экзоскелета // Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники. – Минск, 2021. – 15 с.
26. Sokolovskiy V.A., Shatalova V.V. Обоснование выбора материалов и компонентов медицинского экзоскелета // 56-я Научная Конференция БГУИР. – Минск, 2020. – С. 49–56.
27. Ершов В. Руководство по сборке экзоскелета с подъемной силой до 80 (дата обращения: 21.12.2025).
28. Веселов О.В., Логинов Д.Д. Модель взаимосвязанных электроприводов экзоскелета // Современные наукоемкие технологии. – 2022. – № 7. – С. 14–20.
29. Управление сервоприводом - Ардуино для начинающих (дата обращения: 21.12.2025).
30. Подключение сервопривода к STM32: Схема и пример кода [Электронный ресурс]. – URL: <https://voltiq.ru/stm32-servomotor-connection/> (дата обращения: 21.12.2025).
31. IMU-сенсор 10-DOF v2: инструкция, схемы и примеры использования URL: <https://wiki.amperka.ru/products:troyka-imu-10-dof-v2> (дата обращения: 21.12.2025).
32. Применение блока инерциальных датчиков для оценивания положения и управления движением экзоскелета нижних конечностей // Advanced Engineering Research (Rostov-on-Don). – 2022. – № 4. – С. 226–242.
33. Как экзоскелеты помогают в реабилитации: технологии и их эффективность (дата обращения: 21.12.2025).
34. Модели Система Скелета Solidworks 3D для Скачивания [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.turbosquid.com/ru/3d-model/skeletal-system?keyword=solidworks> (дата обращения: 21.12.2025).
35. Реабилитация при повреждениях локтевого сустава и их последствиях: клинические рекомендации РФ 2013–2017 // MedElement. – URL:

<https://diseases.medelement.com/disease/реабилитация-при-повреждениях-локтевого-сустава-и-их-последствиях-рекомендации-рф/15364> (дата обращения: 21.12.2025).

36. Яцун С.Ф., Емельянова О. В., Савельева Е. В., Фурсов Г. А. Математическое моделирование силового взаимодействия экзоскелета и человека при реабилитации больных с повреждениями нижних конечностей // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2025. – Т. 29, № 3. – С. 10–25.

37. Сайпулаев Г.Р., Сайпулаев М.Р., Меркурьев И. В., Адамов Б. И., Гарсия Р.Б. Применение блока инерциальных датчиков для оценивания положения и управления движением экзоскелета нижних конечностей // Advanced Engineering Research (Rostov-on-Don). – 2022. – № 4. – С. 226–242.

38. Troyka IMU 10-DOF v2: инструкция, схемы и примеры использования [Электронный ресурс]. – URL: <https://wiki.amperka.ru/products:troyka-imu-10-dof-v2> (дата обращения: 21.12.2025).

39. Козлова Л. П. Применение ПИД-регулятора с нейронной сетью в системе управления электроприводом экзоскелета // Сборник научных трудов СПбГТУ. – 2025. – С. 83–86.

40. STM32: официальный сайт STMicroelectronics (дата обращения: 21.12.2025).

41. ГОСТ Р 60.5.3.4-2023. Роботы и робототехнические устройства. Методы испытаний экзоскелетов. Оценка рабочих характеристик и безопасности экзоскелета при перемещении в ограниченном пространстве. – Москва: Стандартинформ, 2023.

42. Ершов В. Руководство по сборке экзоскелета с подъемной силой до 80 кг

43. Веселов О. В., Логинов Д. Д. Модель взаимосвязанных электроприводов экзоскелета // Современные наукоемкие технологии. – 2022. – № 7. – С. 14–20.

44. Экзоскелет из пластиковых труб: конструкция и применение <https://mozgochiny.ru/svoimi-rukami/kak-sozdat-ekzoskelet-iz-plastikovyx-trub-i-ego-ispolzovanie/> (дата обращения: 21.12.2025).

45. Письменная Е.В., Толстов К. М., Антохин Е.А., Воронин Л. Л. Методический подход к проведению испытаний экзоскелетов специального и двойного назначения // Робототехника и техническая кибернетика. – 2022. – № 4. – С. 1–10.

46. В НИУ "МЭИ" разработали технологию повышения точности движения экзоскелета

47. В МЭИ разработали технологию повышения точности движения экзоскелета [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.elec.ru/news/2024/11/07/v->

mei-razrabotali-tehnologiyu-povyisheniya-tochnost.html (дата обращения: 21.12.2025).

48. Sokolovskiy V.A., Shatalova V.V. Обоснование выбора материалов и компонентов медицинского экзоскелета // 56-я Научная Конференция БГУИР. – Минск, 2020. – С. 49–56.

49. Козлова Л.П. Применение ПИД-регулятора с нейронной сетью в системе управления электроприводом экзоскелета // Сборник научных трудов СПбГТУ. – 2025. – С. 83–86.

50. Ожікенов К.А., Шылмырза Ү.Ж., Ожікен А.К., Ахмадия А., Карашева М., Мусина Д. Разработка легкого регулируемого коленного экзоскелета для реабилитации // Traumatology and Orthopaedics of Kazakhstan. – 2025. – Т. 76, № 5. – С. 1–10.

51. Remotion, ExoAtlet, МАДИН, Орторент, Physiomed: современные реабилитационные экзоскелеты и тренажеры

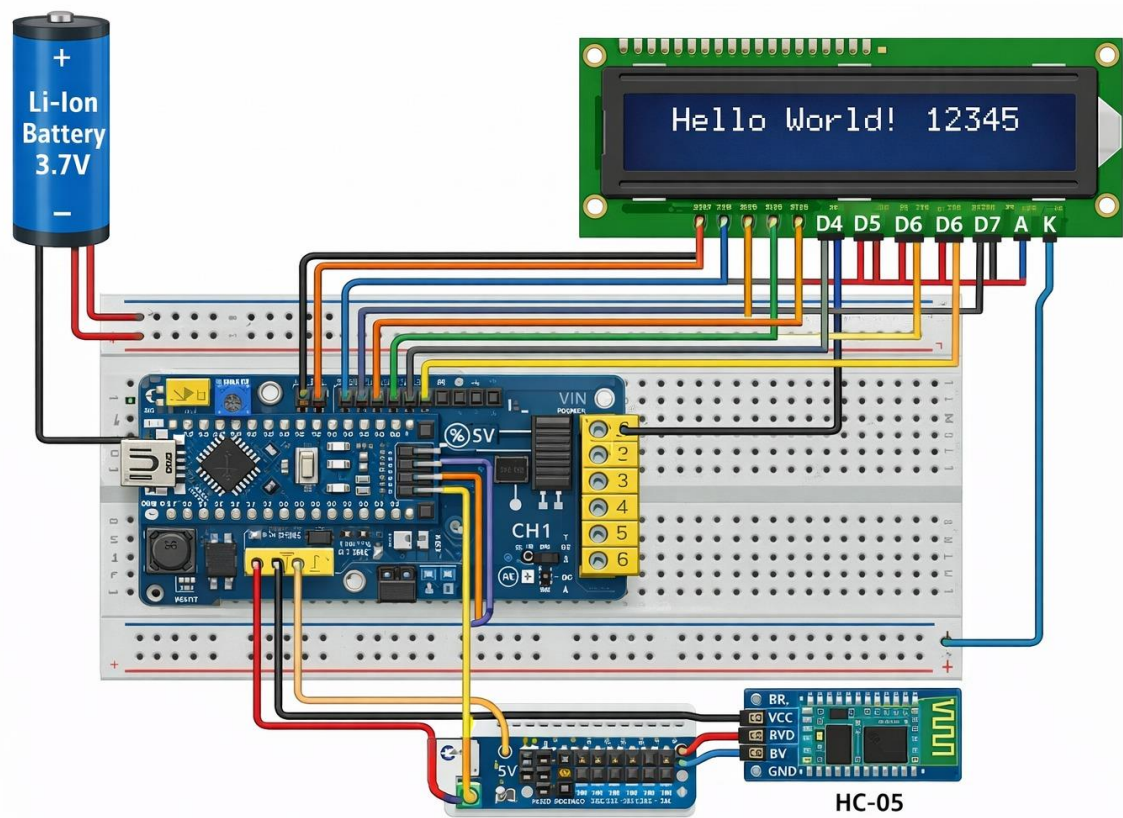
52. Энциклопедия АСУ ТП. 5.7. Нечеткая логика, нейронные сети и генетические алгоритмы

53. Хоружко М.А., Сесекин Г.Н., Болдырева Н.В., Шамшин М.О., Кастальский И.А., Миронов В.И., Пимашкин А.С., Казанцев В.Б. Мобильная система управления экзоскелетом с помощью электромиографических сигналов мышц человека // Современные технологии в медицине. – 2017. – Т. 9, № 4. – С. 1401–1415.

54. ExoAtlet: новаторский подход к реабилитации с помощью экзоскелета



## Приложение А



## Приложение В

```
#include <Servo.h>

#include <Wire.h>

#include <LiquidCrystal_I2C.h>

Servo myServo;

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);


const int potPin = A0;
const int servoPin = 9;


// --- НАСТРОЙКИ СКОРОСТИ (ВАЖНО!) ---
// Для Continuous Servo: 90 = СТОП.
// 180 = Макс вперед, 0 = Макс назад.
// Используем значения ближе к 90, чтобы крутился не бешеным темпом.
const int SPEED_PULL = 110; // Скорость сгибания (тянем нить)
const int SPEED_RELEASE = 70; // Скорость разгибания (отпускаем нить)
const int SPEED_STOP = 90; // Стоп


// --- ПЕРЕМЕННЫЕ КАЛИБРОВКИ ---
int valRelaxed = 0; // Прямая рука (0 градусов)
int valFlexed = 0; // Согнутая рука (максимум)


// --- ПЕРЕМЕННЫЕ ЛОГИКИ ---
float smoothedVal = 0;
int currentAngle = 0;
int repsCount = 0; // Текущий счетчик раз
```

```

const int repsTarget = 10; // Цель - 10 раз

// Состояния системы
enum State { CALIBRATING, FLEXING, EXTENDING, FINISHED };
State currentState = CALIBRATING;

void setup() {
  Serial.begin(9600);
  lcd.init();
  lcd.backlight();

  // ВАЖНО: Сначала пишем "СТОП", потом подключаем мотор.
  // Иначе при старте он может резко дернуть.
  myServo.write(SPEED_STOP);
  myServo.attach(servoPin);

  // === КАЛИБРОВКА ===
  lcd.setCursor(0, 0); lcd.print("1. EXTEND ARM");
  delay(3000);
  valRelaxed = getAveragePot(); // Запоминаем 0

  lcd.clear(); lcd.print("Saved: "); lcd.print(valRelaxed);
  delay(1000);

  lcd.clear(); lcd.print("2. FLEX ARM");
  delay(3000);
  valFlexed = getAveragePot(); // Запоминаем MAX

```

```

lcd.clear(); lcd.print("Saved: "); lcd.print(valFlexed);
delay(1000);

// Инициализация фильтра
smoothedVal = analogRead(potPin);

// Запуск тренировки
currentState = FLEXING;
lcd.clear();
}

void loop() {
    // 1. Читаем и фильтруем датчик
    int raw = analogRead(potPin);
    smoothedVal = (raw * 0.1) + (smoothedVal * 0.9); // Фильтр

    // 2. Переводим в градусы (0..150)
    // Используем constrain, чтобы не вылететь за пределы
    int constrainedPot = constrain((int)smoothedVal, min(valRelaxed, valFlexed),
    max(valRelaxed, valFlexed));

    currentAngle = map(constrainedPot, valRelaxed, valFlexed, 0, 160); // 160 - запас
    чуть больше 150

    // 3. ЛОГИКА ТРЕНИРОВКИ (State Machine)

    if (currentState == FINISHED) {

```

```

myServo.write(SPEED_STOP);

lcd.setCursor(0, 0); lcd.print("DONE! 10 REPS");

lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("Good Job :)");

return; // Выходим, больше ничего не делаем
}

// Обновляем экран
updateLCD();

if (currentState == FLEXING) {
    // Задача: Тянуть нить, пока угол < 150
    if (currentAngle < 150) {
        myServo.write(SPEED_PULL); // Мотор крутится и наматывает нить
    } else {
        // Достигли 150 градусов!
        myServo.write(SPEED_STOP); // Пауза на верху
        delay(1000);           // Держим 1 секунду
        currentState = EXTENDING; // Переходим к разгибанию
    }
}

else if (currentState == EXTENDING) {
    // Задача: Отпускать нить, пока угол > 5 (почти прямая)
    if (currentAngle > 10) { // 10 градусов - порог "прямой руки"
        myServo.write(SPEED_RELEASE); // Мотор крутится назад
    } else {
        // Рука выпрямилась!

```

```

myServo.write(SPEED_STOP);
repsCount++;          // +1 повторение
delay(1000);          // Отдых внизу

if (repsCount >= repsTarget) {
    currentState = FINISHED;
} else {
    currentState = FLEXING; // Снова сгибаем
}
}
}

delay(20);
}

// Функция для получения среднего значения (для калибровки)
int getAveragePot() {
    long sum = 0;
    for(int i=0; i<50; i++) {
        sum += analogRead(potPin);
        delay(5);
    }
    return sum / 50;
}

void updateLCD() {
    static long lastUpd = 0;

```

```

if (millis() - lastUpd > 200) {
    lcd.setCursor(0, 0);
    lcd.print("Rep: "); lcd.print(repsCount); lcd.print("/"); lcd.print(repsTarget);

    lcd.setCursor(0, 1);
    lcd.print("Ang: "); lcd.print(currentAngle); lcd.print("  ");

    // Показываем стрелочку направления
    lcd.setCursor(15, 1);
    if(currentState == FLEXING) lcd.print("^");
    else if(currentState == EXTENDING) lcd.print("v");
    else lcd.print("-");

    lastUpd = millis();
}
}

#include <Servo.h>
#include <Wire.h>
#include <LiquidCrystal_I2C.h>
#include <SoftwareSerial.h>

// --- ПИНЫ ---
const int servoPin = 2;
const int potPin = A0;
const int rxPin = 4;
const int txPin = 5;

```



```

// --- ОБЪЕКТЫ ---

Servo myServo;

LiquidCrystal_I2C lcd(0x27, 16, 2);

SoftwareSerial BT(rxPin, txPin);


// --- НАСТРОЙКИ ---

const int STOP_VAL = 90;

const int MANUAL_PULSE_TIME = 250;


// --- ПЕРЕМЕННЫЕ ---

int currentAngle = 0;

float smoothedPot = 0;

// Ставим "невозможные" значения, чтобы заставить сделать калибровку
int valRelaxed = -1;

int valFlexed = -1;


// Настройки тренировки

int targetLimit = 120;

int motorSpeed = 30;

int repsTarget = 5;

int repsCount = 0;


String statusMsg = "NEED CALIB"; // Статус при включении


enum Mode { IDLE, AUTO_FLEX, AUTO_EXTEND, MANUAL,
MANUAL_MOVING, EMERGENCY, CALIBRATING };

Mode currentMode = IDLE;

```

```
unsigned long manualTimer = 0;
```

```
void setup() {
```

```
    Serial.begin(9600);
```

```
    BT.begin(9600);
```

```
    lcd.init(); lcd.backlight();
```

```
    myServo.attach(servoPin);
```

```
    stopMotor();
```

```
    // При старте НЕ калибруем. Ждем команду.
```

```
    lcd.print("CONNECT BT");
```

```
    lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("PRESS CALIB");
```

```
}
```

```
void loop() {
```

```
    // 1. ФИЛЬТР
```

```
    int raw = analogRead(potPin);
```

```
    smoothedPot = (raw * 0.05) + (smoothedPot * 0.95);
```

```
    // Если калибровка уже была, считаем угол
```

```
    if (valRelaxed != -1 && valFlexed != -1) {
```

```
        int constrainedPot = constrain((int)smoothedPot, min(valRelaxed, valFlexed),  
max(valRelaxed, valFlexed));
```

```
        currentAngle = map(constrainedPot, valRelaxed, valFlexed, 0, 160);
```

```
    } else {
```

```
        currentAngle = 0; // Если не откалибровано
```

```
}
```

```
// 2. BLUETOOTH КОМАНДЫ
```

```
if (BT.available()) {
```

```
    char cmd = BT.read();
```

```
    switch (cmd) {
```

```
        // === НОВАЯ КОМАНДА: КАЛИБРОВКА ===
```

```
        case 'K':
```

```
            runCalibration();
```

```
            break;
```

```
        case 'S': // START
```

```
            if (valRelaxed == -1) { // Защита: Если не было калибровки
```

```
                statusMsg = "ERR: CALIB 1ST";
```

```
            } else if (currentMode != EMERGENCY) {
```

```
                currentMode = AUTO_FLEX;
```

```
                repsCount = 0;
```

```
                statusMsg = "TRAINING...";
```

```
            }
```

```
            break;
```

```
        case 'P': // PAUSE
```

```
            currentMode = IDLE;
```

```
            statusMsg = "PAUSED";
```

```
            stopMotor();
```

```
            break;
```

```
        case 'E': // EMERGENCY
```

```
            currentMode = EMERGENCY;
```

```

    statusMsg = "ALARM!!!";
    stopMotor();
    break;

case 'M': // MANUAL MODE
    currentMode = MANUAL;
    statusMsg = "MANUAL";
    stopMotor();
    break;


case 'U': // Вверх
    if (currentMode == MANUAL) {
        myServo.write(STOP_VAL + motorSpeed);
        manualTimer = millis(); currentMode = MANUAL_MOVING;
    }
    break;

case 'D': // Вниз
    if (currentMode == MANUAL) {
        myServo.write(STOP_VAL - motorSpeed);
        manualTimer = millis(); currentMode = MANUAL_MOVING;
    }
    break;


// НАСТРОЙКИ
case 'W': targetLimit = min(targetLimit + 5, 150); break;
case 'w': targetLimit = max(targetLimit - 5, 10); break;
case 'X': repsTarget = min(repsTarget + 1, 50); break;
case 'x': repsTarget = max(repsTarget - 1, 1); break;

```

```

    case 'Q': motorSpeed = min(motorSpeed + 10, 90); break;
    case 'q': motorSpeed = max(motorSpeed - 10, 10); break;
  }
}

```

// 3. ОТПРАВКА ДАННЫХ (Раз в 250мс)

```

static long lastSend = 0;
if (millis() - lastSend > 250) {
  BT.print("*A"); BT.print(currentAngle); BT.print("*");
  BT.print("*R"); BT.print(repsCount); BT.print("*");
  BT.print("*T"); BT.print(statusMsg); BT.print("*");

```

// Настройки

```

BT.print("*L"); BT.print(targetLimit); BT.print("*");
BT.print("*G"); BT.print(repsTarget); BT.print("*");
BT.print("*S"); BT.print(motorSpeed); BT.print("*");

```

```

updateLCD();

```

```

lastSend = millis();

```

```

}

```

// 4. ЛОГИКА

```

if (currentMode == EMERGENCY) { stopMotor(); return; }

```

```

if (currentMode == MANUAL_MOVING) {

```

```

  if (millis() - manualTimer > MANUAL_PULSE_TIME) { stopMotor();
currentMode = MANUAL; }

```

```

}
else if (currentMode == AUTO_FLEX) {
    if (currentAngle < targetLimit) myServo.write(STOP_VAL + motorSpeed);
    else { stopMotor(); delay(500); currentMode = AUTO_EXTEND; }
}
else if (currentMode == AUTO_EXTEND) {
    // --- ИСПРАВЛЕНИЕ СПУСКА ---
    // Раньше было > 5. Ставим > 8, чтобы не застревал в самом низу.
    // Если рука не опускается ниже 10 градусов из-за трения, мотор остановится.
    if (currentAngle > 8) {
        myServo.write(STOP_VAL - motorSpeed);
    } else {
        stopMotor(); repsCount++; delay(500);
        if (repsCount >= repsTarget) { currentMode = IDLE; statusMsg = "DONE!!!"; }
        else currentMode = AUTO_FLEX;
    }
}
}

// === ФУНКЦИЯ КАЛИБРОВКИ ===
void runCalibration() {
    currentMode = CALIBRATING;
    stopMotor();

    // Шаг 1: Расслабление
    statusMsg = "1.RELAX (3s)";
    // Шлем сообщение на телефон принудительно прямо сейчас

```

```

BT.print("*T"); BT.print(statusMsg); BT.print("*");
updateLCD();

delay(3000); // Даем время
valRelaxed = getAveragePot();

// Шаг 2: Сгибание
statusMsg = "2.FLEX (3s)";
BT.print("*T"); BT.print(statusMsg); BT.print("*");
updateLCD();

delay(3000); // Даем время
valFlexed = getAveragePot();

// Конец
statusMsg = "CALIB OK!";
BT.print("*T"); BT.print(statusMsg); BT.print("*");
updateLCD();
delay(1000);

currentMode = IDLE;
statusMsg = "READY";
}

```

```

void stopMotor() { myServo.write(STOP_VAL); }
int getAveragePot() {
    long sum = 0;

```



```
for(int i=0; i<50; i++) { sum += analogRead(potPin); delay(5); }  
return sum / 50;  
}  
void updateLCD() {  
  lcd.setCursor(0, 0); lcd.print(statusMsg); lcd.print("  ");  
  lcd.setCursor(0, 1); lcd.print("A:"); lcd.print(currentAngle);  
  lcd.print(" T:"); lcd.print(targetLimit);  
}
```