

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«ОРЛОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ имени И.С. ТУРГЕНЕВА»

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

по направлению подготовки 15.04.06 Мехатроника и робототехника
направленность (профиль) Медицинская робототехника и мехатроника

Студента Стебакова Ивана Николаевича

шифр 185314

Факультет (институт) Политехнический институт имени Н.Н. Поликарпова

Тема выпускной квалификационной работы
«Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти»

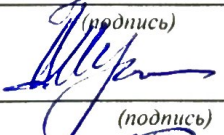
Студент



(подпись)

И.Н. Стебаков

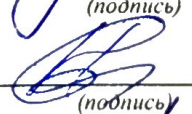
Руководитель



(подпись)

Д.В. Шутин

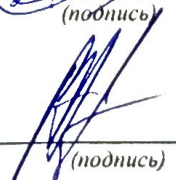
Нормоконтроль



(подпись)

А.В. Сытин

Зав. кафедрой



(подпись)

Р.Н. Поляков

Орёл, 2020 г.

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«ОРЛОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ имени И.С. ТУРГЕНЕВА»

Факультет (институт) Политехнический институт имени Н.Н. Поликарпова
Кафедра мехатроники, механики и робототехники
Направление подготовки (специальность) 15.04.06 Мехатроника и робототехника
Направленность (профиль) Медицинская робототехника и мехатроника

УТВЕРЖДАЮ:
Зав. кафедрой
Р.Н. Поляков
(подпись)
«30» октября 2019 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы

студента гр. 81-МХ-м Стебакова Ивана Николаевича шифр 185314

1. Тема ВКР: Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти.

Утверждена приказом по университету № 2-3303 от «30» октября 2019 г.

2. Срок сдачи студентом законченной работы «17» июня 2020 г.

3. Исходные данные к работе:

Требуется разработать роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти, включающий в себя: эргономичный упор для фиксации руки, манипулятор для выполнения пассивных движений в лучезапястном суставе, блок сбора мышечной активности кисти для обеспечения биоуправления. Воспроизводимое движение должно максимально соответствовать анатомическим, физиологическим и биомеханическим требованиям. Процесс биоуправления должен обеспечиваться на основе классификации положений кисти методами машинного обучения. Информация о препятствиях и необходимых траекториях движения поступает с верхнего уровня системы управления.

Разработанное устройство должно соответствовать следующим требованиям:

Основные параметры тренажера:

Количество степеней свободы: 3;

Точность позиционирования: не менее 1°;

Диапазон сгибания и разгибания: от -60° до 60°;

Диапазон приведения и отведения: от -45° до 45°;

Диапазон пронации и супинации: от -90° до 90°;

Габариты, не более: 500x250x260 мм;

Масса, не более: 2 кг;

Параметры руки:
 Длина кисти: не более 220 мм;
 Ширина кисти: не более 130 мм;
 Масса кисти: не более: 1 кг.

4. Содержание расчётно-пояснительной записки:


1. Аналитический раздел.
 2. Проектно-конструкторский раздел.
 3. Математическое моделирование.
 4. Система управления.
 5. Техничко-экономический раздел.
- Список литературы.
 Приложения.

5. Перечень графического материала

1. Сборочный чертеж роботизированного тренажера для восстановления подвижности кисти. (A2)
2. Рабочие чертежи деталей. (A1)
3. Структурно-функциональная схема. (A1)
4. Схема электрическая принципиальная. (A1)
5. Результаты моделирования. (A1)

Дата выдачи задания «30» Октября 2019 г.

Научный руководитель ВКР



 (подпись)

(Д.В. Шутин)

Задание принял к исполнению



 (подпись)

(И.Н. Стебаков)

КАЛЕНДАРНЫЙ ПЛАН

№ п/п	Наименование этапов ВКР	Срок выполнения этапов работы	Примечание
1	Анализ проблемы. Постановка задачи.	30.11.2019	
2	Патентный поиск. Отчет по аналитическому разделу.	30.12.2019	
3	Разработка структурно-функциональной схемы и конструкторской документации.	16.03.2020	
4	Разработка математической модели.	17.04.2020	
5	Проведение эксперимента. Разработка системы управления. Техничко-экономический анализ.	05.06.2020	
6	Формирование пояснительной записки.	15.06.2020	
7	Сбор рецензий и подписей	26.06.2020	

Студент



 (подпись)

(И.Н. Стебаков)

Научный руководитель ВКР



 (подпись)

(Д.В. Шутин)

АННОТАЦИЯ

**Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти
2020 г.**

Работу выполнил студент Стебаков И.И.

Руководитель выпускной квалификационной работы Шугин Д.В.

В рамках ВКР разрабатывался роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти. Произведен анализ существующих решений реабилитационных тренажеров для восстановления подвижности кисти. Разработана конструкция роботизированного тренажера для реабилитации кисти, подобраны необходимые комплектующие и разработана конструкторскую документацию деталей. Выполнялась задача разработки системы управления на основе классификации положений здоровой кисти. Для подтверждения работоспособности данного подхода был проведен эксперимент с целью выявления 5 положений кисти при сгибании и разгибании. Проведен анализ разработанной системы управления, а также выявлены пути усовершенствования. Произведен анализ затрат на создание прототипа тренажера. После завершения всех работ был выполнен необходимый графический материал, а также подготовлена презентация для представления ВКР. Результаты выпускной квалификационной работы также представлены в ряде статей.

Ниже перечислены названия листов с указанием их количества и форматов:

- | | |
|---------------------------------------|-----------------|
| 1. Сборочный чертеж | 1 – А2. |
| 2. Детализовка | 4 – А3, 3 – А4. |
| 3. Схема электрическая принципиальная | 1 – А1. |
| 4. Структурно-функциональная схема | 1 – А1. |
| 5. Результаты моделирования | 1 – А1. |

Содержание

Введение.....	5
1 Аналитический раздел.....	7
1.1 Строение, патологии и методы реабилитации лучезапястного сустава .	7
1.2 Тренажеры для мобилизации лучезапястного сустава	13
1.3 Машинное обучение в реабилитационной медицине	16
1.4 Патентный поиск.....	25
1.5 Описание объекта исследования	31
2 Конструкторский раздел.....	34
2.1 Выбор привода	35
2.2 Расчет зубчатых передач сервопривода	36
2.3 Проектирование деталей	42
2.4 Подбор комплектующих системы управления	45
2.5 Структурно-функциональная схема.....	51
3 Математическое моделирование	53
3.1 Динамическая модель.....	53
3.2 Метод решения уравнений динамики и результаты численных экспериментов	55
3.3 Искусственная нейронная сеть для классификации движений запястья	58
3.4 Сбор данных и обучение нейронной сети	60
4 Система управления.....	65
4.1 Модель тренажера в среде Simulink.....	65
4.2 Система управления тренажером на основе захвата движений.....	67
5 Технико-экономический раздел.....	72

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>		
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата	Содержание		
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Подпись]</i>	20.06			
Провер.		Щутин Д.В.	<i>[Подпись]</i>	26.06			
Реценз.							
Н. Контр.		Сытин А.В.	<i>[Подпись]</i>	26.06			
Утверд.		Поляков Р.Н.	<i>[Подпись]</i>	22.06	Лит.	Лист	Листов
						3	81
					ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м		

5.1 Расчёт себестоимости	72
Заключение.....	76
Список литературы	77
Приложение А. Конструкторская документация.....	82
Приложение Б. Листинг программы расчета зубчатых передач.....	86
Приложение В. Принципиальная электрическая схема	89
Приложение Г. Структурно-функциональная схема.....	91
Приложение Д. Листинг программы расчета уравнений динамики.....	92
Приложение Е. Листинг программы обучения нейросети для классификации движений запястья	96
Приложение Ж. Результаты моделирования.....	99
Приложение З.	100

Введение

К неинфекционным заболеваниям относятся: рак, диабет, сердечно-сосудистые заболевания, респираторные заболевания и др. По данным ВОЗ неинфекционные заболевания составляют более 70% случаев всех смертей в мире. Каждый год от неинфекционных заболеваний (НИЗ) умирает 41 миллион человек, в числе которых 15 миллионов человек в возрасте от 30 до 69 лет. Помимо смертности, данные заболевания приводят к увеличению числа людей с ограниченными возможностями. Инвалидизация населения представляет собой важный показатель здоровья общества, а также имеет важное медицинское и социально-экономическое значение. Также существует многочисленная группа людей с нарушениями двигательной активности вследствие различных патологий: суставной, неврологической и нейромышечной патологией, ортопедической, остеохондрозом позвоночника и другими заболеваниями. Для восстановления двигательной функции людей данной категории крайне важно проводить комплексный процесс реабилитации. Именно некачественно проведенные реабилитационные мероприятия вызывают дальнейшие осложнения и низкий уровень жизни людей с нарушениями двигательной активности.

Лучезапястный сустав является одним из самых сложных в организме человека. Он характеризуется способностью выдерживать большие нагрузки и большим набором функций. Двигательные расстройства в лучезапястном суставе значительно усложняют выполнение повседневных действий и ведут к ухудшению качества жизни людей с такими нарушениями. Ограничения движений в лучезапястном суставе могут быть вызваны: переломами предплечья и кисти, остеоартритом, осложнениями после инсульта, синдромом запястного канала и многими другими травмами и заболеваниями. Восстановление двигательных функций наиболее эффективно не только при качественном лечении, но и при комплексном подходе к реабилитации.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>			
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>	<i>Введение</i>	<i>Лит.</i>	<i>Лист</i>	<i>Листов</i>
<i>Разреш.</i>		<i>Стединов И.И.</i>	<i>[Подпись]</i>	<i>26.06</i>				
<i>Провер.</i>		<i>Щитин Д.В.</i>	<i>[Подпись]</i>	<i>26.06</i>				
<i>Реценз.</i>								
<i>И. Контр.</i>		<i>Сытин А.В.</i>	<i>[Подпись]</i>	<i>26.06</i>				
<i>Автор</i>		<i>Поляков Р.Н.</i>	<i>[Подпись]</i>	<i>26.06</i>				
						<i>ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м</i>		

В настоящее время в Российской Федерации наблюдается проблема недостаточного уровня медицинской помощи в амбулаторных условиях. Одним из факторов, вызывающих эту проблему, является отсутствие комплексных программ реабилитации, целью которых является выполнение конкретных задач. В связи с этим активно исследуются новые комплексные методы восстановления, которые включают использование передовых технологий. Разработка специализированных робототехнических систем является перспективной областью для восстановления двигательных функций. Таким образом, целью данной работы является разработка роботизированного тренажера для восстановления подвижности кисти, который можно использовать как при травмах, так и в комплексе для восстановления подвижности всех основных суставов человека.

В рамках выполнения ВКР был произведен анализ существующих решений реабилитационных тренажеров для восстановления подвижности кисти, была разработана конструкция роботизированного тренажёра для реабилитации кисти, подобраны необходимые комплектующие и разработана конструкторскую документацию деталей для их дальнейшего производства. Для разработки КД будет применяться САПР Компас-3D. Другой задачей являлась разработка системы управления на основе классификации положений здоровой кисти. Для подтверждения работоспособности данного подхода был проведен эксперимент с целью выявления 5 положений кисти при сгибании и разгибании. Далее был проведен анализ разработанной системы управления, а также выявлены пути усовершенствования. Также был произведен анализ затрат на создание прототипа тренажера. После завершения всех работ был выполнен необходимый графический материал, а также подготовлена презентация для представления ВКР. Результаты данной работы также представлены в ряде статей.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
						6
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		

1 Аналитический раздел

1.1 Строение, патологии и методы реабилитации лучезяпястного сустава

Запястье – дистальный сустав верхних конечностей, позволяющий объединить предплечье с кистью. Он содержит дистальный конец локтевой и лучевой кости, восемь костей запястья и основания пяти пястных костей [1]. Сложность сустава обусловлена большим количеством участвующих костей. Форма суставных поверхностей является эллипсоидной и содержит две оси вращения. Так, сустав имеет две степени свободы: сагиттальная ось отвечает за выполнение приведения и отведения кисти, а фронтальная – за сгибание и разгибание. Благодаря эллипсоидности сустава осуществляется круговое вращение кисти [2]. При вращении предплечья по его продольной оси добавляется третья степень свободы, так что руку можно ориентировать под любым углом, чтобы манипулировать как маленькими, так и тяжелыми предметами.

Связки в суставе[2]:

– Боковая лучевая связка запястья — расположена между шиловидным отростком лучевой кости и ладьевидной костью — играет роль ограничителя приведения кисти;

– Боковая локтевая связка запястья — расположена между шиловидным отростком локтевой кости и трёхгранной костью (часть волокон достигает гороховидной) — играет роль ограничителя отведения кисти;

– Тыльная лучезапястная связка— между тыльной поверхностью дистального эпифиза лучевой кости и тыльными поверхностями костей запястья (ладьевидной, полулунной и трёхгранной) — играет роль ограничителя сгибания кисти;

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>		
Изм.	Лист	№ док-м	Подпись	Дата			
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Подпись]</i>	26.08	Лист	Лист	Листов
Провер.		Щутин Д.В.	<i>[Подпись]</i>	26.08		7	81
Реценз.					ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м		
Н. Контр.		Сытин А.В.	<i>[Подпись]</i>	26.08			
Утверд.		Поляков Р.Н.	<i>[Подпись]</i>	26.08			
					Аналитический раздел		

– Ладонная лучезапястная связка — между основанием шиловидного отростка лучевой кости и костями первого (ладьевидная, полулунная и трёхгранная) и второго (головчатая кость) ряда запястья — играет роль ограничителя разгибания кисти;

Межзапястные межкостные связки — соединяют кости первого ряда запястья.

В области лучезапястного сустава расположены три канала, образованные удерживателем сгибателей в борозде между выступами локтевым и лучевым [3]:

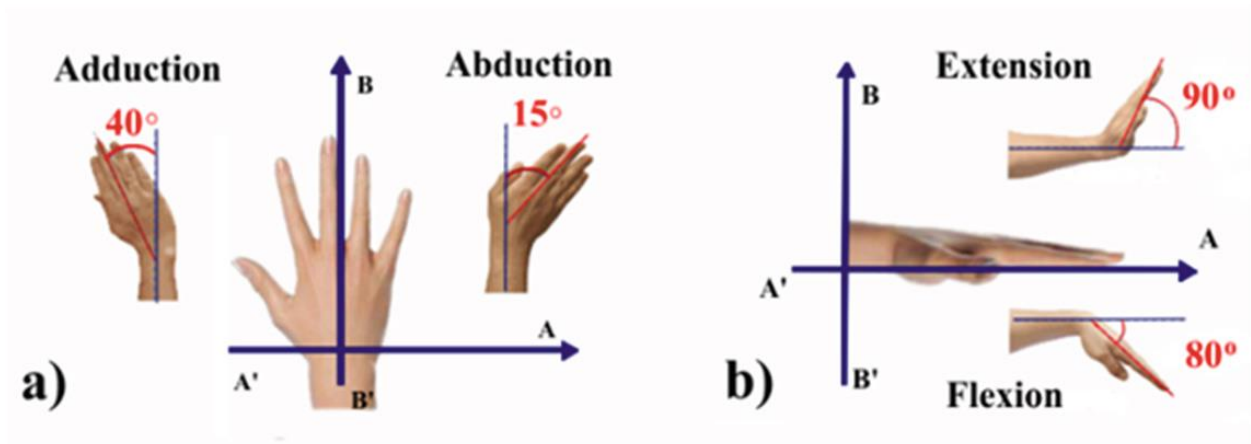
– локтевой канал — состоит из локтевого нерва и сосудов из борозды предплечья (локтевая артерия и вены);

– лучевой канал — состоит из сухожилия лучевого сгибателя запястья и лучевой артерии;

– запястный канал — состоит из двух отдельных синовиальных влагалища (для сухожилий поверхностного и глубокого сгибателей пальцев и второй — для сухожилия длинного сгибателя большого пальца), срединного нерва и артерии, которая сопровождает срединный нерв (система локтевой артерии) [4].

Максимальное отклонение при активном движении разгибания с вытянутыми пальцами редко превышает 90° , а с закрытым кулаком составляет примерно 65° . Максимальное отклонение при активном движении сгибания составляет менее 80° , независимо от положения пальцев. Максимальное отклонение пассивного разгибания при радиальном наклоне составляет максимум 95° . При сочетании локтевого наклона от пассивного сгибания с вытянутыми пальцами может достигать приблизительно 125° . Максимальное отклонение отведения в радиальном наклоне не превышает 15° . Максимальное отклонение отведения в радиально-локтевом наклоне составляет менее 40° . На рисунке рис 1.1 представлена схема амплитуды активного движения в лучезапястном суставе с вытянутыми пальцами [1].

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		8



а) приведение и отведение;

б) сгибание и разгибание.

Рисунок 1.1 – Оси и амплитуда движения запястья

Наиболее часто наблюдаются такие патологии как: перелом костей запястья и предплечья, растяжение связок, тендинит (воспаление сухожилий) и невропатии вследствие захвата нерва (синдром запястного канала). Также распространённой патологией является остеоартроз — распространённое хроническое прогрессирующее дегенеративно-дистрофическое заболевание суставов, отличающееся полиморфизмом клинических симптомов и мультифакторностью развития. Он наиболее распространён среди других патологий и наблюдается более чем у 10 – 20 % населения земного шара [5]. Хотя остеоартроз не несет фактической угрозы для жизни, но при этом служит фоном, который ухудшает ее качество за счет ограничения возможности самостоятельного передвижения и самообслуживания и в итоге уменьшает среднюю продолжительность жизни. Перелом дистального метаэпифиза лучевой кости является наиболее частым повреждением костей верхней конечности, составляя от 66 до 90% повреждений костей предплечья [6]. Также, кроме частоты возникновения, данный вид переломов обладает высоким процентом некачественного лечения. Помимо вышенаписанных причин двигательные расстройства возникают вследствие получения черепно-мозговых травм, инсульта, а также при детском церебральном параличе.

При двигательных расстройствах у больных наблюдаются: контрактуры (уменьшение амплитуды движений), низкая сила захвата, болевой синдром. Частой проблемой является невозможность выполнения активных движений, нарушения нейромышечной связи, парезы, нарушения крово и лимфообращения. Для устранения и облегчения данных расстройств после оперативного лечения, либо в постиммобилизационный период применяют комплекс реабилитационных мероприятий. В традиционном курсе реабилитации применяются: ЛФК, физиотерапия, массаж и механотерапию.

Механотерапия представляет собой комплекс лечебно-профилактических и восстановительных упражнений с помощью специальных инструментов (приспособлений, тренажеров), целью которых является повышение подвижности суставов, отдельных мышц и их групп с целью повышения функциональной адаптации пациента. Механотерапия является важной частью физической реабилитации из-за её тонизирующего и трофического (замена и компенсация дефектов путем регенерации) воздействия на опорно-двигательную систему человека, формирования функциональных компенсаций, обратного благоприятного развития атрофических и дегенеративных процессов, нормализации функциональной целостности и активности организма [7].

Существуют методы активной и пассивной механотерапии. При активной механотерапии пациент использует свои двигательные навыки, чтобы привести в движение исполнительные механизмы тренажеров. Она укрепляет двигательную, сердечно-сосудистую и дыхательную системы. При недостатке или отсутствии моторной функции для ее восстановления применяют пассивную механотерапию, при которой исполнительные механизмы мобилизуют конечности человека. Также возможно создание активно-пассивных аппаратов, которые сочетают пассивное движение конечностей и активное сопротивление движению.

Механотерапия используется в различных областях клинической медицины (в травматологии и ортопедии, кардиологии, неврологии, эндокринологии, пульмонологии, педиатрии, онкологии, геронтологии и др.), в велнес- и фитнес технологиях только под контролем изменения показателей сердечно-сосудистой

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		10

системы (ЧСС, АД, сатурация O₂). Невозможность выполнения активной работы на тренажере может быть как временным этапом восстановительного процесса, так и окончательным исходом заболевания или травмы опорно-двигательного аппарата, ЦНС, сердечно-сосудистой или дыхательной систем, в этом случае возможно выполнение только пассивной механотерапии [8].

Согласно принципам механотерапии, сформированным И.В. Заблудовским, механотерапевтические аппараты должны иметь следующие особенности:

1) исходное положение пациента должно учитывать его конституциональные особенности и характер задач лечения и профилактики, что определяет необходимость четкой регулировки опорных и фиксирующих элементов аппарата и тренажера;

2) движения и физические упражнения, выполняемые на тренажере, должны, насколько это возможно, соответствовать анатомическим, физиологическим и биомеханическим требованиям;

3) эффект должен дозироваться и контролироваться (по показателям сопротивления при движениях с сопротивлением, амплитудно-частотным характеристикам – во время корректирующих упражнений и т. д.);

4) сила нагрузки исполнительных механизмов тренажеров во время упражнений должна изменяться в соответствии с законами биомеханики и мышечной активности [8].

В работе [8] устройства для механотерапии классифицируются следующим образом:

1) устройства, которые оценивают характеристики движения и процесса восстановления и учитывают их в процессе работы – диагностические приборы и устройства с биологической обратной связью;

2) устройства, способные различать отдельные фазы произвольных движений – опорные, фиксирующие устройства;

3) устройства, способные дозировать механическое воздействие при выполнении движений и упражнений – тренировочные аппараты и тренажеры;

4) устройства, способные воспроизводить не только отдельные движения, но и составные двигательные акты – комбинированные устройства.

Возобновление подвижности является одной из сложных проблем постмобилизационного восстановительного лечения. При помощи анализа литературы были выявлены следующие проблемы:

- Недостаточное количество и качество лечение;
- Недостаток внимания к срокам и принципам разработки суставов;
- Диагностические ошибки;
- Недостаточное количество специализированных отделений;
- Отсутствие комплексных методов реабилитации.

Перспективным направлением для создания механотерапевтических устройств является робототехника, обладающая следующими преимуществами:

- Воспроизводимые движения соответствуют анатомическим и биомеханическим свойствам;
- Возможность отслеживать биомеханические параметры для настройки параметров тренировки;
- Возможность длительного и дозированного воздействия;
- Снижение нагрузки на специалистов в течение рабочего дня;
- Минимизация человеческого фактора.

В роботизированных механотерапевтических комплексах все чаще используется современный интерфейс «мозг — компьютер» (ИМК, или BCI; от английского Brain-computer interface). С его помощью контролируются протезы и ортезы конечностей, манипуляторы и робототехнические тренажеры, а также восстанавливаются утраченные функции мозга.

Среди проблем внедрения робототехнических систем можно отметить:

- Недостаточная квалификация персонала для работы со сложным высокотехнологичным оборудованием;
- Отсутствие комплексных методик реабилитации с использованием современных технологий;

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		12

– Малое количество исследований, подтверждающих эффективность роботизированных технологий.

Таким образом, для восстановления подвижности лучезапястного сустава используются различные методы реабилитации, в том числе механотерапия. Перспективным направлением является создание комплексных программ восстановления с использованием роботизированной механотерапии. Далее будут представлены используемые в настоящее время роботизированные устройства для механотерапии на лучезапястном суставе, рассмотрены достоинства и недостатки, а также перспективы развития.

1.2 Тренажеры для мобилизации лучезапястного сустава

Аппарат Artromot H, показанный на рисунке 1.2, осуществляет мобилизацию лучезапястного сустава пациента в пассивном режиме. Он предназначен для того, чтобы избежать осложнения в виде нарушения подвижности после операций, травм и неврологических заболеваний. Он используется в тех случаях, когда пациент по какой-либо причине не может или не должен получать активную нагрузку на сустав. Движение под нагрузкой может быть противопоказано, например, при артрозах суставов, а также при других травмах. Во время работы Artromot SP3 мышцы пациента остаются полностью расслабленными. Он не должен чувствовать боль или дискомфорт.

Компактный профессиональный тренажер для разработки лучезапястного сустава. Применяется для ранней реабилитации пациентов при травмах суставов, связок и сухожилий, после перелома запястья, после операций на суставе и кисти, для профилактики контрактур при длительном гипсовании конечности и т.п. Также используется для восстановления диапазона движений верхних конечностей при неврологических заболеваниях, нарушениях двигательной активности после инсульта, вследствие болезни Паркинсона и др. Способствует улучшению кровообращения и предотвращению развития пролежней, застойных явлений, дегенерации мышечной ткани и контрактур у спинальных и

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		13

малоподвижных больных. Предназначен для использования в профильных медицинских учреждениях и на дому.

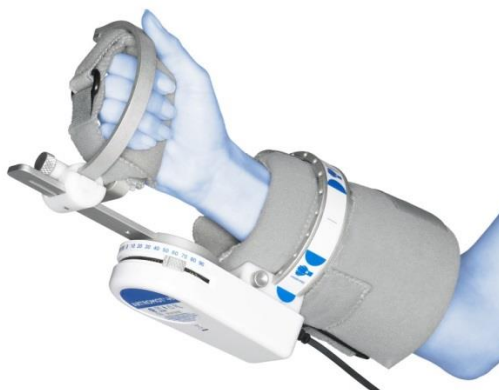


Рисунок 1.2 – Аппарат для разработки лучезапястного сустава Artromot H

Применение при заболеваниях: артроз кисти, синдром запястного канала, травмы связок, артроз, профилактика и реабилитация после инфаркта, церебральный паралич, паралич и парез конечностей, болезнь Паркинсона, профилактика и реабилитация после инсульта, реабилитация после переломов. В исследовании [9] приведен пример успешного использования этого аппарата при восстановлении лучезапястного сустава с закрытым переломом метаэпифиза дистального пучка. В исследовании [10], аппарат был использован при двигательных расстройствах у детей из-за травмы головы, церебрального паралича и инсульта. После курса лечения выраженность пареза уменьшилась на 0.8 баллов, абсолютная сила увеличилась в 2 раза. Также было отмечено, что использование современных технологий может повысить эффективность восстановительного лечения, а также создать предпосылки для создания новых комплексных методов восстановления.

Технические особенности аппарата Artromot H:

Аппарат воссоздает полный диапазон движения при сгибании и разгибании, локтевом отклонении или их комбинации.

- Анатомически удобное соединение с подвижной поддержкой руки, которая элиминирует компрессию и отвлечение радиальных кистевых суставов.
- Два режима мощности.

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Лист

14

- Долговечный, компактный, портативный.
- Ручной программный модуль для уточнения всех терапевтических значений.
- Аппарат обеспечивает мягкую, дозированную нагрузку с возможностью индивидуальных подстроек частоты, скорости, амплитуды и степени нагрузки.
- Простая регулировка под рост пациента - аппарат подходит для детей от 6 лет и для взрослых любого роста.
- Обеспечивает объём движений запястья: Изгиб - 0° - 90° , Разгиб - 0° - 90° , Полное локтевое отклонение (отведение) - до 90° .
- Не требуется пересобирать аппарат при переключении типа воспроизводимого движения.
- Работает от батареи, расположенной на пульте ДУ (контроллере), или от сети.
- Обладает медицинской сертификацией [11].

Maestra hand and wrist — реабилитационный тренажер, который осуществляет СРМ-терапию (пассивная тренировка) лучезапястного сустава, кистей и пальцев рук (рис. 1.3).



Рисунок 1.3 – Реабилитационный тренажер Kinetec Maestra hand and wrist CPM

Основные особенности тренажера Maestra:

- Новое пассивное движение, которое создает противодействие большому пальцу, что вносит большее разнообразие в тренажер;

– Ручное управление, которое позволяет запрограммировать любое движение, благодаря чему повышается безопасность тренировки и соответствие заданным требованиям;

– Наличие двух осей, которое упрощает переход с правостороннего режима на левосторонний и обратно.

Преимущества:

– Одновременное движение трех фаланг пальца с физиологической спиралью сгиба, возможность согнуть пальцы в кулак;

– Большое количество воспроизводимых движений: пронация и супинация, сгибание пальцев, сгибание и разгибание лучезапястного сустава, девиация, сгибание в пястно-фаланговом суставе.

– Многофункциональность и эффективность: выполняется настройка по размеру кисти (и левой, и правой руки; от самых малых, до самых больших размеров);

– Портативность (аппарат легко использовать в лечебных учреждениях и дома) [12].

1.3 Машинное обучение в реабилитационной медицине

Одним из основных приложений алгоритмов машинного обучения в восстановительной медицине является классификация набора данных по заданной разметке. Набор данных может представляться измерениями датчиков или физиологических параметров человека, рентгеновскими и другими снимками. Данные делятся на обучающие примеры, которые соответствуют определенному классу. Например, рентгеновские снимки кисти можно классифицировать в зависимости от повреждения. Таким образом, каждый снимок принадлежит определенному классу, а различные алгоритмы машинного обучения позволяют создать систему, которая будет выдавать принадлежность примера к какому-либо классу с точностью, которая рассчитывается при тестировании системы на новых данных.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		16

Диагностирование заболеваний и двигательных нарушений при помощи машинного обучения позволяет отслеживать динамику проводимых восстановительных мероприятий, а также, при достаточной точности системы, может минимизировать количество неверных диагнозов. В статье [13] рассматривается проблема оценки тяжести дисбаланса и вестибулярной функции. Внедрена интерактивная программа реабилитации на основе виртуальной реальности, в которой используются упражнения Которна-Кукси, и система измерения на основе датчиков. Для определения тяжести заболевания применяется классификатор, основанный на методе опорных векторов. Проведенные клинические исследования показали достоверность данных классификатора. Результаты последующей анкеты показывают, что использование новой технологии VR способствует восстановлению дисбаланса и дисфункции вестибулярной дисфункции. В статье [14] предлагается использование методов машинного обучения для диагностирования синдрома запястного канала. В качестве входных данных используются изображения ультразвукового исследования кисти. Для классификации применяется сверточная нейронная сеть ResNet. Точность классификации составила 90 %.

Распознавание движений различных частей тела человека наиболее часто применяется для выявления двигательных отклонений и систем захвата движений. Выявление двигательных отклонений может достигаться за счет того, что алгоритмы машинного обучения позволят отличать движения здорового человека от движения человека с двигательными расстройствами. Системы захвата движений позволяют распознавать несколько положений конечностей и используются для генерации движений на реабилитационных тренажерах. В статье [15] рассматривается проблема распознавания различных типов движения кисти. Был проведен эксперимент в лабораторной среде для сбора данных. Испытуемых просили выполнить три рисунка разной формы, используя левую и правую руки. Во время выполнения рисунков выполнялся сбор данных системой датчиков, состоящей из акселерометра и гироскопа. При применении метода главных компонент точность определения движения составила 80 %. Результат

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		17

исследования может быть использован для оценки суставов при прогнозировании болезни Паркинсона, анализа походки, а также выявлять другие двигательные отклонения. В статье [16] рассматривается проблема разделения функционального и нефункционального использования верхних конечностей у людей, которые перенесли инсульт. Для классификации предлагается использование метода случайных деревьев. Данный классификатор может применяться для оценки функциональной реабилитации пациентов. Было проведено исследование, в ходе которого была получена точность классификации 94.80 % в среднем и 88.38 для контрольной группы. В статье [17] представлено исследование, целью которого является разработка жевательного робота, который генерирует траектории в реальном времени, используя сигналы поверхностной электромиографии. Использовали концепцию центрального генератора паттернов для создания плавных переходов от одного жевательного паттерна к другому во время упражнения. Средний показатель распознавания для всех классов жевания, временных окон, испытаний и субъектов составил $86,36\% \pm 5,2\%$. В статье [18] представлен обзор современных методов захвата движения. Подчеркивается актуальность применения методов машинного обучения и анализа данных для оценки выполнения различных движений в процессе функциональной реабилитации. Многочисленные исследовательские работы сообщают о высокой точности в прогнозировании уровня правильности работы пациента по сравнению с эталонными данными движения, собранными со здоровыми субъектами.

Помимо классификации в машинном обучении популярной задачей является регрессия, которая заключается в прогнозировании некоторого набора данных. В этом случае на выходе системы получается набор действительных чисел. Например, при определении положения кисти с помощью классификации алгоритм сможет определить одно из заданных распознаваемых положений, в то время как регрессия позволит получить углы отклонения кисти от некоторого начального положения. В статье [19] предлагается метод сбора и оценки фактических уровней вовлеченности пациента во время тренировочных упражнений путем анализа показателей, выявленных в различных аспектах. Для

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
						18
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		

реализации применялись методы линейной регрессии, глубокие нейронные сети, а также наивный байесовский классификатор. Исследования показали, что использование наивного байесовского классификатора наиболее перспективно для данных целей. Исследование [20] посвящено использованию сигналов поверхностной электромиографии для прогнозирования движения верхних конечностей. В статье исследуются сравнительные характеристики поверхностной и силовой электромиографии при прогнозировании положения запястья, предплечья и локтя с использованием сигналов, извлеченных только из предплечья. При перекрестной проверке классификатор метода опорных векторов получил усредненную точность в 84.3%, 82.4% и 71.0% соответственно для прогнозирования положения локтя, предплечья и запястья с использованием силовой электромиографии; в то время как поверхностная электромиография принесла 75.4%, 83.4% и 92.4% точности за то же предсказание соответствующих позиций. В статье [21] рассматривается тренажер для машинистов подвижного состава. Работа тренажера основана на искусственном интеллекте, а именно эвристических алгоритмов. Тренажер позволяет эффективно выполнять функциональные тренировки и улучшает основные характеристики функционирования организма, которые важны при работе на железнодорожном транспорте. Авторы заключают, что предложенный тренажер намного выгоднее прочих решений с точки зрения реализации.

С развитием информационных технологий становится возможным повсеместное внедрение методов машинного обучения в процесс лечения пациентов. Например, статье [22] авторами предлагается использование методов машинного обучения для прогнозирования процесса лечения восстановления пациентов, а также предсказания сопутствующих затрат. Также рассмотрены вопросы автоматизированного процесса мониторинга пациентов. В статье [23] рассматриваются актуальные направления применения искусственного интеллекта в медицине, а также представлены преимущества его внедрения в систему здравоохранения, а именно увеличение информационной осведомленности и квалификации врача, помощь в быстром и обоснованном

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
						19
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		

принятии клинического решения путем предоставления экспертных мнений и рекомендаций. Одной из проблем, затрагиваемой авторами, является необходимость обеспечения возможности обучения ИИ-системы на основе качественных и выверенных данных для эффективного расширения его применения.

Для методов машинного обучения необходима организация процесса сбора данных. В статье [24] рассматривается информационная технология сбора информации о состоянии опорно-двигательной системы человека в процессе восстановительного лечения. Для осуществления контроля состояния опорно-двигательной системы человека в процессе восстановительного лечения предложен комплекс технических средств по достижению целевой функции: автоматизированной системы сбора информации в реальном времени, передачи, обработки на ПЭВМ и визуализации для принятия решений. Предложенная система может быть рекомендована медицинским учреждениям для целей определения эффективности лечебных мероприятий.

Одним из наиболее перспективных источников информации для анализа движений человека является электромиография. Электромиография – это метод изучения биоэлектрических потенциалов, которые возникают в скелетных мышцах людей и животных при возбуждении мышечных волокон. Исследование проводится при помощи электромиографа или электроэнцефалографа, который имеет специальный вход для регистрации ЭМГ. Электромиограмма – это кривая, записанная на пленке, на бумаге с помощью чернильного осциллографа или на магнитном носителе. Амплитуда колебаний мышечной массы, как правило, не превышает нескольких милливольт, а их продолжительность составляет 20-25 мс [25].

Электромиографические сигналы (ЭМГ) являются одним из источников информации для организации эффективного реабилитационного лечения на основе методов машинного обучения. В статье [26] рассматривается электромиографическая система управления реабилитационным роботом на основе сети мобильной связи. При помощи данной системы пациенты смогут активно

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		20

участвовать в реабилитационном лечении. Была разработана конструкция механизма для восстановления подвижности верхних и нижних конечностей, а также решены задачи кинематики и динамики. На основе получения электромиографических сигналов и нечетких нейронных сетей была получена система управления с возможностью самообучения и самоадаптации. В статье [27] рассматривается проблема непрерывной оценки кинетики запястья. Применяются глубинные нейронные сети на основе сложного автоэнкодера, использующие данные электромиограммы, полученные по нескольким каналам связи. Точность оценивалась посредством сопоставления записанных и рассчитанных данных. В качестве метода применялся коэффициент корреляции Пирсона, который составил 0.829. В статье [28] рассматривается проблема прогнозирования треморных всплесков. Предлагается использование метода скрытой модели Маркова на основе данных электромиограммы. Результаты исследования показали точность прогнозирования пределах от 75.85% до 97.47% в зависимости от полученных травм.

В статье [29] был представлен набор данных для распознавания движений пальцев на основе сигналов ЭМГ и показан способ извлечения признаков для обучения. Данный набор данных включает в себя измерения 8 каналов ЭМГ для 7 различных классов: 5 классов движений отдельных пальцев, 1 класс жест победы и 1 класс для расслабленной руки. Измерения были сгруппированы в некоторое количество примеров для каждого класса. Каждый пример содержит в себе по 150 измерений каждого из 8 каналов. Далее из каждого набора по 150 измерений необходимо извлечь признаки для обучения классификатора, в качестве которых были взяты следующие величины: среднеквадратичное отклонение, среднеквадратичное значение, минимум, максимум, переходы через ноль, изменение средней амплитуды, амплитуда первого всплеска, средняя абсолютная величина, длина формы волны, амплитуда Уилсона. В итоге была получена точность Распознавания около 92 % для онлайн мониторинга.

Для проведения анализа алгоритмов машинного обучения был взят набор данных из статьи [29]. Итоговый набор данных включает в себя 6823 обучающих

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
						21
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		

примеров, в каждом примере 80 признаков. Полученный набор данных был разделен на тренировочную, валидационную и тестовую выборки. Валидационная выборка служит для определения оптимальных параметров классификатора, а тестовая для последующей оценки работы алгоритма.

Для сравнения были выбраны следующие методы классификации: логистическая регрессия, метод опорных векторов и нейронная сеть прямого распространения. Логистическая регрессия является наиболее простым из методов классификации данных и ее преимуществом является простота разработки и высокое быстродействие. Метод опорных векторов является более мощным инструментом для классификации, однако данный метод неустойчив к шуму в данных и требует подбора параметров. Нейронные сети позволяют достичь наивысшей точности, однако более сложны для вычислений. При внедрении классификатора для решения реальных задач выбирают тот, который отвечает требуемой точности и является более быстродейственным. Реализация данных методов была выполнена в ПО GNU Octave.

Для классификации с помощью логистической регрессии использовался подход один против всех. Также для предотвращения переобучения использовалась регуляризация. Точность классификации составила: 58,95% для тренировочной выборки, 60,45% для валидационной и 61,45% для тестовой.

Метод опорных векторов также подразумевает применение подхода один против всех и регуляризации. Точность классификации составила: 96,21% для тренировочной выборки, 83,5% для валидационной и 82,19% для тестовой.

Последним примененным методом является нейронная сеть прямого распространения. Архитектура включает в себя входной слой, размер которого равен числу признаков, скрытый слой и выходной слой с 7 нейронами, отдельный для каждого класса. Выходные нейроны выдают число от 0 до 1, которое является вероятностью того, что пример принадлежит данному классу. Для выбора размера скрытого слоя была использована валидационная выборка. На рисунке 1.4 представлен график зависимости точности классификации от числа нейронов. Лучший вариант наблюдается при 128 нейронах скрытого слоя. Точность

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		22

классификации составила: 95,5% для тренировочной выборки, 92,1% для валидационной и 90,9% для тестовой. На рисунке 1.5 представлена столбчатая диаграмма точности классификации зависимости от метода. Таким образом, наибольшая тестовая точность была получена при использовании нейронной сети. Для определения дальнейших направлений увеличения точности полезно построить кривые обучения. Для их построения размер обучающей выборки постепенно увеличивается и записывается величина ошибки для тренировочной и валидационной выборки. На рисунке 1.6 представлен график кривых обучения.

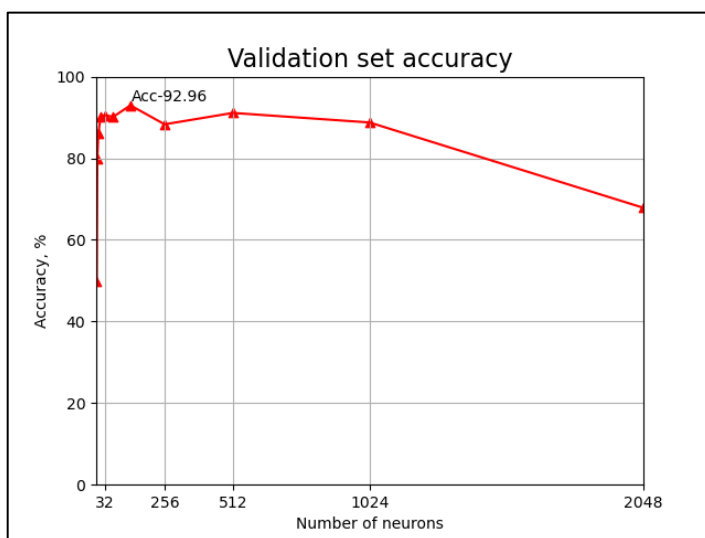


Рисунок 1.4 – График зависимости точности классификации от числа нейронов

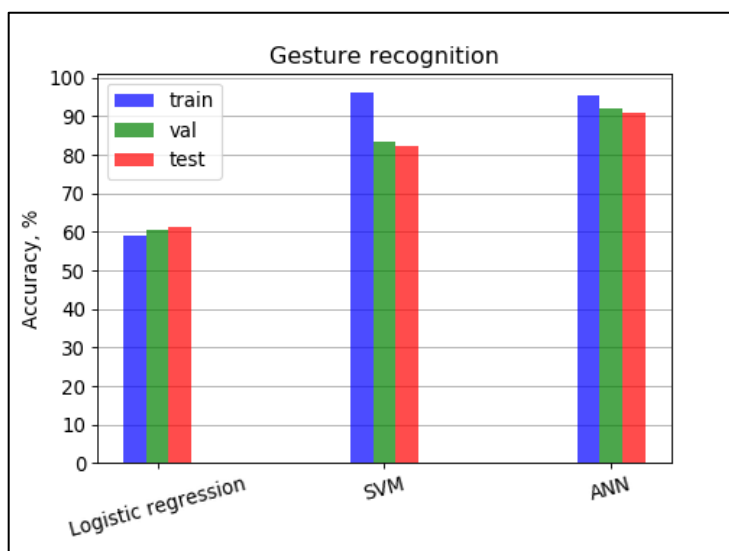


Рисунок 1.5 – Точность классификации зависимости от метода

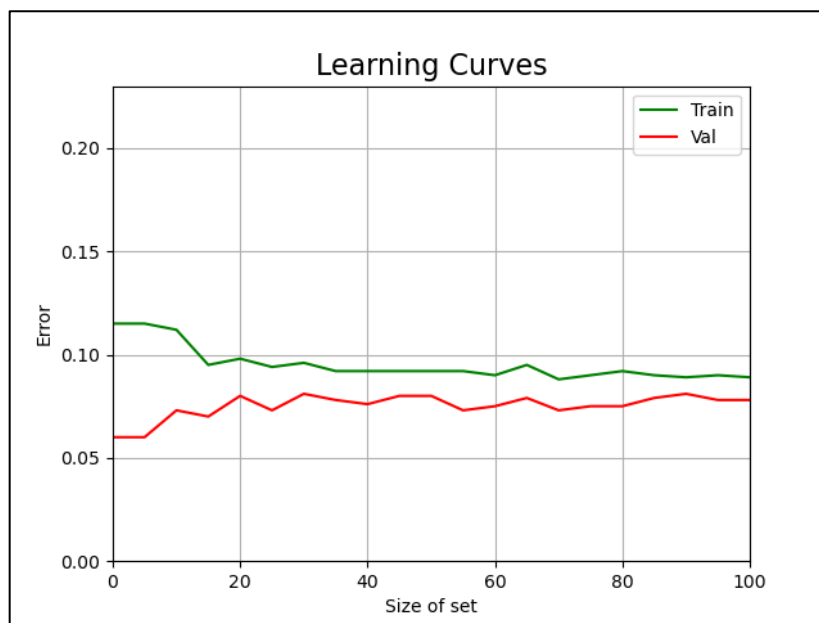


Рисунок 1.6. Кривые обучения

Как видно, после отметки в 40% величина ошибок перестает изменяться и разница между ними не существенна. Такая ситуация называется «low bias». В этом случае увеличение набора данных не принесет значимого увеличения точности. Среди путей увеличения точности выделяют следующие: извлечение дополнительных признаков, усложнение архитектуры сети, а также использование более сложных методов. Авторы рассматриваемого набора данных применяли метод опорных векторов, метод k-ближайших соседей и многослойную нейронную сеть [29]. Лучший результат также показала нейронная сеть. Была получена точность 95% при обучении и 92% при онлайн тестировании, что соответствует результатам, полученным в данной статье.

Таким образом, алгоритмы машинного обучения являются мощным инструментом для решения многих задач восстановительного лечения и функциональных тренировок. Проведенный анализ литературы позволил сформировать общую картину применения методов машинного на сегодняшний день. Разрабатываемая система пассивно-активной разработки кисти на роботизированном тренажере реализуется с использованием сигналов ЭМГ датчиков. Применение типовых методов классификации данных для данных ЭМГ показало достаточно высокую точность распознавания различных движений,

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
------	------	----------	---------	------

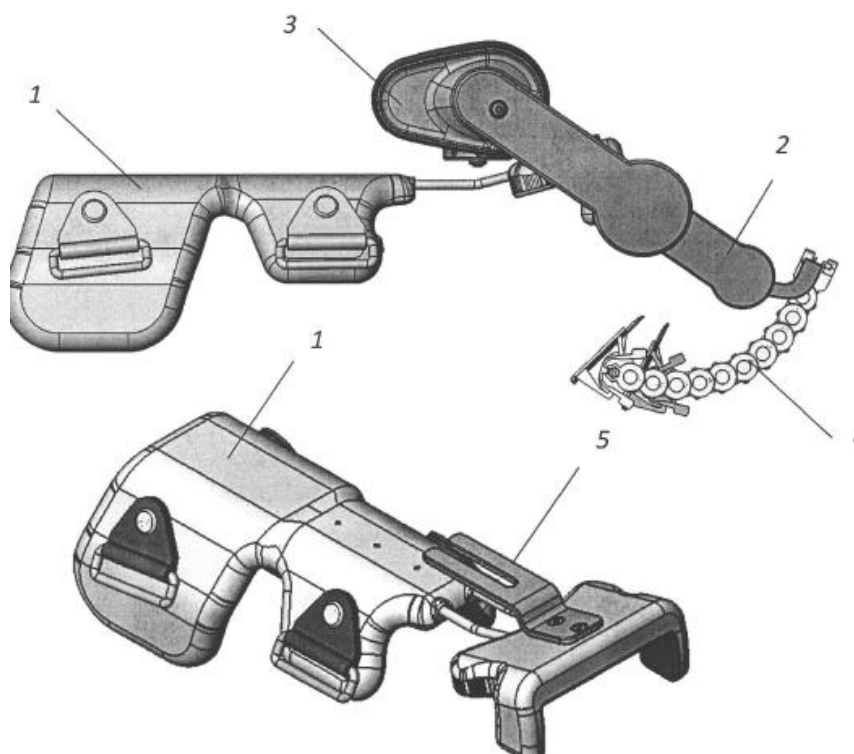
вплоть до 97%. Достигнутые показатели точности соразмерны наилучшим результатам иных исследователей в рассмотренной области. Вместе с тем, системы пассивно-активной разработки конечностей должны функционировать с особенно высокой степенью безопасности и бесперебойности. Это требует дальнейшего повышения точности классификации движений кисти с использованием более совершенных и точнее настроенных моделей на основе методов машинного обучения.

1.4 Патентный поиск

Тренажер для пальцев руки [30]

RU 177032U1, МПК: А63В 23/16;

Авторы: Чернецкий Максим Александрович, Елизаров Александр Владимирович



На рисунке 1.7 представлен тренажер для пальцев руки состоящий из Основания 1, 2, привода 3, средства для крепления пальцев 4 и направляющей 5.

Двигатель через первую зубчатую передачу передает крутящий момент на вал. С вала с помощью второй зубчатой передачи усиление передается на датчик, который определяет положение пальцев руки пациента в любой момент времени и не дает пальцам руки двигаться не по физиологическим траекториям.

Принцип работы датчика положения основан на эффекте Холла. Вал датчика вращает постоянный магнит внутри датчика и наводит напряжение Холла на датчик, который определяет положение пальцев руки пациента в любой момент времени и не дает пальцам руки двигаться не по физиологическим траекториям.

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

сенсор, который мгновенно преобразует величину напряжения в параметр угла поворота. С помощью группы шестерней, которые закреплены на каждой консоли и усилие передается с вала на рычаги, которые содержат шестерни. С помощью зубчатой передачи усилие с рычагов передается на рычаги, которые через ось передают усилие на средства для крепления пальцев, которые в свою очередь сгибают и затем разгибают пальцы по настроенной программе. Рычаги содержат шестерни.

Полезная модель относится к медицинской технике, в частности к тренажерам для восстановления подвижности парализованных или частично-парализованных пальцев руки после перенесенных сердечно-сосудистых заболеваний или травм и операций, затрагивающих кисть руки, и позволяет совершать пассивно естественные движения пальцами руки. Технический результат, получаемый при использовании заявляемой полезной модели, заключается в повышении эффективности восстановительной терапии, выражающейся в обеспечении сгибания пальцев руки, в том числе дистальной фаланги в полном объеме, в появлении возможности выбирать угол сгибания пальцев и скорость сгибания пальцев, а также устанавливать время задержки между сгибанием и разгибанием пальцев.

Тренажер для восстановления функциональной активности верхних и нижних конечностей[31]

RU 179661U1

A61H 1/02

Пустовалов Иван Алексеевич, Лебедева Джинна Ивановна,

Логинова Наталья Валерьевна, Туровина Елена Фаридовна

На рисунке 1.8 представлен общий вид тренажера, где 1 - основание тренажера, 2 - подвижная каретка, 3 - наклонная площадка подвижной каретки, 4 - пазы, служащие для установки необходимого угла наклона наклонной площадки, 5 - прорезиненный материал на поверхности подвижной каретки, 6 - фиксирующий ремень для кисти или ступни нижней конечности, 7 - эластичные

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		26

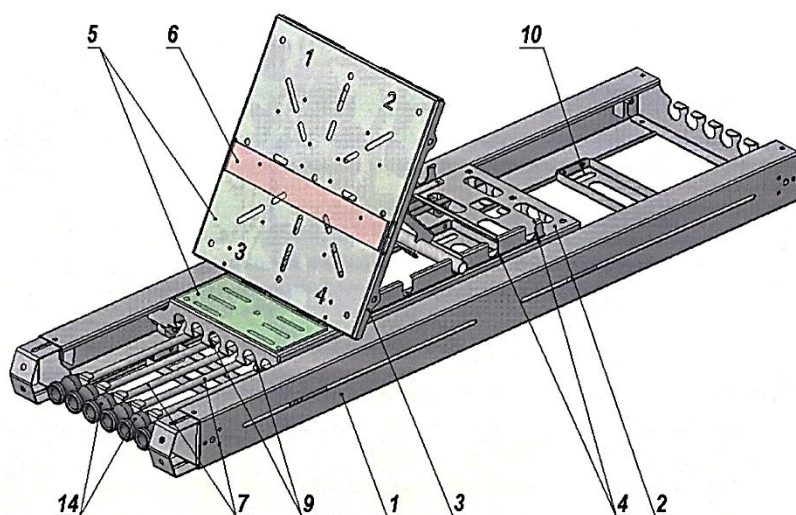


Рисунок 1.8 – Тренажер для восстановления функциональной активности верхних и нижних конечностей

съемные жгуты, 9 - передние отверстия подвижной каретки для эластичных съемных жгутов, 10 - пазы в основании тренажера, позволяющие фиксировать тренажер с помощью крепежных ремней к различным поверхностям в медицинских и домашних условиях, 14 - пластиковые втулки на передней поверхности основания тренажера.

Предложенный тренажер используют следующим образом: кисть или стопу фиксируют на поверхности подвижной каретки с помощью фиксирующего ремня (6) и осуществляют возвратно-поступательные движения конечности. В зависимости от физиологических возможностей пациента постепенно увеличивают нагрузку на конечность с помощью эластичных съемных жгутов, осуществляя разработку подвижности в суставах и восстановление функциональной активности мышц при выполнении комплекса физических упражнений. Разработку суставов проводят по 20 минут 3 раза в день в течение 14 дней.

Технический результат достигается тем, что различную физическую нагрузку на конечности осуществляют за счет использования различного количества эластичных съемных жгутов, позволяющих устранить контрактуры в суставах и восстановить функциональную активность мышц. Наличие прорезиненного материала и фиксирующего ремня на подвижной каретке обеспечивает надежную фиксацию конечности в тренажере, а установка определенного угла наклона наклонной площадки подвижной каретки создает удобство и комфортность в процессе восстановления функциональной активности

конечности, а функционирование подвижной каретки основано на принципе действия возвратно-поступательных механизмов. Наличие пазов в основании тренажера позволяет фиксировать тренажер с помощью крепежных ремней к различной поверхности в медицинских и домашних условиях.

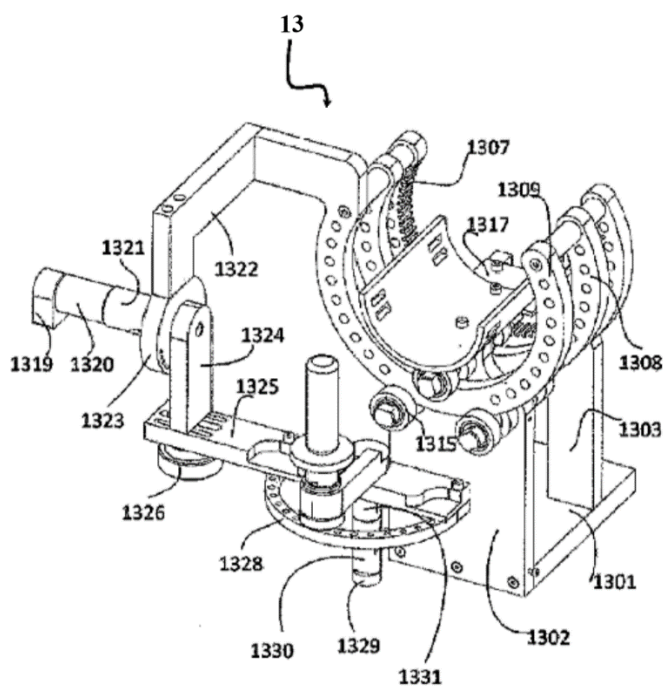
**Робот для проведения реабилитационных упражнений
верхних конечностей**

Upper limb therapeutic exercise robot [32]

WO 2015/041618 A3

A61H 1/02

Erhan Akdogan.



На рисунке 1.9 представлен общий вид робота для лечебной физкультуры, а конкретно роботизированной руки (13) предназначенной для выполнения терапевтических упражнений верхних конечностей. В устройстве присутствуют: датчик силы (1334), выполняющий биомеханические измерения, датчики положения (1306, 1319, 1329) и устройство электромиографии, выполняющее биологические измерения реакций человека, подвергающегося терапии.

Рисунок 1.9 - Робот для проведения реабилитационных упражнений верхних конечностей

Датчик силы (1334), датчики положения (1306, 13 19, 1329) и устройство ЭМГ, отправляют измеренные биомеханические и биологические реакции в блок управления, который реализует по меньшей мере одно из следующих действий:

- изменить скорость движения и / или интенсивность движения и / или количество повторений;

- дать предупреждение об изменении положения движения и / или типа движения и / или количества повторений движения и / или интенсивности движения;

- остановить движение с 3 степенями свободы для верхних конечностей, а также изучать и выполнять пассивные, активные вспомогательные, изотонические, изометрические и изокинетические упражнения и изотонические изометрические упражнения в том же режиме, что и терапевтические упражнения, а также физиотерапевтические движения.

Настоящее изобретение относится к области устройств для реабилитации поврежденных конечностей и, в частности, к устройствам для реабилитации поврежденных рук.

Тренажер для реабилитации лучезапястного сустава

Wrist joint rehabilitation training device [33]

CN 103110499 A

A61H 1/02

Ван Шэн Цзэ, Ван Юнси, Чжан Хуэй.

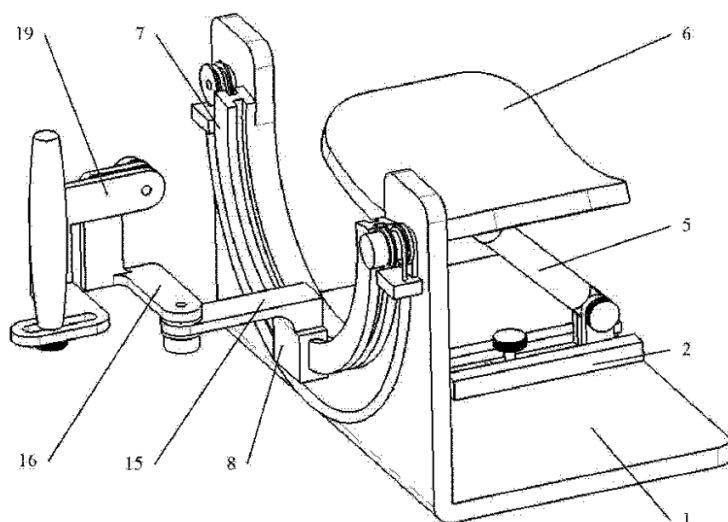


Рисунок 1.10 - Тренажер для реабилитации лучезапястного сустава

На рисунке 1.10 представлен общий вид тренажера для реабилитации лучезапястного сустава. Он состоит из L-образного основания 1 с круглым вырезом под руку, оснащенного желобом 2, по которому передвигается опора для предплечья 6 при помощи механизма 5. Наружная часть основания снабжена

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Лист

29

направляющей вращения 7, по рельсам которой передвигается ползун 8. Шарнирное соединение 15 одним концом крепится к ползуну 8, а другим – к поворотному рычагу 16, к которому, в свою очередь, крепится рукоять 19.

Устройства для реабилитации лучезапястного сустава состоит из двух частей, а именно из: исполнительного устройства для реабилитации и автономного устройства ввода. Устройство для реабилитации лучезапястного сустава имеет три степени свободы: вращения, качания и прогиба, может обеспечить все виды движения лучезапястного сустава, дает возможность терапевту контролировать запястье пациента, удобно проводить реабилитацию через устройство автономного ввода.

Настоящее изобретение относится к медицинской реабилитационной технике, в частности относится к устройствам для реабилитации лучезапястного сустава.

Большинство найденных в патентах решений схожи между собой по конструкции, а именно, прослеживается идея неподвижной фиксации предплечья в тренажере (если речь идет о статичном тренажере) или фиксации тренажера на предплечье/руке (если тренажер носимый), в то время как в области лучезапястного сустава находятся подвижные приводы, обеспечивающие терапевтические манипуляции по возвращению подвижности сустава или увеличению силы кисти. В большинстве случаев роботизированные тренажеры снабжены датчиками положения, усилия, перемещения и микроконтроллерами для автоматизированного управления процессом реабилитации и анализа поступивших с датчиков данных. Найденные решения можно разделить на статичные, стоящие или закрепляемые неподвижно на поверхности столешницы и, на носимые, закрепляемые на руке или теле человека как экзо-скелет. Преимуществом носимых решений по отношению к статичным является их компактность и, как следствие, отсутствие привязанности к медицинским учреждениям, таким образом, пациент может проходить реабилитацию в домашних условиях или в любом удобном для него месте.

1.5 Описание объекта исследования

Стоит отметить, что роботизированные медицинские устройства являются перспективным и современным решением, которое способно качественно улучшить процесс лечения и реабилитации, но при этом множество вопросов их применения остаются нерешенными. В связи с этим, для успешного внедрения рассматриваемых систем, были определены следующие направления развития:

– Повышение уровня подготовки медицинского персонала для правильного обращения с современным оборудованием. Кроме того, для выполнения задач лечения и реабилитации с использованием роботизированных тренажеров перспективно появление новых специальностей.

– Исследования, посвященные разработке новых комплексных программ восстановительного лечения. Как показывают исследования, роботизированные системы помогают достичь более высоких результатов в комплексе с традиционными методами лечения. Также системы, у которых воспроизводимые движения жестко детерминированы, не могут полностью восстановить двигательный навык, поэтому необходимо подробно рассмотреть вопрос воспроизведения более сложных движений.

– Проведение масштабных исследований процесса восстановления с использованием робототехнического оборудования для определения их эффективности и рассмотрения вопросов назначения роботизированной терапии в зависимости от диагноза.

– Создание систем сочетающих разные типы воздействия. Например, воспроизведение двигательной функции может сопровождаться с массажными манипуляциями.

Анализ восстановительных тренажеров позволил выявить необходимые функциональные характеристики рассматриваемого класса устройств. Функциональные были разделены на необходимые и оптимальные. К первым относятся:

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		31

– Воспроизводимое движение суставов должно отвечать анатомическим, физиологическим и биомеханическим требованиям;

– Тренажеры должны включать опору для руки, отвечающую требованиям эргономичности, устройством захвата кисти, а также должны быть приспособлены к дифференцируемым размерам конечности;

– Процесс разработки сустава должен настраиваться по времени, скорости и амплитуде движения;

– Тренажер должен обладать программным обеспечением с удобным интерфейсом для управления процессом тренировки.

Оптимальные функциональные характеристики могут сделать процесс восстановления более качественным, автономным, а также устранить человеческий фактор. К ним относятся:

– Наличие биологической обратной связи, благодаря которой процесс развития сустава будет регулироваться в зависимости от состояния пациента. Кроме того, биологическая обратная связь остановит процесс разработки сустава в случае возникновения болевого синдрома;

– Наличие диагностического блока для контроля состояния пациента и дальнейшего хранения и обработки этой информации. Имея диагностические данные за определенный период времени, можно более точно контролировать процесс реабилитации пациента, а также вносить необходимые коррективы в процесс лечения.

– Наличие мотивирующих тренировочных программ.

В рамках ВКР требуется разработать роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти, включающий в себя: эргономичный упор для фиксации руки, манипулятор для выполнения пассивных движений в лучезапястном суставе, блок сбора мышечной активности руки для обеспечения биоуправления. Воспроизводимое движение суставов должно отвечать анатомическим, физиологическим и биомеханическим требованиям. Процесс биоуправления должен обеспечиваться на основе классификации положений кисти методами машинного обучения. Информация о препятствиях и

необходимых траекториях движения поступает с верхнего уровня системы управления.

Целью применения биоуправления является осуществление полного контроля процесса разработки кисти лечащим врачом, без непосредственного контакта с пациентом. Такой подход может применяться для работы с пациентами, при взаимодействии с которыми можно заразиться какими-либо заболеваниями. Также возможно управление процессом разработки самим пациентом в комфортном ему режиме. Другим применением этой технологии является запись программ тренировок для последующего многократного использования. Кроме того, на основе сбора данных о мышечной активности можно производить анализ процесса восстановления и диагностировать двигательные отклонения.

Была разработана схема тренажера (рис 1.11). Данная схема отражает три вида воспроизводимых движений в лучезапястном суставе: сгибание-разгибание (ось q_1), отведение-приведение (ось q_2), пронация-супинация (ось q_3). Тренажер состоит из следующих основных элементов: 1 – основание с упором для руки, 2-4 – П-образные вращающиеся кронштейны, 5 – основание с упором для кисти.

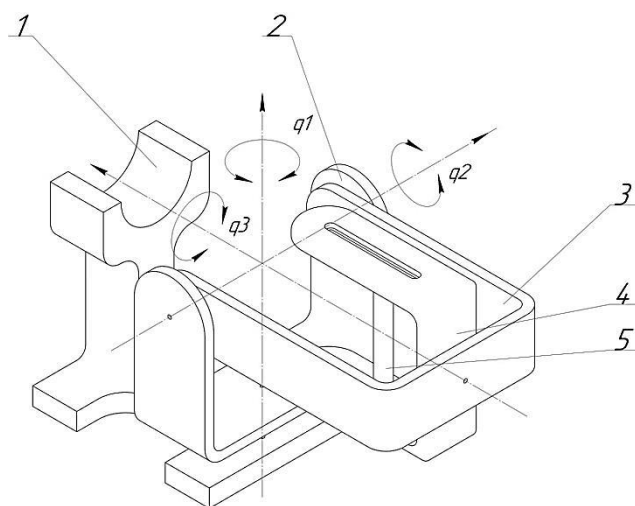


Рисунок 1.11 – Схема тренажера

В конструкторском разделе пояснительной записки представлен подбор комплектующих, выполнена конструкторская документация, а также выполнен проектировочный расчет элементов тренажера.

2 Конструкторский раздел

Используя схему тренажера, которая была предложена в аналитическом разделе, была разработана предварительная 3D-модель, которая включает в себя основные конструктивные элементы. При построении модели были заданы максимальные размеры кисти руки: длина – $L_{max} = 220$ мм, ширина $W_{max} = 130$ мм. Данная модель определяет внешний вид деталей устройства, а также габаритные размеры. 3D-модель тренажера представлена на рисунке 2.1.

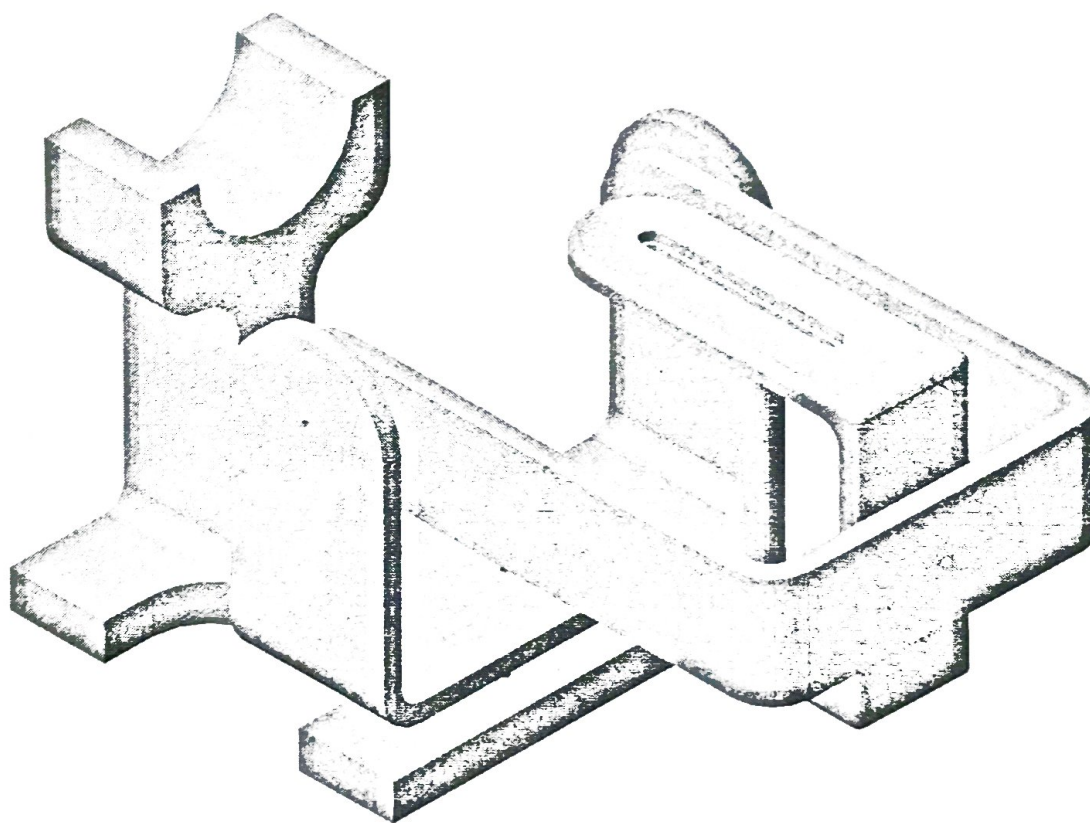


Рисунок 2.1 – Предварительная 3D-модель тренажера

Далее в работе представлены подобранные комплектующие с обоснованием их выбора. После этого будут доработаны детали конструкции в соответствии с присоединительными размерами комплектующих и выполнена соответствующая конструкторская документация.

					ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ			
Изм.	Лист	№ докум	Подпись	Дата	Конструкторский раздел	Лит.	Лист	Листов
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06			34	81
Провер.		Щутин Д.В.	<i>[Signature]</i>	26.06		ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м		
Реценз.								
Н. Контр.		Сытин А.В.	<i>[Signature]</i>	26.06				
Утверд.		Поляков Р.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06				

2.1 Выбор привода

Для конструкции роботизированной системы необходимо три привода, по одному на каждый тип выполняемого движения. Так как максимальный диапазон вращательного движения составляет менее 180° , то целесообразным является применение сервопривода с углом поворота 180° . Выбор привода выполним по максимально допустимому крутящему моменту из следующего условия:

$$T_{нагр} \leq T_{пр} \quad (2.1)$$

Крутящий момент от нагрузки зависит от максимальной массы кисти, которую должен поддерживать тренажер. По методике определения массы сегментов тела масса кисти человека массой 150 кг и ростом 250 см составляет 1 кг. Примем максимальную массу кисти равной $m_k = 1$ кг. Максимальная нагрузка будет наблюдаться на оси q2 согласно схема на рисунке 1.4. Помимо веса руки также действует сила тяжести от закреплённых деталей. Их общая масса, по предварительным расчетам, не превышает 0.6 кг, поэтому примем $m_0 = 0.6$ кг. Центр масс деталей находится на расстоянии $l = 0.16$ м. Найдем крутящий момент по следующей формуле:

$$T_{нагр} = m_k \cdot g \cdot \frac{L_{max}}{2} + m_0 \cdot g \cdot l \quad (2.2)$$

$$T_{нагр} = 1 \cdot 9.8 \cdot \frac{0,220}{2} + 0.5 \cdot 9.8 \cdot 0.16 = 1.8620 \text{ Н} \cdot \text{м}$$

Выберем сервопривод JX PDI-5521MG 20KG с $T_{пр} = 2$ Н·м (рис 2.2).



Рисунок 2.2 – Сервопривод JX PDI-5521MG 20KG

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		35

В таблице 2.1 представлены параметры выбранного привода. Условие (2.1) также выполняется в случае, если при расчёте дополнительно учитывается масса сервопривода.

Таблица 2.1 – Параметры сервопривода LD-1501MG-17KG-180°

Напряжение, В	6
Рабочий ток, А	1
Ток покоя, мА	30
Угол поворота	180°
Крутящий момент, Н·м	2
Угловая скорость, рад/с	6.54
Масса, кг	0.06

2.2 Расчет зубчатых передач сервопривода

Выбранный сервопривод имеет встроенный четырехступенчатый зубчатый редуктор, изображенный на рисунке 2.3.



Рисунок 2.3 – Редуктор сервопривода

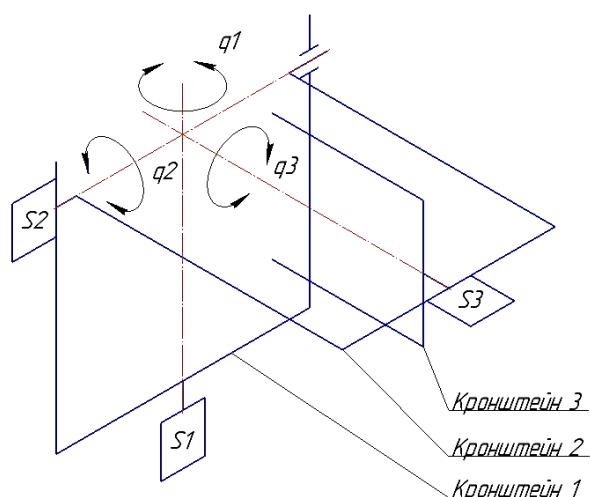
В таблице 2.2 представлены параметры передачи.

Таблица 2.2 – Параметры редуктора

№ ступени	Кол-во зубьев шестерни	Кол-во зубьев колеса	Передаточное отношение
1	18	44	2.44
2	9	48	5.33
3	10	33	3.3
4	11	36	3.27

Далее была составлена кинематическая схема тренажера, а также входящего в него сервопривода (рис 2.4).

Кинематическая схема тренажера



Кинематическая схема сервоприводов S1-3

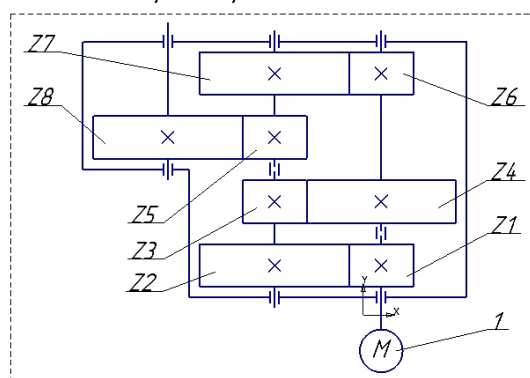


Рисунок 2.4 – Кинематическая схема тренажера

Зная передаточное отношение ступеней редуктора, произведем кинематический расчет редуктора, для этого используем следующие формулы:

$$N_n = \frac{N_{n+1}}{\eta}, \quad (2.3)$$

$$\omega_n = \omega_{n+1} \cdot u, \quad (2.4)$$

$$T_n = \frac{N_n}{\omega_n}, \quad (2.5)$$

$$n_n = n_{n+1} \cdot u, \quad (2.6)$$

где N – мощность;
 ω – угловая скорость;
 T – крутящий момент;
 n – частота вращения;
 u – передаточное отношение;
 η – КПД.

Произведем расчет, начиная с выходного вала:

1) Пятый вал (исполнительное устройство)

$$N_5 = 13.2 \text{ (Вт)}$$

$$\omega_5 = 6.54 \text{ (рад/с)}$$

$$T_5 = 2 \text{ (Н·м)}$$

$$n_5 = 62.45 \text{ (об/мин)}$$

$$\eta_{4-5} = \eta_{нк} \cdot \eta_{зн} = 0.99 \cdot 0.97 = 0.96$$

2) Четвертый вал (промежуточный вал редуктора)

$$N_4 = \frac{N_5}{\eta_{4-5}} = \frac{13.2}{0.96} = 13.8 \text{ (Вт)}$$

$$\omega_4 = \omega_5 \cdot u_{4см} = 6.54 \cdot 3.27 = 21.39 \text{ (рад/с)}$$

$$T_4 = \frac{N_4}{\omega_4} = 0.62 \text{ (Н·м)}$$

$$n_4 = n_5 \cdot u_{4см} = 62.45 \cdot 3.27 = 204.21 \text{ (об/мин)}$$

$$\eta_{3-4} = \eta_{нк} \cdot \eta_{зн} = 0.99 \cdot 0.97 = 0.96$$

3) Третий вал (промежуточный вал редуктора)

$$N_3 = \frac{N_4}{\eta_{3-4}} = \frac{13.8}{0.96} = 14.33 \text{ (Вт)}$$

$$\omega_3 = \omega_4 \cdot u_{3см} = 21.39 \cdot 3.3 = 70.57 \text{ (рад/с)}$$

$$T_3 = \frac{N_3}{\omega_3} = 0.21 \text{ (Н·м)}$$

$$n_3 = n_4 \cdot u_{3см} = 204.21 \cdot 3.3 = 673.9 \text{ (об/мин)}$$

$$\eta_{2-3} = \eta_{нк} \cdot \eta_{зн} = 0.99 \cdot 0.97 = 0.96$$

4) Второй вал вал (промежуточный вал редуктора)

$$N_2 = \frac{N_3}{\eta_{2-3}} = \frac{14.33}{0.96} = 14.77 \text{ (Вт)}$$

$$\omega_2 = \omega_3 \cdot u_{2cm} = 70.57 \cdot 5.33 = 376.15 \text{ (рад/с)}$$

$$T_2 = \frac{N_2}{\omega_2} = 0.038 \text{ (Н·м)}$$

$$n_2 = n_3 \cdot u_{2cm} = 673.9 \cdot 5.33 = 3591.9 \text{ (об/мин)}$$

$$\eta_{1-2} = \eta_{нк} \cdot \eta_{1cm} = 0.99 \cdot 0.97 = 0.96$$

5) Первый вал (быстроходный вал редуктора)

$$N_1 = \frac{N_2}{\eta_{1-2}} = \frac{14.77}{0.96} = 15 \text{ (Вт)}$$

$$\omega_1 = \omega_2 \cdot u_{1cm} = 376.15 \cdot 2.44 = 917.82 \text{ (рад/с)}$$

$$T_1 = \frac{N_1}{\omega_1} = 0.015 \text{ (Н·м)}$$

$$n_1 = n_2 \cdot u_{1cm} = 3591.9 \cdot 2.44 = 8764.2 \text{ (об/мин)}$$

Таблица 2.3 – Результаты расчета кинематических и энергетических параметров привода

Параметры	Обозначения	Размерность	Валы				
			1	2	3	4	5
Мощность	N	Вт	15	14.77	14.33	13.8	13.2
Крутящий момент	T	Н·м	0.015	0.038	0.21	0.62	2
Обороты	n	об/мин	8764.2	3591.9	673.9	204.21	62.45
Угловая скорость	ω	рад/с	917.82	376.15	70.57	21.39	6.54
Передаточное отношение	u	---	2.44	5.33	3.3	3.27	

Далее по рассчитанным данным произведем проектировочный и проверочный расчет зубчатых передач. Материал зубчатых колес – высокопрочный сплав алюминия с цинком, магнием и медью В95. Расчет выполнялся согласно методике, изложенной в [34]. Для упрощения расчета использовалась среда Matlab с 30-дневной временной лицензией. В качестве входных данных используются: передаточное отношение, крутящий момент на выходе, обороты на выходе, а также дополнительные параметры: межосевое расстояние, ширина колес, модуль. Листинг программы представлен в приложении Б. Результаты расчета представлены на рисунках 2.5, 2.6, 2.7, 2.8.

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
Введите передаточное отношение u = 2.44
Введите крутящий момент на выходе (Н*м) T = 0.038
Введите обороты на выходе (об/мин) n_out = 3591.9
Хотите ли ввести дополнительные параметры ? (1 - да, 2 - нет) - 1
Введите межосевое расстояние (мм) a = 10
Введите ширину колес (мм) b_w = 3
Введите модуль (мм) m = 0.33

Межосевое расстояние      a = 10.230 мм
Модуль                    m = 0.330 мм

Параметр                  Шестерня    Колесо
Делительный диаметр (мм) 5.940      14.520
Основной диаметр (мм)    5.582      13.644
Начальный диаметр (мм)  5.940      14.520
Диаметр вершин (мм)     6.600      15.180
Диаметр впадин (мм)     5.115      13.695
Высота зуба (мм)        0.743      0.743
Ширина колеса (мм)      3.150      2.850
Кол-во зубьев (мм)     18.000     44.000

Допускаемые контактные напряжения [sigma_h] = 409.091 МПа
Действующие контактные напряжения sigma_h = 60.391 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений

Допускаемые изгибающие напряжения [sigma_f] = 257.143 МПа
Действующие изгибающие напряжения sigma_f = 23.378 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений
fx >>

```

Рисунок 2.5 – Расчет 1 ступени

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
Введите передаточное отношение u = 5.33
Введите крутящий момент на выходе (Н*м) T = 0.21
Введите обороты на выходе (об/мин) n_out = 673.9
Хотите ли ввести дополнительные параметры ? (1 - да, 2 - нет) - 1
Введите межосевое расстояние (мм) a = 10.23
Введите ширину колес (мм) b_w = 3.2
Введите модуль (мм) m = 0.36

Межосевое расстояние      a = 10.260 мм
Модуль                    m = 0.360 мм

Параметр                  Шестерня    Колесо
Делительный диаметр (мм) 3.240      17.280
Основной диаметр (мм)    3.045      16.238
Начальный диаметр (мм)  3.240      17.280
Диаметр вершин (мм)     3.960      18.000
Диаметр впадин (мм)     2.340      16.380
Высота зуба (мм)        0.810      0.810
Ширина колеса (мм)      3.360      3.040
Кол-во зубьев (мм)     9.000      48.000

Допускаемые контактные напряжения [sigma_h] = 409.091 МПа
Действующие контактные напряжения sigma_h = 161.618 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений

Допускаемые изгибающие напряжения [sigma_f] = 257.143 МПа
Действующие изгибающие напряжения sigma_f = 93.181 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений
fx >>

```

Рисунок 2.6 – Расчет 2 ступени

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
Введите передаточное отношение u = 3.3
Введите крутящий момент на выходе (Н*м) T = 0.62
Введите обороты на выходе (об/мин) n_out = 204.21
Хотите ли ввести дополнительные параметры ? (1 - да, 2 - нет) - 1
Введите межосевое расстояние (мм) a = 10.23
Введите ширину колес (мм) b_w = 5
Введите модуль (мм) m = 0.49

Межосевое расстояние      a = 10.535 мм
Модуль                    m = 0.490 мм

Параметр                  Шестерня    Колесо
Делительный диаметр (мм) 4.900      16.170
Основной диаметр (мм)    4.604      15.195
Начальный диаметр (мм)  4.900      16.170
Диаметр вершин (мм)     5.880      17.150
Диаметр впадин (мм)     3.675      14.945
Высота зуба (мм)        1.103      1.103
Ширина колеса (мм)      5.250      4.750
Кол-во зубьев (мм)     10.000     33.000

Допускаемые контактные напряжения [sigma_h] = 409.091 МПа
Действующие контактные напряжения sigma_h = 191.219 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений

Допускаемые изгибающие напряжения [sigma_f] = 257.143 МПа
Действующие изгибающие напряжения sigma_f = 138.149 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений
fx >> |

```

Рисунок 2.7 – Расчет 3 ступени

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
Введите передаточное отношение u = 3.27
Введите крутящий момент на выходе (Н*м) T = 2
Введите обороты на выходе (об/мин) n_out = 62.45
Хотите ли ввести дополнительные параметры ? (1 - да, 2 - нет) - 1
Введите межосевое расстояние (мм) a = 12
Введите ширину колес (мм) b_w = 7
Введите модуль (мм) m = 0.52

Межосевое расстояние      a = 12.220 мм
Модуль                    m = 0.520 мм

Параметр                  Шестерня   Колесо
Делительный диаметр (мм) 5.720      18.720
Основной диаметр (мм)    5.375      17.591
Начальный диаметр (мм)  5.720      18.720
Диаметр вершин (мм)     6.760      19.760
Диаметр впадин (мм)     4.420      17.420
Высота зуба (мм)        1.170      1.170
Ширина колеса (мм)       7.350      6.650
Кол-во зубьев (мм)      11.000     36.000

Допускаемые контактные напряжения [sigma_h] = 567.447 МПа
Действующие контактные напряжения sigma_h = 249.969 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений

Допускаемые изгибающие напряжения [sigma_f] = 262.805 МПа
Действующие изгибающие напряжения sigma_f = 259.309 МПа
Напряжения не превышают допустимых значений
fx >> |

```

Рисунок 2.8 – Расчет 4 ступени

2.3 Проектирование деталей

Для деталей, представленных на 3D модели, необходимо проработать места для крепления сервоприводов, установки подшипников, а также методы крепления оси сервопривода к деталям. Конструкция обладает 3 степенями свободы, при этом для унификации для каждой из них выбран один и тот же сервопривод. Таким образом, отверстия для крепления приводов на разных деталях будут выполнены на одинаковом расстоянии. На рисунке 2.9 представлена схема отверстий для крепления сервопривода.

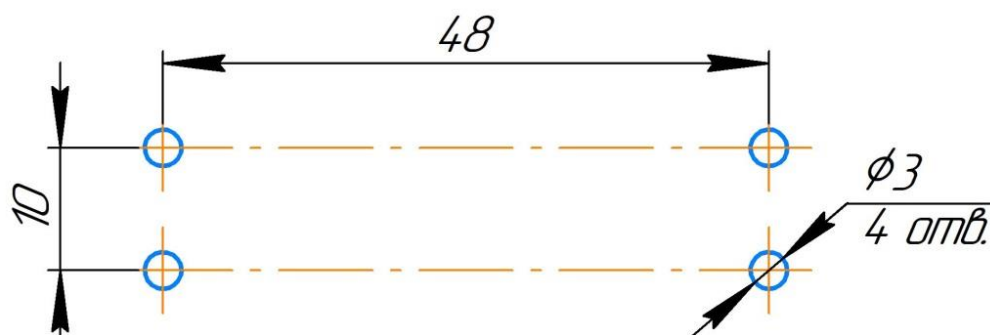


Рисунок 2.9 – Схема отверстий для крепления сервопривода

На рисунке 2.10 представлена схема сервопривода с основными посадочными размерами.

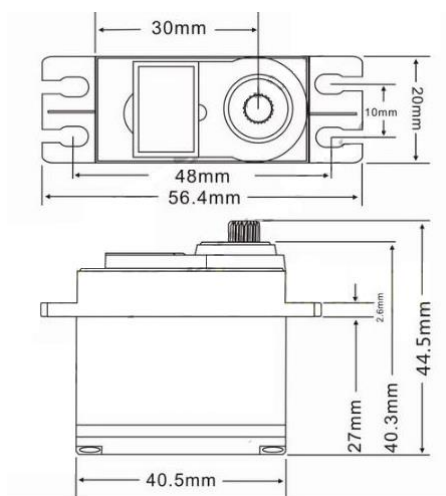


Рисунок 2.10 – Схема сервопривода

При относительном вращении кронштейнов вокруг оси q_2 возникает 2 точки опоры: с одной стороны роль опоры будет выполнять подшипник сервопривода (на одном кронштейне закрепляется сервопривод, а другой соединяется с валом с помощью соединительного диска), а с другой стороны необходимо монтировать дополнительный подшипник для относительного вращения кронштейнов. В этом случае на один кронштейн болтовым соединением крепится подшипник, а в другом делается отверстие для посадки с натягом на внешнее кольцо подшипника. Такие опоры распространены в манипуляторах с использованием сервоприводов, поэтому в разрабатываемой конструкции будет целесообразно применить рассмотренный вариант создания опоры. Подобное соединение показано на рисунке 2.11.

										Лист
										43
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата	ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ					



Рисунок 2.11 – Конструкция, обеспечивающая вращение кронштейна

Зная способы соединения, а также посадочные размеры можно выполнить доработку деталей конструкции тренажера. На рисунке 2.12 представлена 3D-модель тренажера с выполненными соединительными узлами.

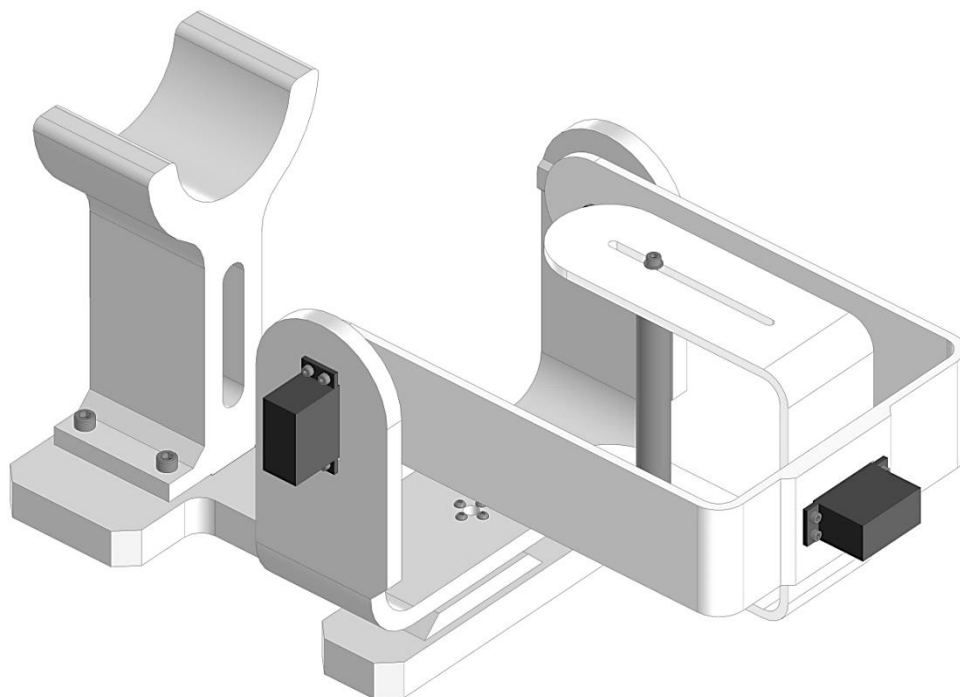


Рисунок 2.12 – 3D-модель тренажера

В приложении А представлена конструкторская документация на разработанные детали. Изготовление деталей должно быть выполнено на 3D-принтере, а необходимые отверстия будут получены путем сверления. Далее в технико-экономическом разделе будет выполнен расчет себестоимости полученной конструкции тренажера.

2.4 Подбор комплектующих системы управления

Для управления компонентами роботизированного тренажера необходимо выбрать контроллер. Так как в рамках дипломного проекта создается прототип устройства, то имеет смысл использовать наиболее экономный вариант. Наиболее популярным выбором для учебных проектов является плата Arduino UNO (рисунок 2.13). В ее основе лежит чип ATmega – в последней ревизии – это ATmega328. Среди различных исполнений контроллеров от данного производителя Arduino Uno является наиболее удобным вариантом: он обладает компактным размером, доступностью, большим количеством бесплатных уроков, библиотек и сектчей. Плата имеет 14 цифровых вход/выходов (6 из которых могут использоваться как выходы широтно-импульсной модуляции), 6 аналоговых входов, кварцевый генератор 16 МГц, разъем USB, силовой разъем, разъем ICSP и кнопку перезагрузки. Для включения платы необходимо ее подключить к компьютеру с помощью кабеля USB, либо подать питание при помощи адаптера AC/DC или батареи [35].

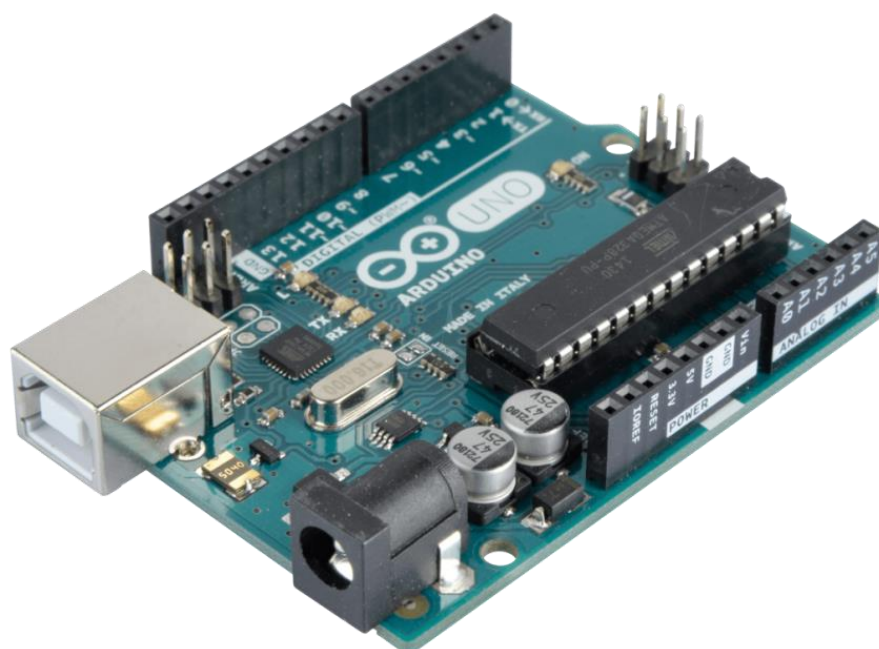


Рисунок 2.13 – Arduino UNO

В таблице 2.4 представлены технические характеристики платы Arduino UNO

									Лист
									45
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата					

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Таблица 2.4 – Технические характеристики платы Arduino UNO

Микроконтроллер	ATmega328
Напряжение	5В
Напряжение питания (желательное)	7-12В
Напряжение питания (допустимое)	6-20В
Цифровые входы/выходы	14
Аналоговые входы	6
Максимальный ток одного вывода	40 мА
Максимальный выходной ток вывода 3.3V	50 мА
Flash-память	32 КБ
SRAM	2 КБ
EEPROM	1 КБ

Так как прототип является опытным образцом, то для соединения компонентов системы будет использоваться безопасная макетная плата и соединительные провода (рисунок 2.14).



Рисунок 2.14 – Комплект для соединения компонентов системы

Для питания сервоприводов требуется источник питания напряжением от 4.8 до 6 Вольт. Поэтому целесообразно использовать комплект аккумуляторов типоразмера AA. Был выбран аккумулятор NiMH Beston (рисунок 2.15), который обладает емкостью 1200 мАч и напряжением 1.2. Число циклов заряда/разряда - не менее 1000 раз.



Рисунок 2.15 – Аккумулятор NiMH Beston

Для суммирования напряжения батарей необходимо осуществить их последовательное соединение. Для этого будет использоваться блок для 5 аккумуляторов типоразмера AA (рисунок 2.16).

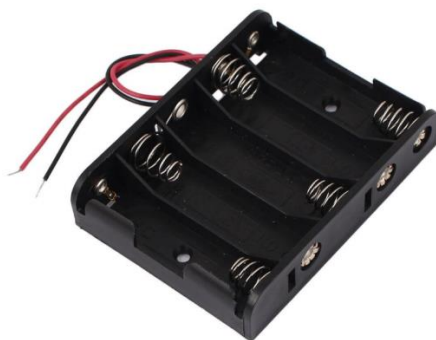


Рисунок 2.16 – Блок для 5 AA

Для питания платы Arduino UNO будет использоваться литий-ионный аккумулятор «крона» от фирмы Soshine емкостью 650 мАч (рисунок 2.17).



Рисунок 2.17 – Литий-ионный аккумулятор «крона» от фирмы Soshine

Для зарядки аккумуляторов требуется зарядное устройство. Было выбрано зарядное устройство SC-Z23 (рисунок 2.18) со встроенной защитной схемой, который осуществляет процесс зарядки таких аккумуляторов как: крона, АА, ААА.



Рисунок 2.18 – Зарядное устройство SC-Z23

В данной работе необходимо классифицировать положение кисти. Для этих целей планируется использовать модуль MYO v1.2 (рисунок 2.19) для создания устройств, работающих на основе регистрации ЭМГ сигналов.



Рисунок 2.19 – Модуль MYO v1.2

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Модуль MYO v1.2 осуществляет регистрацию электромиограммы (ЭМГ). Модуль обладает встроенной системой усиления и фильтрации сигнала. Оснащен регулируемым усилителем, который позволяет устанавливать наиболее оптимальные параметры для датчика в рамках решаемой задачи.[36]

Модуль обладает всем необходимым для регистрации и передачи сигнала на внешние устройства:

- Коммутируется с микроконтроллерами семейств Arduino, STM32, Teensy и др.
 - Разработано ПО для взаимодействия с модулем и визуализации сигналов (Python, Matlab)
 - Позволяет использовать высококачественный сигнал, котрый формируется сокращениями мышц.
 - Осуществлена программная регулировка коэффициента усиления сигнала.
- В таблице 2.5 представлены технические характеристики модуля MYO v1.2.

Таблица 2.5 – Технические характеристики модуля MYO v1.2

Размер модуля	45.0x17.0x9.0
Размеры сканирующих электродов	10x10 мм, опорный электрод 10x5 мм
Диапазон напряжения питания	4.5 – 5.5 V
Ток потребления	3 mA
Выходной сигнал	аналоговый
Аналоговые входы	6
OUT3.3V	0 – 3.3 V
OUT5V	0 – 5 V
Базовый коэффициент усиления равен	500 V/V
Диапазон пропускаемых частот	8-100 Гц
Материал электродов	нержавеющая сталь
контакт с кожей	Сухой
электроды	Многоразовые
Интерфейс подключения	SPI

При использовании модуль MYO v1.2 Arduino к компьютеру стоит подключать через гальваническую развязку (рисунок 2.20), либо отключить компьютер от сети. При подключении к компьютеру, включенному в сеть, сигнал может ухудшиться — появится помеха в 50 Гц. Также в результате скачка напряжения в сети или прочих обстоятельств, USB порт Arduino может пробить и есть опасность получить удар током.



Рисунок 2.20 – Гальваническая развязка

На рисунке 2.21 представлена схема подключения MYO 1.2.

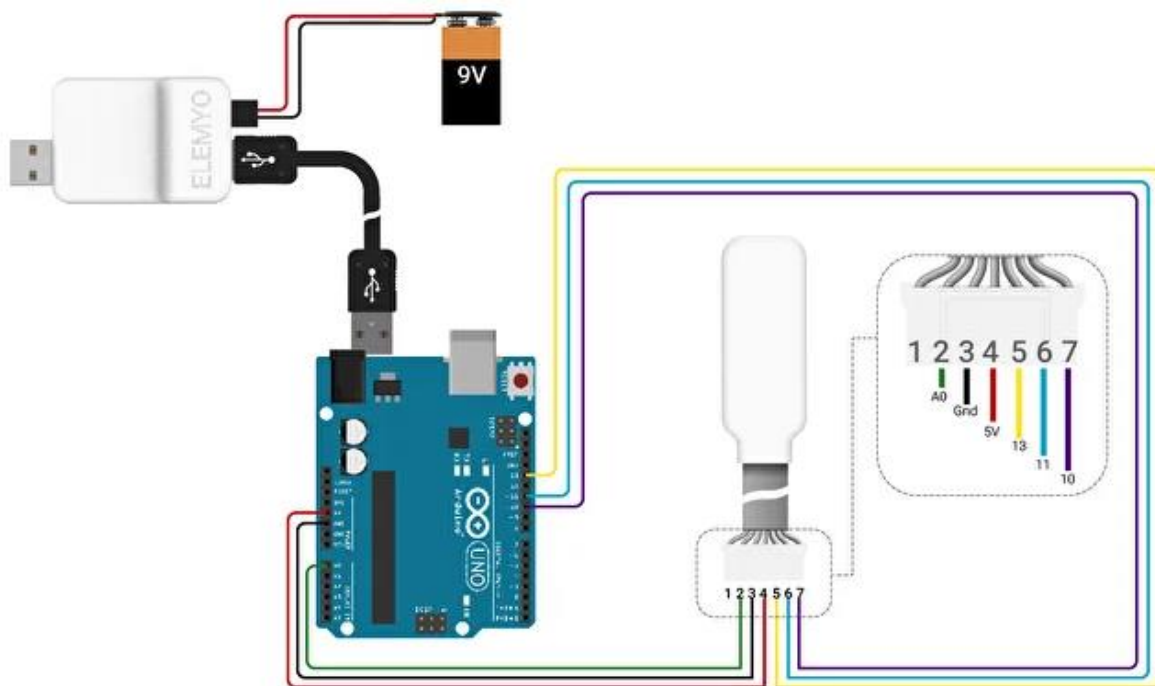


Рисунок 2.21 – Схема подключения MYO 1.2

Подключение модуля MYO 1.2 осуществляется через протокол передачи данных SPI. Модуль имеет 7 выводов: OUT3_3V - вывод 0 - 3.3 В; OUT5V - вывод 0 — 5 В; GND — земля; VCC — контакт для питания микросхем; SCK — линия

данных SPIC, передает тактовый сигнал для ведомых устройств; SI — линия данных SPI, передает данные от ведущего устройства ведомому; SC - линия данных SPI, выбор микросхемы, выбор ведомого. Если планируется управлять усилением нескольких датчиков по отдельности, то выводы CS каждого датчика должны быть подключены к отдельным выводам Arduino. Если планируется задавать одинаковый коэффициент усиления всем датчикам, то выводы CS каждого датчика можно подключить к одному общему выводу Arduino. Выводы SCLK подключаются к выводу 13, выводы SI к выводу 11. Полная информация о данном устройстве представлена в даташите [37].

Принципиальная электрическая схема роботизированного тренажера представлена в приложении В.

2.5 Структурно-функциональная схема

Для тренажера была разработана структурно-функциональная схема, изображенная на рисунке 2.22.

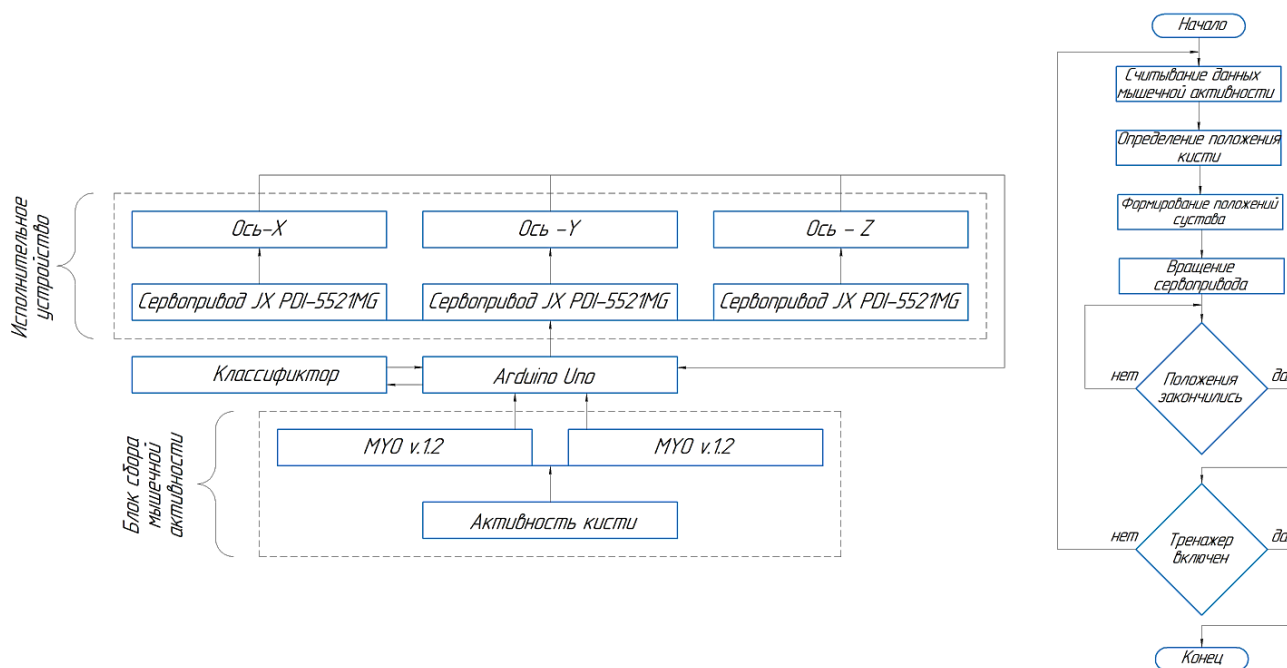


Рисунок 2.22 – Структурно-функциональная схема

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
------	------	----------	---------	------

Работа системы основана на регистрации мышечных сигналов руки. Данные сигналы считываются с помощью миографических датчиков и передаются на контроллер. Далее осуществляется классификация положения кисти, с помощью алгоритма реализованного на контроллере, либо на стороннем оборудовании (ПК). Далее контроллер формирует промежуточных положений сервоприводов между текущим и предыдущим положением кисти и с заданным шагом по времени передает управляющие воздействия на сервопривод. Положения сервоприводов соответствуют положениям осей тренажера и разрабатываемой кисти. Когда все положения заканчиваются, процесс повторяется заново. Структурно-функциональная схема представлена в приложении Г.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		52

3 Математическое моделирование

3.1 Динамическая модель

Для анализа работы тренажера составим динамическую модель на основе уравнения Лагранжа 2-го рода. Такая модель позволит выявить математическую зависимость между динамическими параметрами привода и перемещаемой массы.

На рисунке 3.1 представлена расчетная схема тренажера, где S_1, S_2, S_3 – приводы, q_1, q_2, q_3 – обобщенные координаты, M_1, M_2, M_3 – моменты приводов, F_1, F_2 – силы тяжести, l_1, l_2 – плечи сил F_1, F_2 .

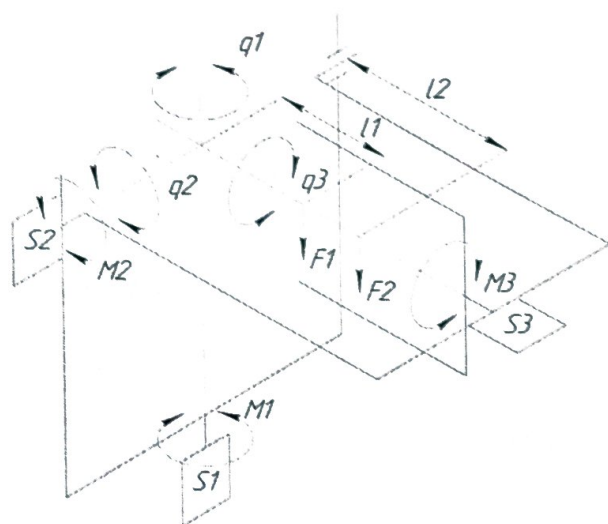


Рисунок 3.1 – Расчетная схема

Каждая ось тренажера представляет собой голономную механическую систему, для которой уравнения Лагранжа 2-го рода [38] будут выглядеть следующим образом:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T_i}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial T_i}{\partial q_i} = Q_i \quad (3.1)$$

где T – кинетическая энергия;

Q – обобщенная сила.

<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>				
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Signature]</i>	25.06
Провер.		Щитин Д.В.	<i>[Signature]</i>	26.06
Реценз.				
Н. Контр.		Сытин А.В.	<i>[Signature]</i>	22.06
Утверд.		Поляков Р.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06
Математическое моделирование			Лист	Лист
				55
			81	
ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-М				

В общем виде кинетическая энергия [38] находится по следующей формуле:

$$T = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n m_i \cdot \dot{q}_i^2 \quad (3.2)$$

Для нахождения кинетической энергии системы воспользуемся формулой 3.3:

$$T_i = \frac{1}{2} J_i \cdot \dot{q}_i^2 \quad (3.3)$$

Далее найдем производные:

$$\begin{aligned} \frac{\partial T_i}{\partial \dot{q}_i} &= J_i \cdot \dot{q}_i; \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T_i}{\partial \dot{q}_i} \right) &= J_i \cdot \ddot{q}_i; \\ \frac{\partial T_i}{\partial q_i} &= 0. \end{aligned} \quad (3.4)$$

Далее определяем обобщенную силу. Для определения обобщенной силы Q сообщим системе возможное перемещение δq_i за счет приращения координаты q_i и найдем на этом перемещении сумму элементарных работ всех сил [38]:

$$\begin{aligned} Q_1 &= \frac{(\sum \delta A_k) \delta q_1 \neq 0, \delta q_2 = 0 \delta q_3 = 0}{\delta q_1} = M_1; \\ Q_2 &= \frac{(\sum \delta A_k) \delta q_2 \neq 0, \delta q_1 = 0 \delta q_3 = 0}{\delta q_2} = M_2 + (F_1 l_1 + F_2 l_2) \cos(q_2); \\ Q_3 &= \frac{(\sum \delta A_k) \delta q_3 \neq 0, \delta q_1 = 0 \delta q_2 = 0}{\delta q_3} = M_3. \end{aligned} \quad (3.5)$$

Подставив (3.4) и (3.5) в (3.1), получим уравнения Лагранжа 2-го рода в обобщенных координатах:

$$\begin{aligned} J_1 \cdot \ddot{q}_3 &= M_3; \\ J_2 \cdot \ddot{q}_2 &= M_2 + (F_1 l_1 + F_2 l_2) \cos(q_2); \\ J_3 \cdot \ddot{q}_3 &= M_3. \end{aligned} \quad (3.6)$$

Таким образом, получив уравнения динамики тренажера можно провести исследования на математической модели.

3.2 Метод решения уравнений динамики и результаты численных экспериментов

При построении динамической модели примем следующие допущения:

- Трение не учитывается;
- Каждая ось рассматривается отдельно;
- Не учитывается погрешность в изготовлении деталей;
- Не учитывается сопротивление движению в суставе;
- Инерционные характеристики взяты для максимально допустимой нагрузки.

Исходные данные:

$J_1 = 0.0385 \text{ кг/м}^2$, $J_2 = 0.0325 \text{ кг/м}^2$, $J_3 = 0.0021 \text{ кг/м}^2$ – моменты инерции;

$m_1 = 1 \text{ кг}$ – масса нагрузки;

$m_2 = 0.5 \text{ кг}$ – масса второй оси;

$l_1 = 0.11 \text{ м}$ – плечо силы F_1 ;

$l_2 = 0.16 \text{ м}$ – плечо силы F_2 ;

$T = 2 \text{ Н*м}$ – крутящий момент привода;

$N=10000$ – количество расчетных точек;

$q_1(0) = 0$, $q_2(0) = -\pi/4$, $\dot{q}_1(0) = 0$, $\omega_1(0) = 0$, $\omega_2(0) = 0$, $\dot{\omega}_1(0) = 0$ – начальные условия.

Наиболее часто используемым на практике рекурсивным методом решения ОДУ является метод Рунге-Кутты и его модификации [39]. Основная идея метода заключается в замене искомого решения несколькими членами разложения в ряд Тейлора.

Алгоритм расчета:

1. Определить шаг h по времени t : $h = T/N$, где N - количество шагов;
2. Задать матрицу t ;
3. Задать матрицу с начальными условиями X_0 ;

4. Вычисление коэффициентов k для каждой неизвестной, используя начальные условия;

5. Вычислить приращение Δx для каждого неизвестного;

6. Вычислить значения неизвестных x и записать их в матрицу-столбец;

7. Повторить шаги 4-6 пока не будет достигнута последняя расчетная точка.

Для расчета была использована среда Matlab. Листинг кода представлен в приложении Д.

Полученный результат приведен для $N=10^5$ расчетных точек, т.к. начиная с такого разбиения, решение сходится с точностью до третьего знака.

На рисунках 3.2, 3.3 и 3.4 представлены соответствующие результаты расчетов обобщенных координат, скоростей и ускорений методом Рунге-Кутты.

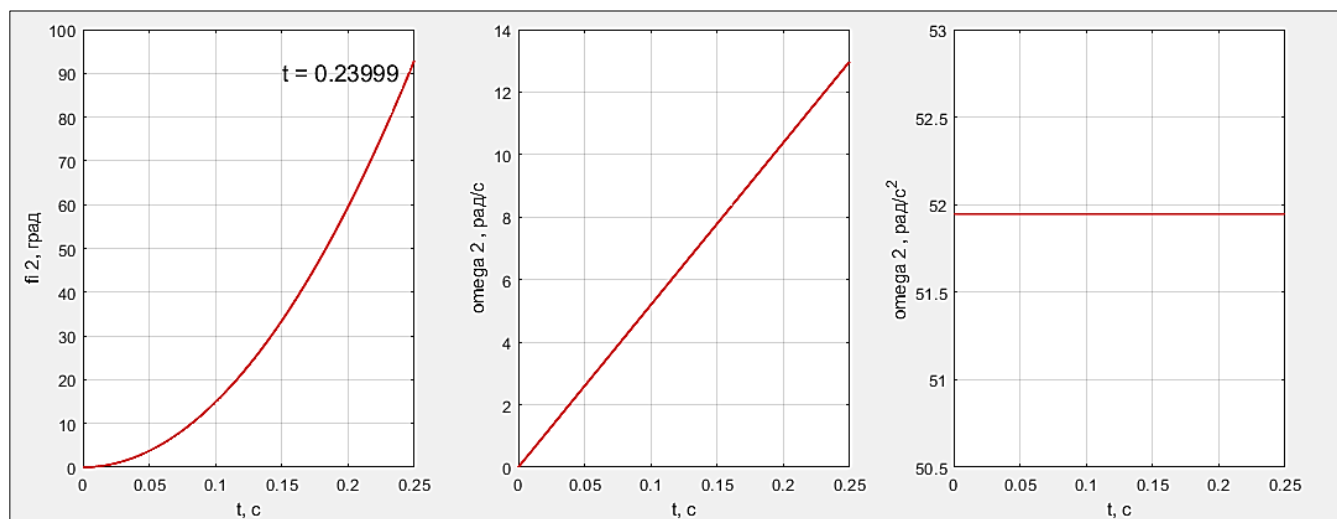


Рисунок 3.2 – Результаты расчетов обобщенных координат, скоростей и ускорений первой оси тренажера

На первой оси тренажера выполняется движение сгибания-разгибания запястья. Полная амплитуда составляет 90° . Как видно из графиков, из состояния покоя, при постоянном моменте привода движение на полную амплитуду выполняется за 0.023999 секунд.

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Лист

56

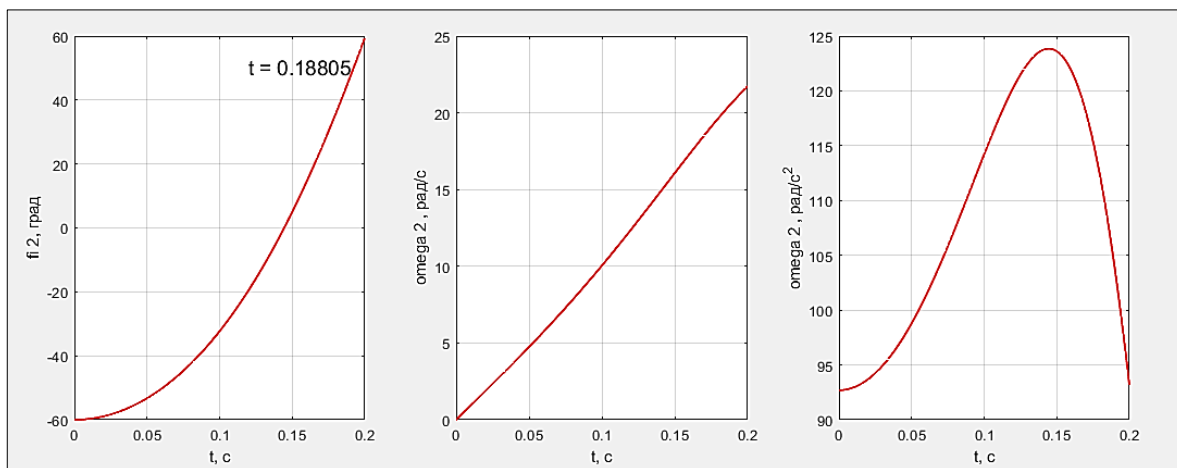


Рисунок 3.3 – Результаты расчетов обобщенных координат, скоростей и ускорений второй оси тренажера

На второй оси тренажера выполняется движение приведения-отведения запястья. Полная амплитуда составляет 120° . При этом, начальное положение выбрано в нижней точке амплитуды, так как в этом случае нагрузка препятствует выполнению движения. Как видно из графиков, из состояния покоя, при постоянном моменте привода движение на полную амплитуду выполняется за 0.18805 секунд.

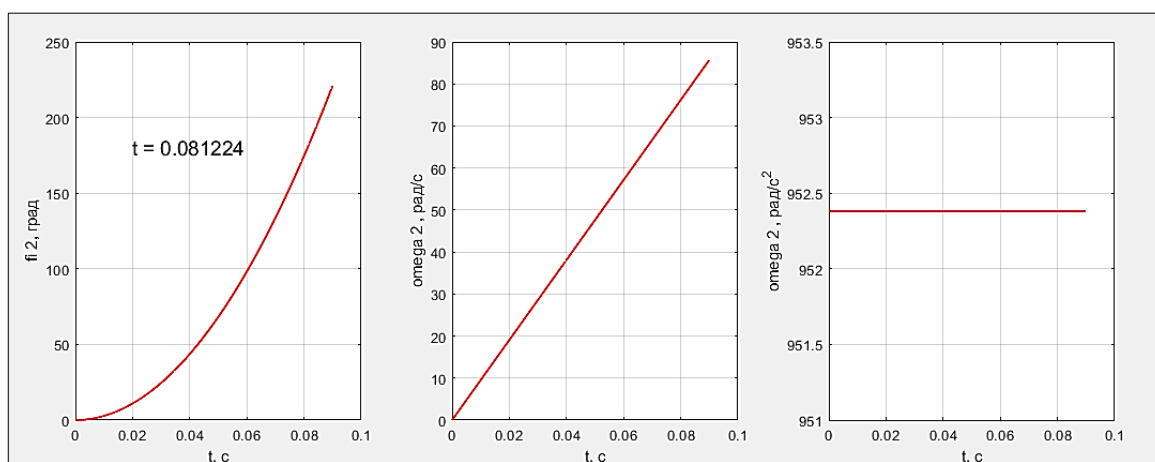


Рисунок 3.4 – Результаты расчетов обобщенных координат, скоростей и ускорений третьей оси тренажера

На третьей оси тренажера выполняется движение супинации запястья. Полная амплитуда составляет 90° . Как видно из графиков, из состояния покоя, при постоянном моменте привода движение на полную амплитуду выполняется за 0.081224 секунд.

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

3.3 Искусственная нейронная сеть для классификации движений запястья

В рамках данной работы рассматривается подход к управлению тренажером на основе распознавания движений кисти с помощью ЭМГ датчика. В этом случае реабилитационная тренировка может происходить в пассивно активном режиме, либо движения определяются на здоровой руке и повторяются на больной. Далее будет рассматриваться второй вариант. Для повторения движений с помощью тренажера необходимо распознавать состояние здоровой руки. Возьмем за основу движение сгибания-разгибания, а именно: два крайних положения амплитуды движения, нейтральное положение и два промежуточных положения между нейтральными и крайними положениями. На рисунке 3.5 показаны распознаваемые положения кисти.

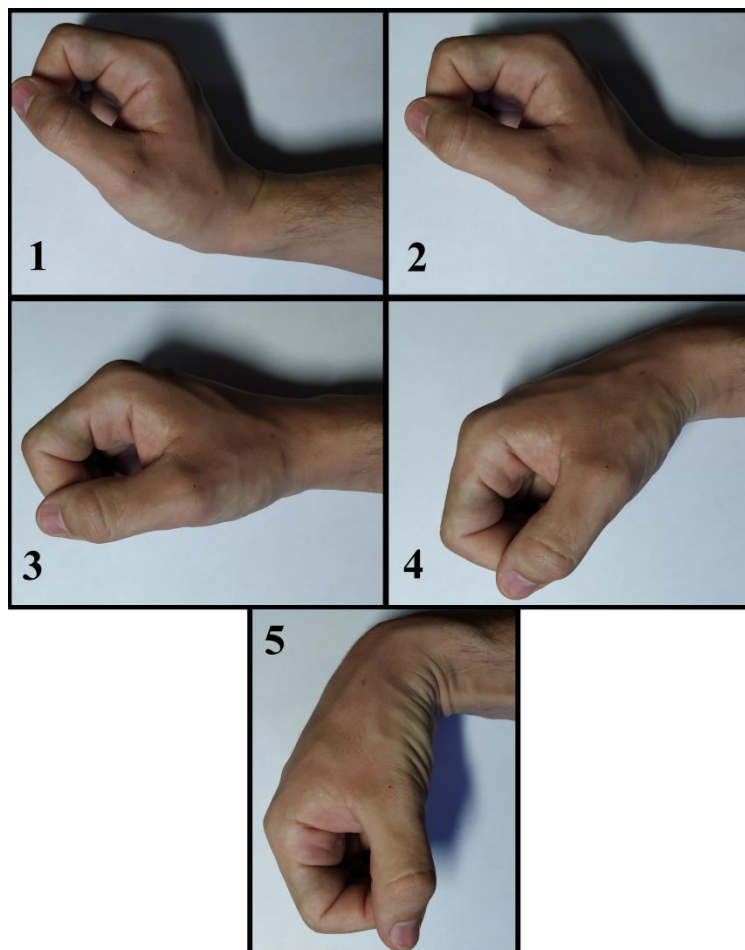


Рисунок 3.5 – Распознаваемые положения кисти

Для распознавания состояния по данным ЭМГ предполагается использование нейронной сети с 1 или более промежуточными слоями. В качестве общего случая рассматривается математическая модель нейронной сети прямого распространения с двумя промежуточными слоями. В случае другого количества слоев расчет производится по аналогии. На рисунке 3.6 представлена архитектура нейросети.

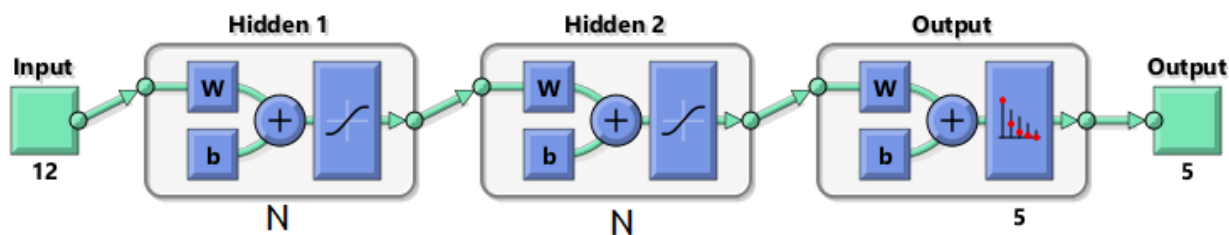


Рисунок 3.6 – Архитектура нейросети

На вход нейрона подаются выходные значения всех нейронов предыдущего слоя, включая базовый элемент, который всегда равен единице. При передаче значение умножается на соответствующий ему вес. Далее все входные сигналы суммируются и подаются на активационную функцию, которая выдает выходное значение нейрона. Иллюстрация этого процесса представлена на рисунке 3.7.

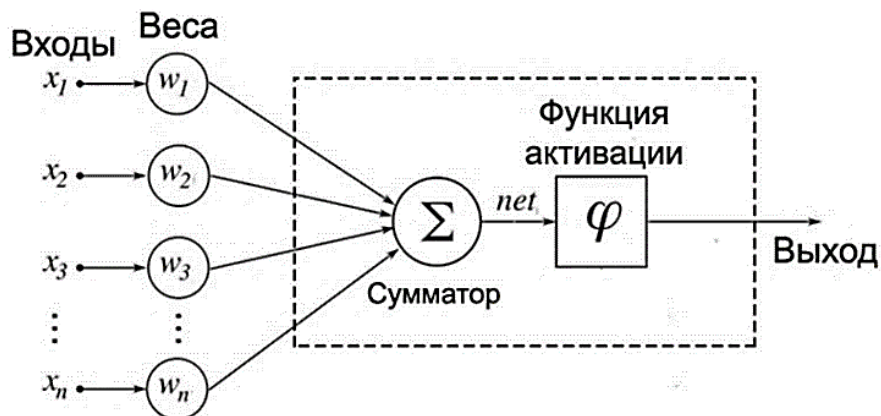


Рисунок 3.7 – Математическая модель искусственного нейрона

Суть прямого распространения заключается в последовательном расчете значений выхода нейронов всех слоев ИНС. Для того чтобы ускорить процесс расчета применяют векторизацию. В этом случае формулы для расчета будут иметь следующий вид:

$$\begin{aligned}
a^{(1)} &= x, \\
z^{(2)} &= w^{(1)} a^{(1)}, \\
a^{(2)} &= \text{sigmoid}(z^{(2)}), \\
z^{(3)} &= w^{(2)} a^{(2)}, \\
a^{(3)} &= \text{sigmoid}(z^{(3)}), \\
z^{(4)} &= w^{(3)} a^{(3)}, \\
a^{(4)} &= \text{softmax}(z^{(4)}),
\end{aligned}
\tag{3.7}$$

где a_n – векторы выходных значений нейронов n-го слоя;

x – вектор данных подаваем на ИНС;

z_n – векторы сумм входных сигналов n-го слоя;

w_n – матрицы весов между слоем n и слоем n+1;

$\text{sigmoid}(z) = \frac{1}{1 + e^{-z}}$ – функция активации sigmoid;

$\text{softmax}(z) = \frac{e^{z_i}}{\sum_{k=1}^K e^{z_k}}$ – функция активации softmax.

Предполагаемое состояние системы определяется по максимальному значению нейрона выходного слоя.

Таким образом, для обучения нейросети необходимо провести серию экспериментов, в которых будет произведена запись данных для соответствующих состояний. Также необходимо произвести процесс выделения признаков из набора данных.

3.4 Сбор данных и обучение нейронной сети

Для сбора данных был составлен рандомизированный план эксперимента, который включает в себя 50 опытов. Для каждого положения было проведено 10 опытов: 5 для датчика на плечелучевой мышце и 5 для датчика на локтевом сгибателе кисти. В таблице 3.1 приведены параметры записи данных.

Таблица 3.1 – Параметры записи данных

Фильтрация данных	Полосно-заграждающий фильтр на 50 и 100 Гц и полосно пропускающий фильтр 20 - 100 Гц
Время записи 1 опыта	1 минута
Частота дискретизации	500 Гц
Коэффициент усиления	500*32

Запись данных производилась в положении сидя таким образом, чтобы предплечье располагалось параллельно полу, ладонь направлена внутренней стороной вверх, пальцы полусогнуты. Использовался контроллер Arduino UNO передающий данные по COM порту на компьютер.

На рисунке 3.8 справа показан вариант крепления датчика на локтевой сгибатель кисти, а слева – на плечелучевую мышцу.

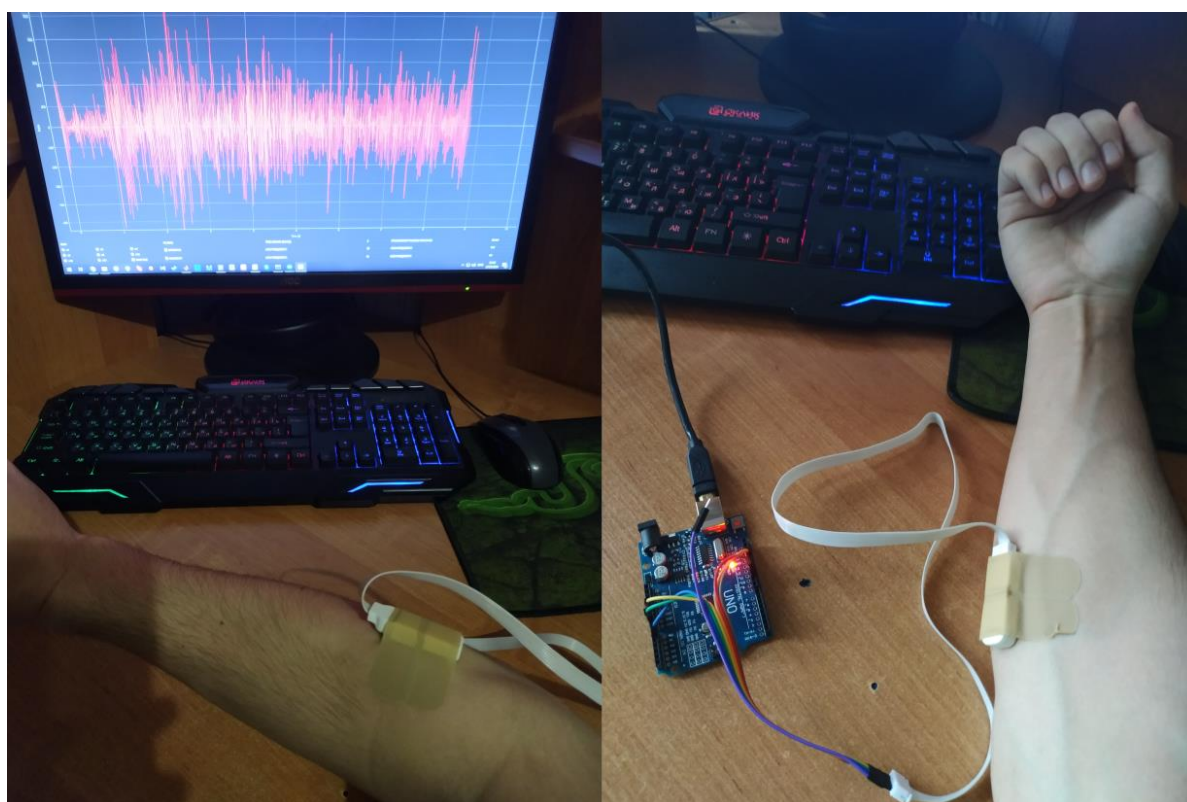


Рисунок 3.8 – Варианты крепления датчика

Из полученных векторов данных каждого опыта были извлечены сэмплы размером 100 измерений с шагом 20 измерений, из которых были извлечены следующие признаки: среднеквадратичное отклонение, среднеквадратичное

значение, минимум, максимум, переходы через ноль, изменение средней амплитуды, амплитуда первого всплеска, амплитуда Уилсона. В итоге было получено 22440 примеров для обучения, 7480 для валидации и тестирования. Размер каждого примера составил 6 признаков. Далее было произведено обучение нейросети на данных плечелучевой мышцы, локтевого сгибателя кисти, а также совмещенных данных двух мышц. На рисунках 3.9 и 3.10 представлены полученные сэмплы данных двух датчиков для разного положения кисти.

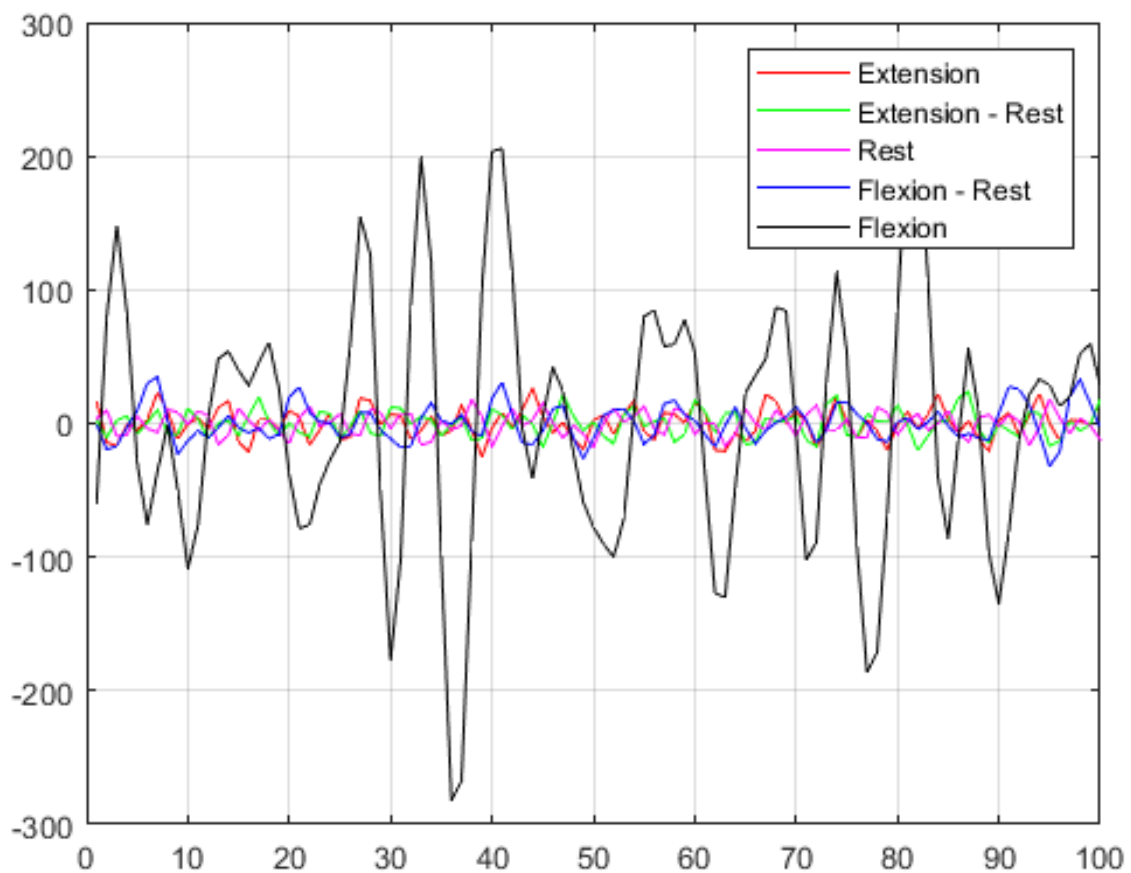


Рисунок 3.9 – Данные датчика на локтевом сгибателе кисти

По данным датчиков видно, что локтевой сгибатель кисти дает больше информации о сгибании кисти, а плечелучевая мышца о разгибании. На рисунке 3.11 представлен результат обучения при разном количестве нейронов скрытого слоя.

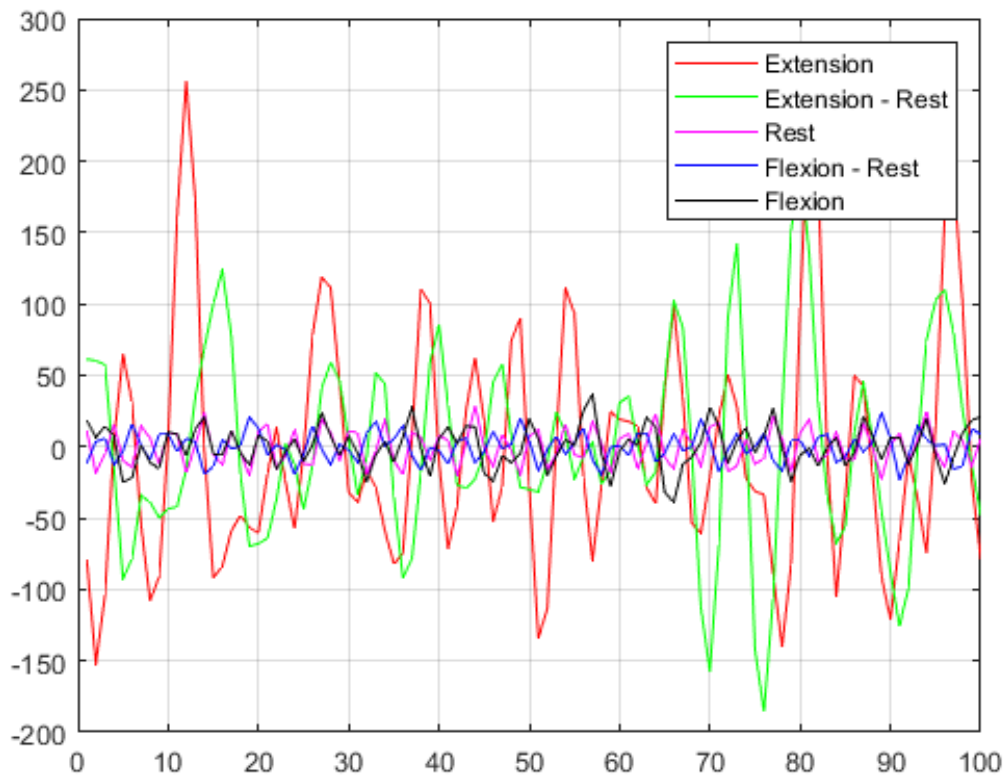


Рисунок 3.10 – Данные датчика на плечелучевой мышце

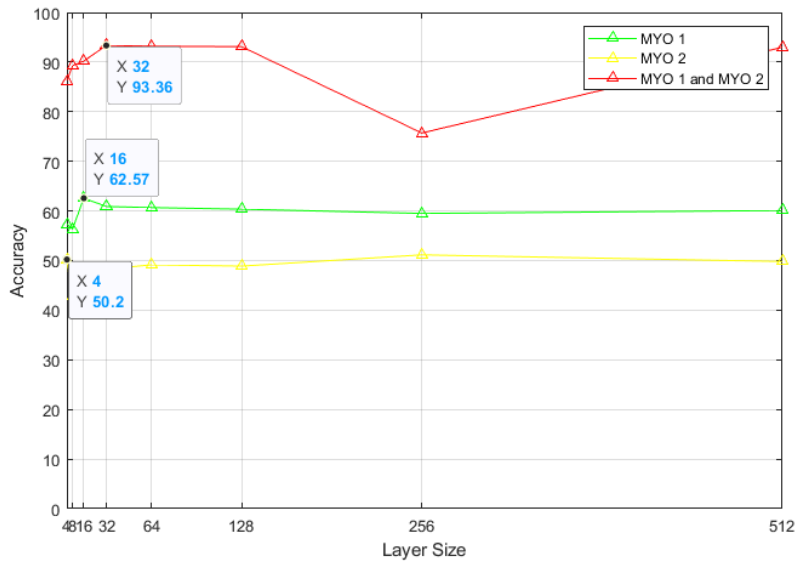


Рисунок 3.11 – График зависимости точности классификации от числа нейронов на валидации

Максимальная точность для плечелучевой мышцы (MYO 2) составила 62.57 %, локтевого сгибателя кисти (MYO 1) – 50.2, совместного действия – 93.96 % при 32 нейронах скрытых слоев. Далее было произведено повторное обучение

лучшего варианта нейросети, и была получена следующая точность: обучение: 95.998217%, валидация: 95.508021 %, тестирование: 93.235294 %. На рисунке 3.12 представлены матрицы ошибок.

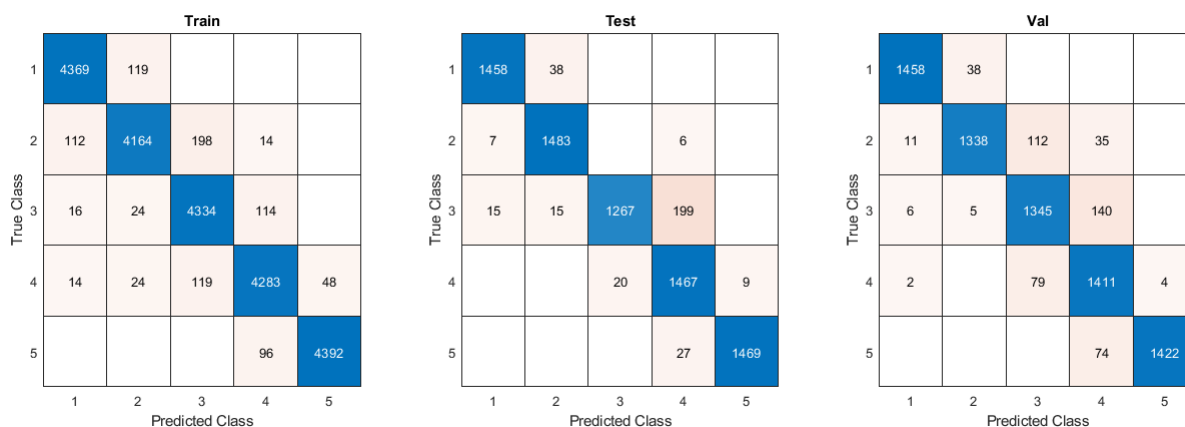


Рисунок 3.12 – Матрицы ошибок

На рисунке 3.13 изображены кривые обучения нейросети.

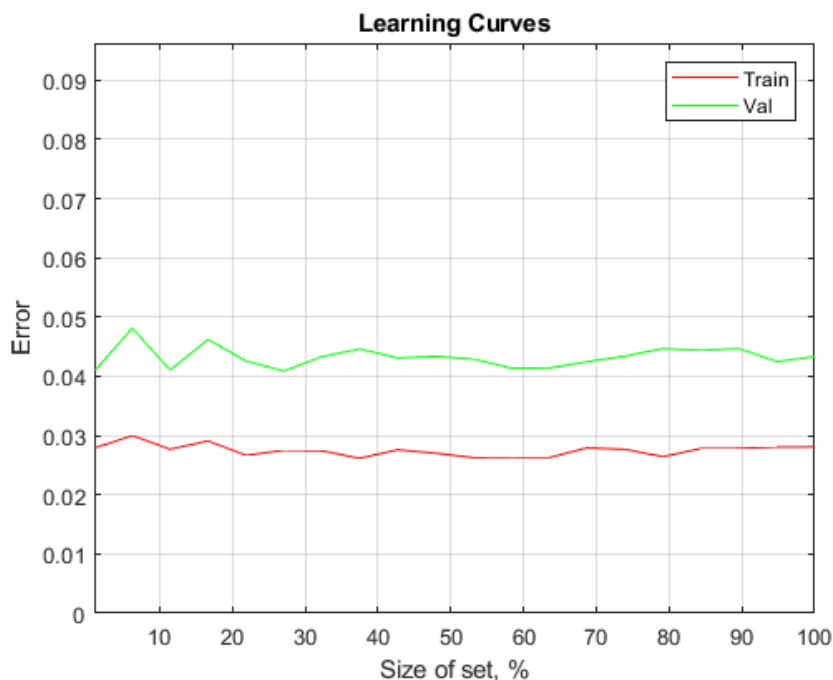


Рисунок 3.13 – Кривые обучения

По кривым обучения можно сделать вывод о том, что в зависимости от количества данных точность нейросети не увеличивается, следовательно, производить сбор большего количества данных не целесообразно. Программа для обучения нейросети представлена в приложении Е.

4 Система управления

4.1 Модель тренажера в среде Simulink

Для разработки системы управления использовалась среда динамического междисциплинарного моделирования сложных технических систем и основной инструмент для модельно-ориентированного проектирования Simulink. Использовалась 30-дневная временная лицензия.

В первую очередь была сделана модель сервоприводов (рис 4.1). На вход данной подсистемы подается требуемый угол поворота, а также нагрузка. На выходе получаем действительное положение вала.

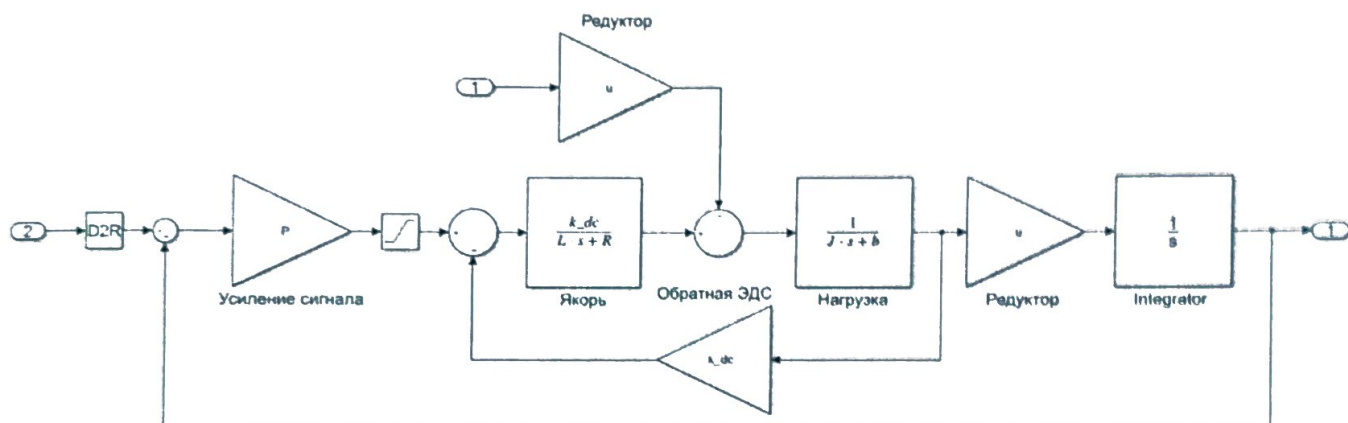


Рисунок 4.1 – Модель сервопривода

Для расчета нагрузки на сервопривод необходимо рассчитывать крутящий момент на каждой оси. Для расчета использовалась разработанная ранее динамическая модель. На рисунке 4.2 изображена модель оси q2, как наиболее сложной.

					ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ					
Изм	Лист	№ докум	Подпись	Дата	Система управления					
Разраб	Стебаков И Н		<i>[Signature]</i>	24.06				Лит	Лист	Листов
Провер	Щупин Д В		<i>[Signature]</i>	26.06					65	81
Реценз								ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м		
Н. Контр	Сытин А В		<i>[Signature]</i>	28.06						
Утверд	Поляков Р Н		<i>[Signature]</i>	24.06						

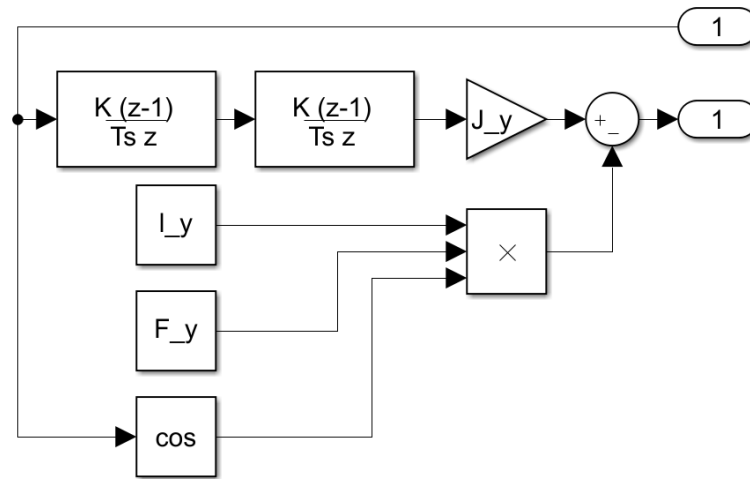


Рисунок 4.2 – Модель оси q2

Также расчет момента может производиться при помощи модуля Sim Scare Multibody, для этого 3D модель робота была импортирована в Simulink (рис 4.3).

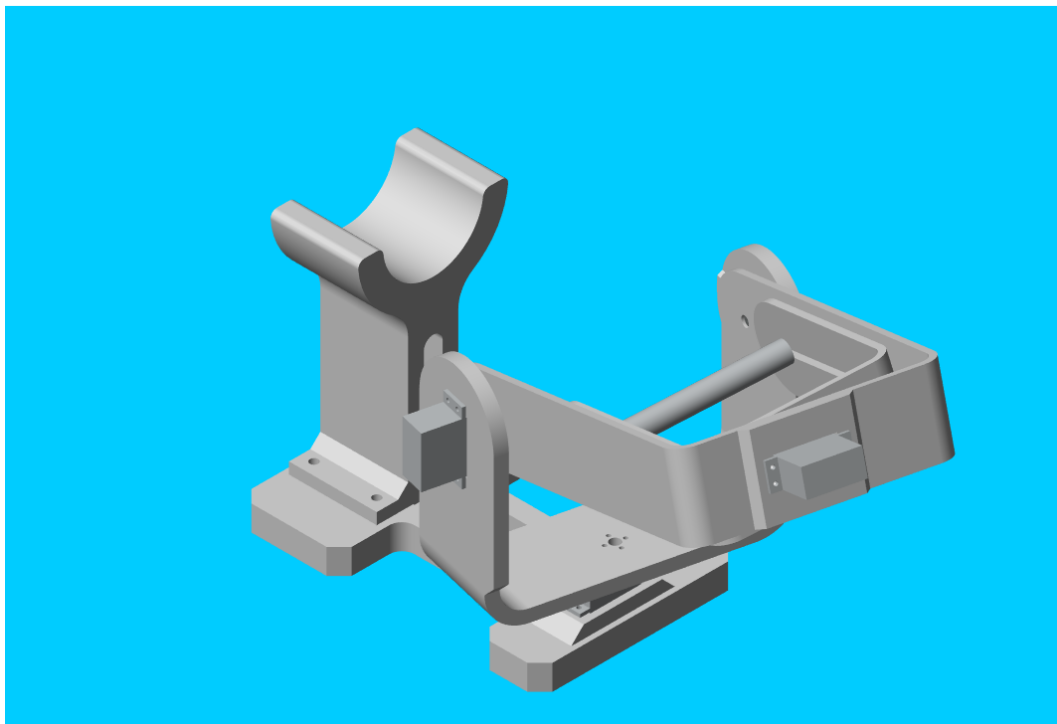
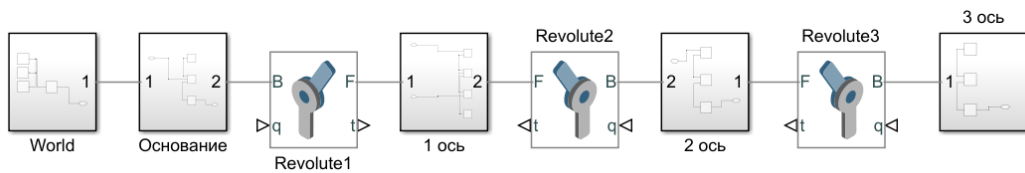


Рисунок 4.3 – Модель тренажера в Simulink

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
------	------	----------	---------	------

4.2 Система управления тренажером на основе захвата движений

Управление тренажером будет осуществляться с помощью классификации положений кисти. Для каждой степени свободы будет рассматриваться пять положений, которые будут определяться с периодом в 250 мс. На данном этапе предполагается выполнение разных типов движений отдельно. Каждому положению кисти будет соответствовать дискретное значение угла поворота. Таким образом, получится ступенчатый сигнал, который можно смоделировать путем дискретизации синусоидального сигнала (рис 4.4). Для оси q_1 интервал дискретизации составит 22.5° , для q_2 – 30° , для q_3 – 45° .

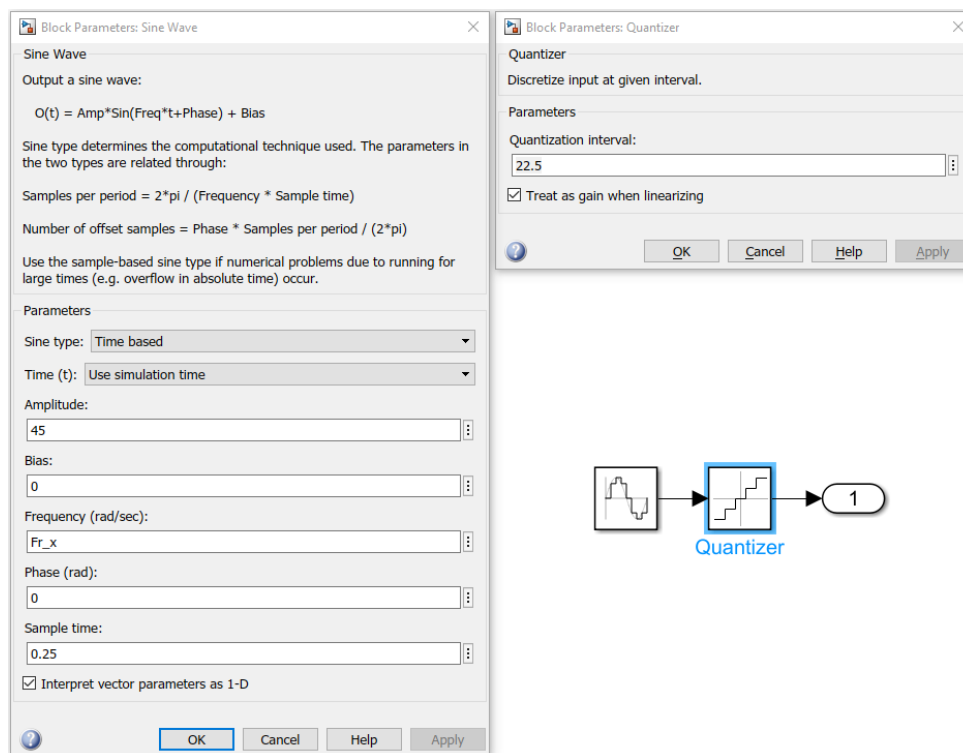


Рисунок 4.4 – Процесс дискретизации синусоидального сигнала

Ступенчатый сигнал не сможет обеспечить плавность движения, поэтому была разработана подсистема для сглаживания сигнала. Сначала производится интерполяция между текущим и предыдущим положением кисти по прямой, а затем сигнал сглаживается запаздывающим звеном с постоянным коэффициентом времени (рис 4.5).

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

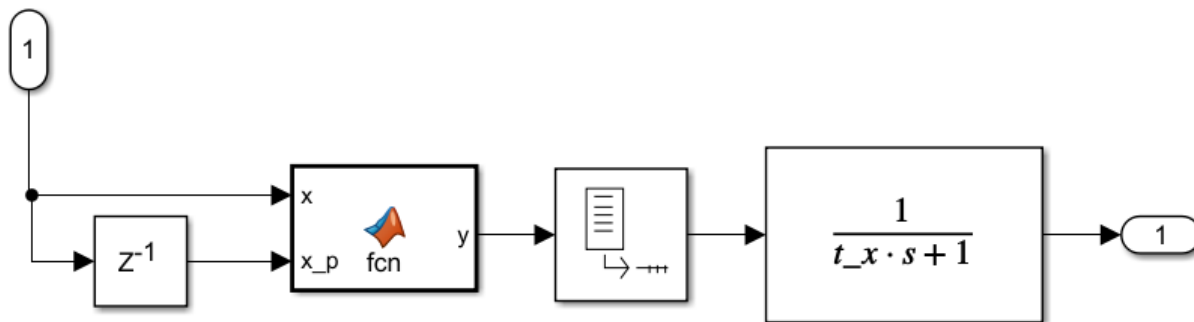


Рисунок 4.5 – Подсистема для сглаживания ступенчатого сигнала

На рисунке 4.6 показан общий вид модели управления тренажером. Модель реализованная с помощью модуля Sim Scape Multibody используется для проверки разработанной динамической модели, а также для визуализации процесса управления.

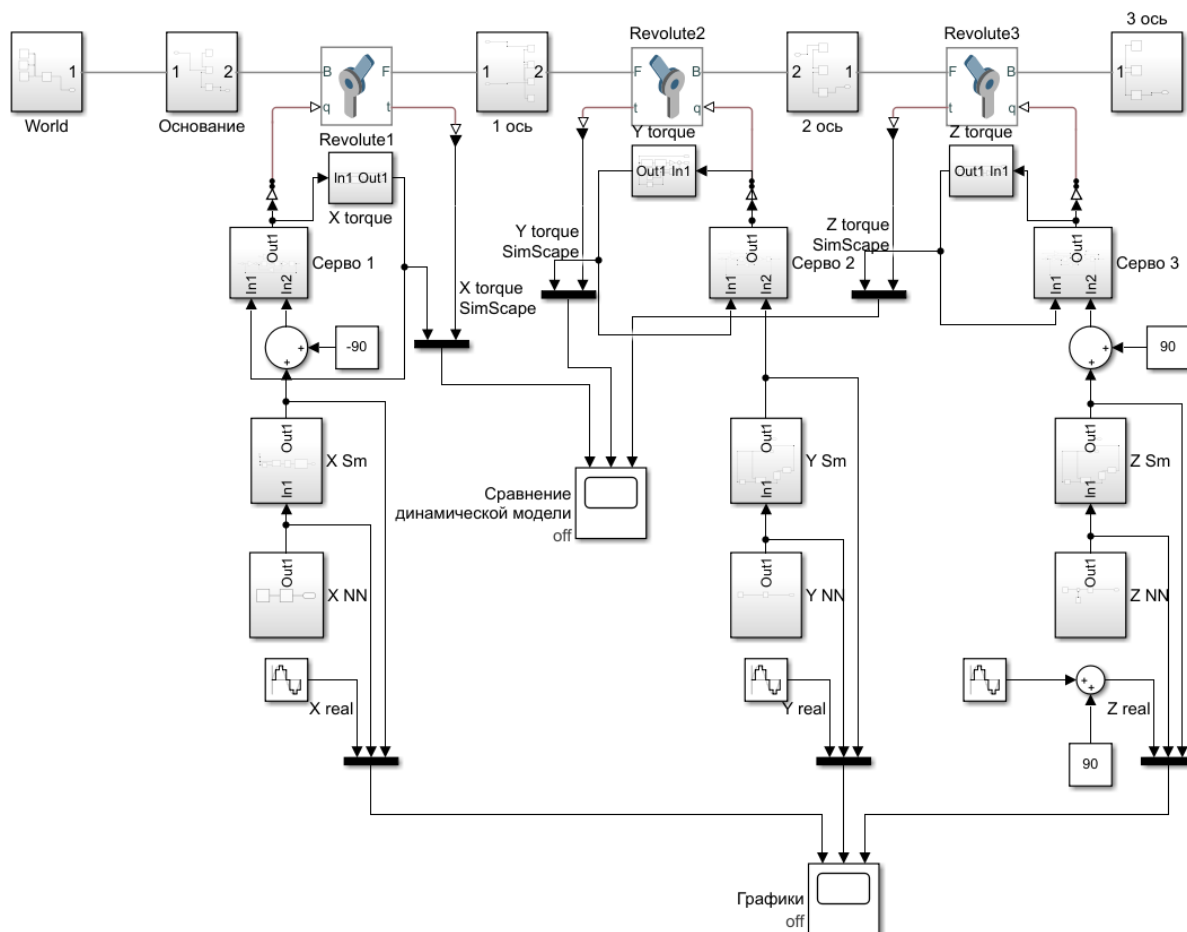


Рисунок 4.6 – Общий вид модели управления тренажером

Было произведено моделирование системы управления без нагрузки на оси при частоте входного сигнала в 2 рад/с. На рисунке 4.7 приведены графики

сравнения моментов разработанной системы и Sim Scape Multibody, из которых можно заметить, что разница не существенна и в пределах погрешности, следовательно, разработанная динамическая модель адекватна.

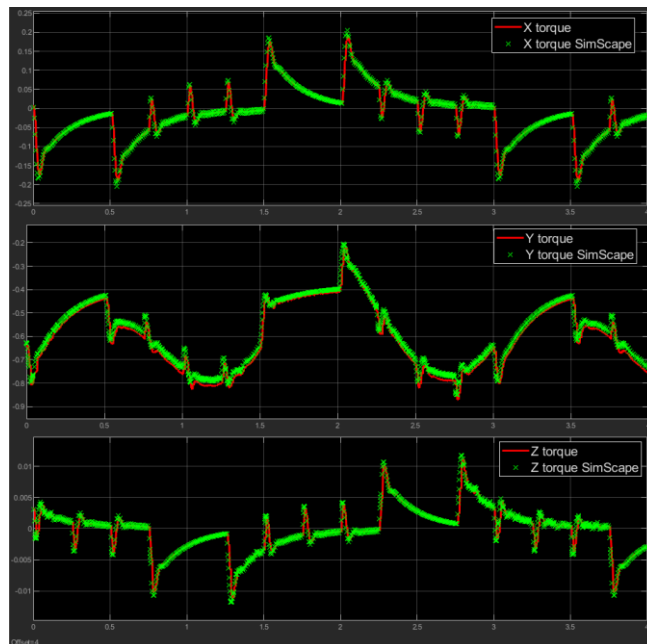


Рисунок 4.7 – Крутящие моменты на осях

Затем в модель была добавлена максимально допустимая по заданию нагрузка и были построены графики реального сигнала, дискретизированного и сглаженного (рис 4.8).

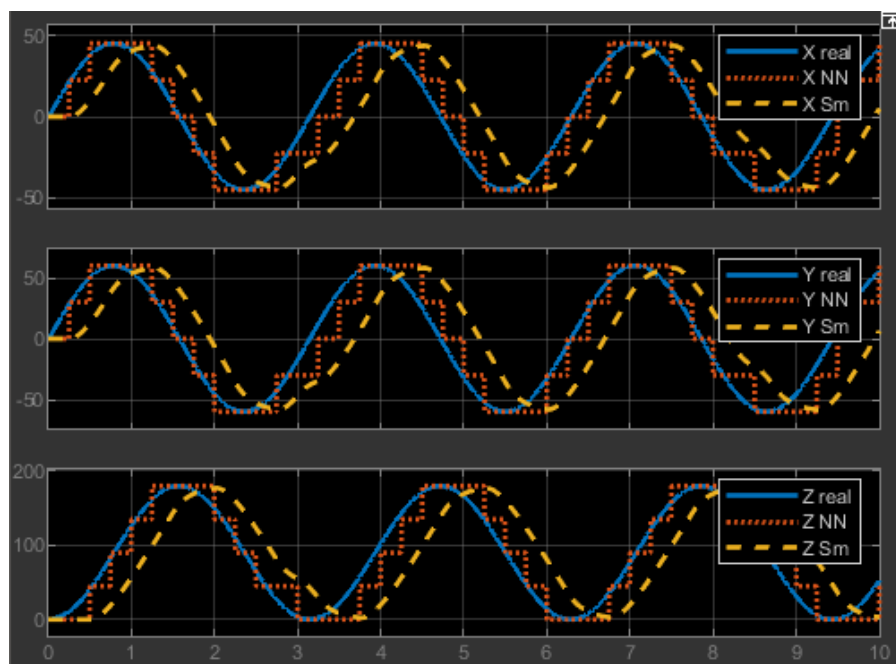


Рисунок 4.8 – Результаты моделирования

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Лист

69

Разработанная система управления позволяет довольно точно исходный сигнал при классификации только отдельных положений кисти. Также, в случае резкого изменения входного сигнала он сгладится таким образом, чтобы движение тренажера происходило плавно (рис 4.9).

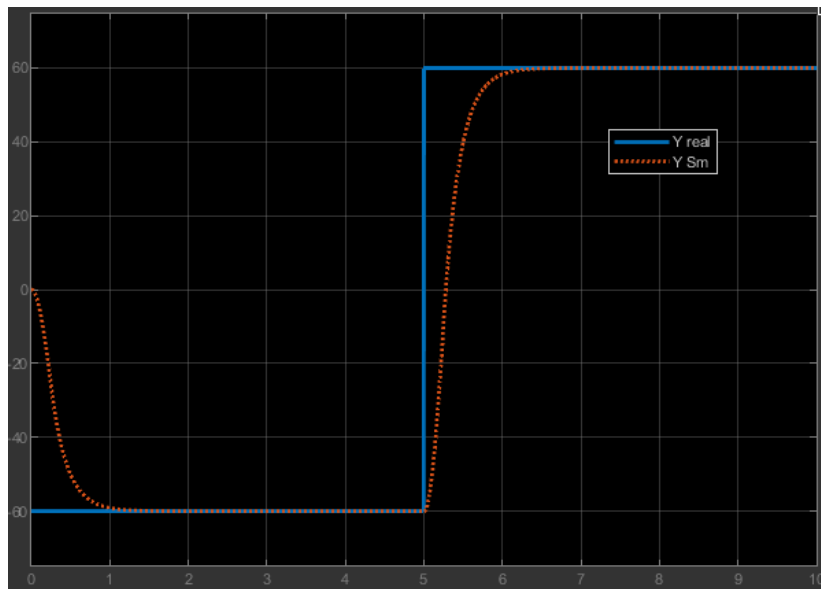


Рисунок 4.9 – Сглаживание сигнала

На рисунке 4.10 показан переходный процесс изменения положения оси q_2 с 0 до 60 градусов.

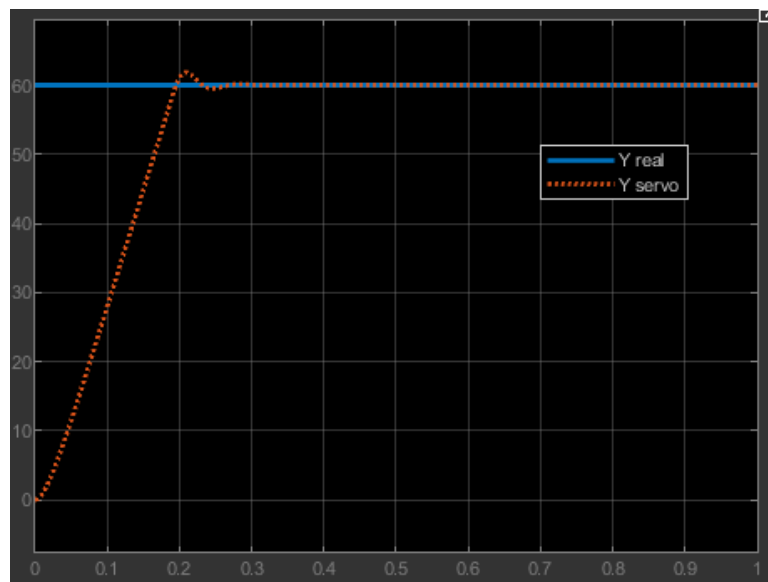


Рисунок 4.10 – Переходный процесс

Таким образом, данная система управления позволяет эффективно воспроизводить движения кисти при их колебательном движении с частотой 2

рад/с. При увеличении частоты движений кисти сглаженный сигнал обладает меньшей амплитудой, чем реальный, что в данном случае является плюсом, так как за счёт этого понижается травмоопасность использования тренажёра. Однако при меньшей частоте выполнения движений у сигнала появляется высокочастотная составляющая, из-за чего нарушается плавность выполняемых движений. Исходя из этого, можно выделить следующие пути совершенствования системы управления: увеличение частоты определения положения кисти, применение регрессионных методов машинного обучения, для получения положения кисти в виде реальных чисел, применение более продвинутых методов сглаживания сигнала. Увеличение частоты работы системы может повлечь за собой необходимость использования более дорогостоящего контроллера, а применение регрессионных методов машинного обучения потребует применения большего количества миографических датчиков, следовательно, для данной ценовой категории система управления обладает достаточными характеристиками.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	<i>Лист</i>
<i>Изм.</i>	<i>Лист</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Подпись</i>	<i>Дата</i>		71

5 Технико-экономический раздел

5.1 Расчёт себестоимости

Цены на покупные компоненты, их количество, а также общая стоимость всех изделий представлена в таблице 5.1.

Таблица 5.1 – Стоимость компонентов конструкции

Наименование	Кол-во, шт	Цена, руб
Механические компоненты		
Сервопривод PDI-5521MC 20KG	3	1500
Подшипник	1	70
Диск для серводвигателя	3	120
Крепежные элементы	–	200
Итого механические компоненты:		5130
Электрические компоненты		
Микроконтроллер Arduino UNO	1	1 790
Макетная плата	1	100
Комплект соединительных проводов	1	150
Аккумулятор NiMH Beston	5	150
Блок для 5 AA	1	70
Литий-ионный аккумулятор «крона» Soshine	1	530
Зарядное устройство SC-Z23	1	530
Модуль MYO v1.2	2	7000
Гальваническая развязка	1	1200
Итого электрические компоненты:		12120

Так как при изготовлении тренажера необходимо использовать не только покупные изделия, а еще специально разработанные, то необходимо рассчитать стоимость их изготовления. Детали для захватного устройства и модуля поворота

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ				
Изм.	Лист	№ док-м	Подпись	Дата
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Подпись]</i>	26.06
Провер.		Щупин Д.В.	<i>[Подпись]</i>	26.06
Реценз.				
Н. Контр.		Сытин А.В.	<i>[Подпись]</i>	26.06
Утверд.		Поляков Р.Н.	<i>[Подпись]</i>	26.06
Технико-экономический раздел				
			Лит	Лист
				72
			Листов	
			81	
ОГУ им. И.С. Тургенева гр. 81-МХ-м				

должны печататься на 3D-принтере, в котором расходным материалом является пластиковая нить PLA стоимостью 1200 руб. за килограмм. Таким образом, для определения примерной стоимости изготовления необходимо знать массу затрачиваемой нити:

$$m = \rho \cdot \frac{\pi \cdot d^2}{4} \cdot L, \quad (5.1)$$

где $\rho = 1.25 \frac{\text{г}}{\text{см}^3}$ – плотность PLA пластика;

$d = 1.75$ мм – диаметр нити;

L – длина расходуемой нити.

Для всех деталей зададим следующие настройки печати:

- Толщина слоя 0.15 мм;
- Скорость печати 50 мм/с;
- Скорость печати внешнего периметра 45 мм/с;
- Скорость заполнения 80 мм/с;
- Плотность заполнения 50%.

Длину затрачиваемой нити определим с помощью специального ПО – Cure-Engine, которое встроено в программу управления 3D-принтером Repetier-Host. В таблице 5.2 приведена рассчитанная стоимость деталей.

Таблица 5.2 – Стоимость пластиковых деталей

Наименование	Кол-во, шт	Цена, руб
Основание	1	500
Подставка	1	500
Кронштейн 1	1	460
Кронштейн 2	1	231
Кронштейн 3	1	138
Ручка	1	41
Итого:		1874

Для создания прототипа необходимо выполнить изготовление деталей, произвести сбор данных и обучение нейросети для всех степеней свободы, а также реализовать разработанную систему управления. Дальнейший расчет себестоимости должен учитывать оплату труда, которая рассчитывается по фиксированной ставке в зависимости от общего времени, которое должно быть затрачено на создание прототипа. В таблице 5.3 приведены затраты времени на конкретные виды работ.

Таблица 5.3 – Трудоемкость работ

Наименование работ	Трудоемкость, ч
Анализ существующих решений	40
Разработка конструкции тренажера	24
Проектные работы	16
Выполнение КД	32
Изготовление прототипа	40
Разработка системы управления	32
Сбор данных и обучение нейросети	16
Разработка ПО	80
Итого:	280

Затраты на оплату труда находим по следующей формуле:

$$Z = 1.1 \cdot T_{\text{труд}} \cdot S_p, \quad (5.2)$$

где $T_{\text{труд}} = 280$ ч. – количество рабочего времени;

$S_p = 100$ руб/ч. – часовая тарифная ставка.

Произведем расчет:

$$Z = 1.1 \cdot 280 \cdot 100 = 30800 \text{ руб.}$$

В таблице 5.4 приведен расчет себестоимости разработки прототипа тренажера для восстановления подвижности кисти.

Таблица 5.4 – Себестоимость разработки прототипа тренажера для восстановления подвижности кисти

Статья расходов	Сумма, руб
Механические компоненты	5 130
Электрические компоненты	12 120
Изготовленные детали	1 870
Оплата труда	30 800
Итого:	49 920

Таким образом, основные затраты приходятся на оплату труда и электрические компоненты, так как процесс производства деталей с помощью 3D-печати относительно не дорогой. Существующие тренажеры имеют цену в сотни тысяч рублей, в то время как стоимость разработки прототипа тренажера для восстановления подвижности кисти не превышает ста тысяч рублей. Кроме того, преимуществом предложенного тренажера является система биоуправления, которая присутствует далеко не во всех имеющихся на рынке тренажерах для восстановления подвижности кисти. Программное обеспечение прототипа кроме реализации биоуправления будет обеспечивать разработку кисти по заранее подготовленным программам восстановительных тренировок. Конкурентным преимуществом может стать возможность записи пользовательских тренировок с помощью технологии захвата движения.

Заключение

В ходе выполнения ВКР была разработана конструкция тренажера, в которой предусмотрено три вида движения в лучезапястном суставе: сгибание-разгибание, отведение-приведение, пронация-супинация. Для полученной конструкции была подобрана необходимая элементная база и выполнена конструкторская документация на разработанные детали. Разработанная система управления позволяет эффективно воспроизводить движения кисти при их колебательном движении с частотой 2 рад/с. При увеличении частоты движений кисти сглаженный сигнал обладает меньшей амплитудой, чем реальный, что снижает травмоопасность использования тренажера. При меньшей частоте выполнения движений у сигнала появляется высокочастотная составляющая, из-за чего нарушается плавность выполняемых движений. Решение данной проблемы подразумевает увеличение сложности и стоимости изделия.

В технико-экономическом разделе была оценена стоимость разработки тренажера. Основные затраты приходятся на оплату труда и электрические компоненты, так как процесс производства деталей с помощью 3D-печати относительно не дорогой. Предложенный тренажер для восстановления подвижности кисти будет обладать следующими преимуществами: наличие система биоуправления, доступность, возможность использовать заранее подготовленные, а также создавать пользовательские программы восстановительных тренировок.

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Изм.	Лист	№ докум	Подпись	Дата				
Разраб.		Стебаков И.Н.		26.06	Заключение	Лист	Лист	Листов
Провер.		Щутин Д.В.		26.06			76	81
Реценз.						ОГУ им. И.С. Тургенева		
Н. Контр.		Сытин А.В.		26.06		гр. 81-МХ-м		
Утверд.		Поляков Р.Н.		26.06				

Список литературы

1. García G., Ramírez V., Ramírez O., Rueda J.L., Torres C.R. Simplified Design of a Device for Wrist Rehabilitation // *New Trends in Medical and Service Robotics, Mechanisms and Machine Science*. 2019. vol 65. DOI: 10.1007/978-3-030-11329-6_5.
2. Р. Д. Синельников. Атлас анатомии человека. 3-е изд., перераб. и доп. М.: Медицина, 1967. Т. I. С. 207. 460 с.
3. Анатомия человека / Привес М. Г., Лисенков Н. К. 9-е изд., перераб. и доп. М.: Медицина, 1985. С. 213. 672 с.
4. Анатомия человека в двух томах / Под ред. акад. РАМН проф. М. Р. Сапина. 5-е изд., перераб. и доп. М.: Медицина, 2001. Т. I. 640 с.
5. Чичасова Н. В., Мендель О. И., Насонов Е. Л. // *Русский медицинский журнал. Ревматология*. 2010. № 11. С. 729—735.
6. Юлов В.В., Керимов Уллубий Шагабутдинович, Гончаров Н.Г., Шишкин В.Б. Эффективность применения кинезиотейпирования и кистевых тренажёров в комплексной реабилитации пациентов с переломами костей предплечья // *Медико-социальная экспертиза и реабилитация*. 2017. №3. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/effektivnost-primeneniya-kinezioteypirovaniya-i-kistevyih-trenazhyorov-v-kompleksnoy-reabilitatsii-patsientov-s-perelomami-kostey> (дата обращения: 29.03.2019).
7. Гулбани Р. Ш. Лечебные упражнения. Физическая реабилитация // *Педагогика, психология и медико-биологические проблемы физического воспитания и спорта*. 2009. №4.
8. Герцик Ю.Г., Иванова Г.А., Суворов А.Ю. Методики и аппаратура для активно-пассивной механотерапии в здоровьесберегающих технологиях // *Гуманитарный вестник*. 2013. вып. 4. URL: <http://hmbul.bmstu.ru/catalog/prmed/hidden/57.html>

ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ

Список литературы

Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата	Лист	Лист	Листов
Разраб.		Стебиков И.Н.		16.06		77	81
Провер.		Щупин Д.В.		16.06			
Реценз.							
Н. Контр.		Сытин А.В.		16.06			
Утверд.		Поляков Р.Н.		16.06			

УГУ им. И.С. Тургенева
гр. 81-МХ-М

9. Валеев Марат Мазгарович, Бикташева Э.М. Ранняя разработка лучезапястного сустава при закрытом переломе дистального метаэпифиза лучевой кости // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2017. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/rannyyaya-razrabotka-luchezapyastnogo-sustava-pri-zakrytom-perelome-distalnogo-metaepifiza-luchevoy-kosti> (дата обращения: 29.03.2019).

10. Смирнова О.Ю., Смирнова Л.В., Дунаева М.П. Применение роботизированной механотерапии при двигательных расстройствах у детей // Политравма. 2015. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-robotizirovannoy-mehanoterapii-pri-dvigatelnyh-rasstroystvah-u-detey> (дата обращения: 29.03.2019).

11. [Электронный ресурс] // Artromot H - аппарат для разработки лучезапястного сустава. URL: https://stimul.gitt.ru/reabilitaciya_i_pomow_invalidam/specializirovannye_reabilitacionnye_trenazhery/artromot_h/ (дата обращения: 11.06.2019).

12. [Электронный ресурс] // Kinetec™ Maestra™ hand and wrist CPM - реабилитационный тренажер. URL: <https://dentex.ru/catalog/medical-equipment/rehabilitation-equipment/kinetec-maestra-hand-and-wrist-cpm/> (дата обращения: 21.06.2019).

13. Shih-Ching Yeh, Ming-Chun Huang, Pa-Chun Wang, Te-Yung Fang, Mu-Chun Su, Po-Yi Tsai, Albert Rizzo Machine learning-based assessment tool for imbalance and vestibular dysfunction with virtual reality rehabilitation system // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 2014. Volume 116, Issue 3. pp. 311-318. DOI:10.1016/j.cmpb.2014.04.014.

14. You-Wei Wang, Ruey-Feng Chang, Yi-Shiung Horng, Chii-Jen Chen MNT-DeepSL: Median nerve tracking from carpal tunnel ultrasound images with deep similarity learning and analysis on continuous wrist motions // Computerized Medical Imaging and Graphics. 2020. Volume 80. DOI: 10.1016/j.compmedimag.2019.101687.

15. Yong, Ching & Chew, Kim Mey & Sudirman, Rubita. Human wrist motion classification using decision tree and principle component analysis // Materials Today:

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		78

Proceedings. 2019. Volume 16, Part 4. pp. 1750-1756.
DOI:10.1016/j.matpr.2019.06.045.

16. Bochniewicz, Elaine & Emmer, Geoff & McLeod, Adam & Barth, Jessica & Dromerick, Alexander & Lum, Peter Measuring Functional Arm Movement after Stroke Using a Single Wrist-Worn Sensor and Machine Learning // Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases. 2017. Volume 26, Issue 12. pp. 2880-2887.
DOI:10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2017.07.004.

17. Hadi Kalani, Sahar Moghimi, Alireza Akbarzadeh Toward a bio-inspired rehabilitation aid: sEMG-CPG approach for online generation of jaw trajectories for a chewing robot // Biomedical Signal Processing and Control. 2019. Volume 51. pp. 285-295. DOI: 10.1016/j.bspc.2019.02.022.

18. Yalin Liao, Aleksandar Vakanski, Min Xian, David Paul, Russell Baker A review of computational approaches for evaluation of rehabilitation exercises // Computers in Biology and Medicine. 2020. Volume 119.
DOI:10.1016/j.compbimed.2020.103687.

19. Chong Li, Zoltán Rusák, Imre Horváth, Linhong Ji Development of engagement evaluation method and learning mechanism in an engagement enhancing rehabilitation system // Engineering Applications of Artificial Intelligence. 2016. Volume 51. P. 182-190. DOI:10.1016/j.engappai.2016.01.021.

20. Zhen Gang Xiao, Carlo Menon, Performance of Forearm FMG and sEMG for Estimating Elbow, Forearm and Wrist Positions, Journal of Bionic Engineering, Volume 14, Issue 2, 2017, pp. 284-295.

21. Круглов В.А. Применение системы искусственного интеллекта на железнодорожных тренажерах // БРНИ. 2013. №1-2 (6-7). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/primenenie-sistemy-iskusstvennogo-intellekta-na-zheleznodorozhnyh-trenzherah> (дата обращения: 15.05.2020).

22 . Prem N. Ramkumar, Heather S. Haeberle, Michael R. Bloomfield, Jonathan L. Schaffer, Atul F. Kamath, Brendan M. Patterson, Viktor E. Krebs Artificial Intelligence and Arthroplasty at a Single Institution: Real-World Applications of Machine Learning to Big Data, Value-Based Care, Mobile Health, and Remote Patient

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		79

Monitoring // The Journal of Arthroplasty. 2019. Volume 34, Issue 10. pp. 2204-2209. DOI:10.1016/j.arth.2019.06.018.

23. Манкибаев Булат Салимжанович Основные направления внедрения искусственного интеллекта в медицине // Наука, образование и культура. 2019. №3 (37). URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/osnovnye-napravleniya-vnedreniya-iskusstvennogo-intellekta-v-meditsine> (дата обращения: 15.05.2020).

24. Нестругина Е.С., Чичикало Н.И., Ларина Е.Ю. Информационная технология сбора информации о состоянии опорно-двигательной системы человека в процессе реабилитации после травмы // Сборник научных трудов ДониЖТ. 2018. №48. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/informatsionnaya-tehnologiya-sbora-informatsii-o-sostoyanii-oporno-dvigatelnoy-sistemy-cheloveka-v-protssesse-reabilitatsii-posle> (дата обращения: 15.05.2020).

25. Николаев С. Г. Электромиография: клинический практикум. Иваново, 2013.

26. Fengmei Gao, Linhong Wang, Tao Lin Intelligent wearable rehabilitation robot control system based on mobile communication network // Computer Communications. 2020. Volume 153. pp. 286-293. DOI: 10.1016/j.comcom.2020.01.054.

27. Yang Yu, Chen Chen, Xinjun Sheng, Xiangyang Zhu Multi-DoF continuous estimation for wrist torques using stacked autoencoder // Biomedical Signal Processing and Control. Volume 57. 2020. DOI: 10.1016/j.bspc.2019.101733.

28. Saeedeh Samaee, Hamid Reza Kobravi Predicting the occurrence of wrist tremor based on electromyography using a hidden Markov model and entropy based learning algorithm // Biomedical Signal Processing and Control. 2020. Volume 57. DOI:10.1016/j.bspc.2019.101739.

29. Naseer, Noman & Ali, Faizan & Ahmed, Sameer & Iftikhar, Saad & Khan, Rayyan & Gilani, S. Hammad EMG Based Control of Individual Fingers of Robotic Hand // 2018 International Conference on Sustainable Information Engineering and Technology. 2018. pp. 6-9. DOI:10.1109/SIET. 2018.8693177.

30. Чернецкий Максим Александрович, Елизаров Александр Владимирович Тренажер для пальцев руки: пат. 177032 U1 Российская Федерация. 2018. Бюл. № 4. 13 с.

31. Пустовалов Иван Алексеевич, Лебедева Джинна Ивановна, Логинова Наталья Валерьевна, Туровина Елена Фаридовна Тренажер для восстановления функциональной активности верхних и нижних конечностей: Пат. 179661 U1 Российская Федерация. 2018. Бюл. № 15. 11 с.

32. Erhan Akdogan Upper limb therapeutic exercise robot: Пат. WO 2015/041618 A3 Turkey. 2015. 7 с.

33. CONG GUODONG, WANG CHAOXIN, WANG SHENGZE, WANG YONGXING, YI WEIFAN, YU HAIYAN, ZHANG HUI Wrist joint rehabilitation training device: Пат. CN 103110499 A China. 2013. 12 с.

34. Детали машин и основы конструирования. Курсовое проектирование: учебное пособие для высшего профессионального образования / Л.А. Савин, А.М. Анохин, Л.В. Дорофеев [и др.]. Орел: ФГОУ ВПО «Госуниверситет-УНПК», 2011. 230 с.

35. [Электронный ресурс] // Плата Arduino Uno R3: схема, описание, подключение устройств. URL: <https://arduinomaster.ru/platy-arduino/plata-arduino-uno/> (дата обращения: 20.02.2019).

36. [Электронный ресурс] // Модуль MYO v1.2. URL: https://elemyo.com/producty/modul_myo_v1_2/ (дата обращения: 20.02.2019).

37. [Электронный ресурс] // MYO-module_manual. URL: <https://drive.google.com/file/d/1bjbFC2GPCVawVgndS21qVh5j2yoLFv6q/edit> (дата обращения: 20.02.2019).

38. Яблонский А.А., Никифорова В.М. Курс теоретической механики. СПб.: Изд-во Лань, 1998. 768 с.

39. Вычислительная механика: учебное пособие / Е.П. Корнаева, А.В. Корнаев – Орел: ОГУ имени И.С. Тургенева. 2017. 107 с.

					<i>ВКР.20.15.04.06.о.14.000 РПЗ</i>	Лист
Изм.	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		81

Приложение А. Конструкторская документация

Формат	Зона	Поз.	Обозначение	Наименование	Кол.	Примечание
				<u>Документация</u>		
42			ВКР.20.15.04.06.а.14.000.000 СБ	Сборочный чертеж		
				<u>Детали</u>		
43	1		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.001	Основание	1	
43	2		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.002	Подставка	1	
43	3		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.003	Кронштейн	1	
43	4		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.004	Кронштейн	1	
44	5		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.005	Кронштейн	1	
44	6		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.006	Рукоять	1	
44	7		ВКР.20.15.04.06.а.14.000.007	Шайба	1	
				<u>Стандартные изделия</u>		
	8			Винт М3-6дх10 ГОСТ 11738-84	15	
	9			Винт М4-6дх16 ГОСТ 11738-84	2	
	10			Винт М6-6дх25 ГОСТ 11738-84	4	
	11			Винт А2.М3-6дх8 ГОСТ 17473-80	8	
	12			Винт А2.М3-6дх13 ГОСТ 17473-80	4	
	13			Винт А2.М3-6дх22 ГОСТ 17473-80	1	
	14			Гайка М3-6Н ГОСТ 15524-70	1	
	15			Шайба С.3.37 ГОСТ 11371-78	1	
	16			Шайба С.4.37 ГОСТ 11371-78	2	

ВКР.20.15.04.06.а.14.000.000

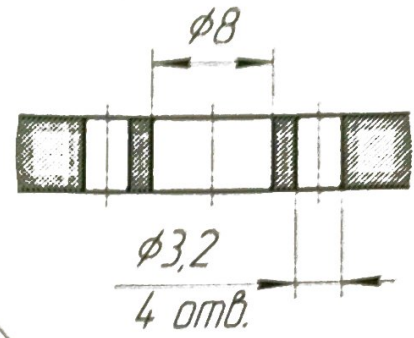
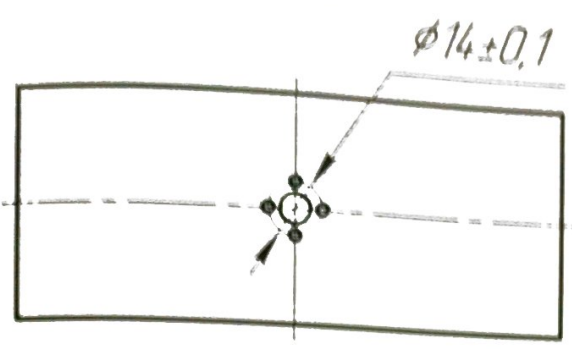
Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Стедаков И.Н.	ИС	26.06
Пров.		Щутин Д.В.	[Подпись]	26.06
Н.контр.		Сытин А.В.	[Подпись]	26.06
Утв.		Поляков Р.Н.	[Подпись]	26.06

Тренажер

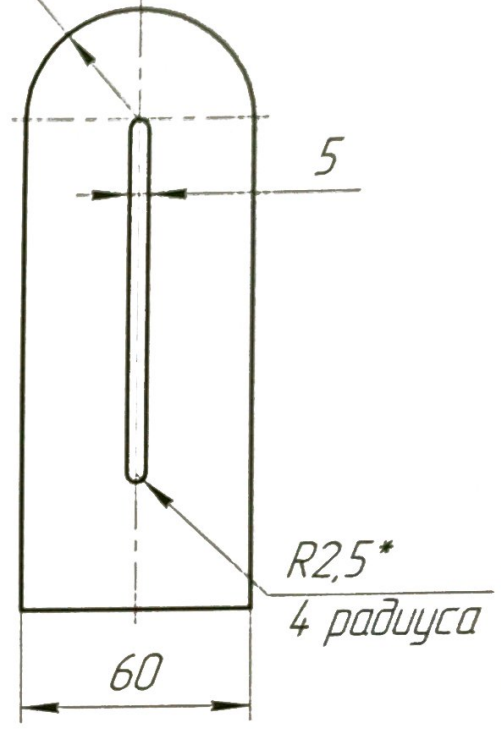
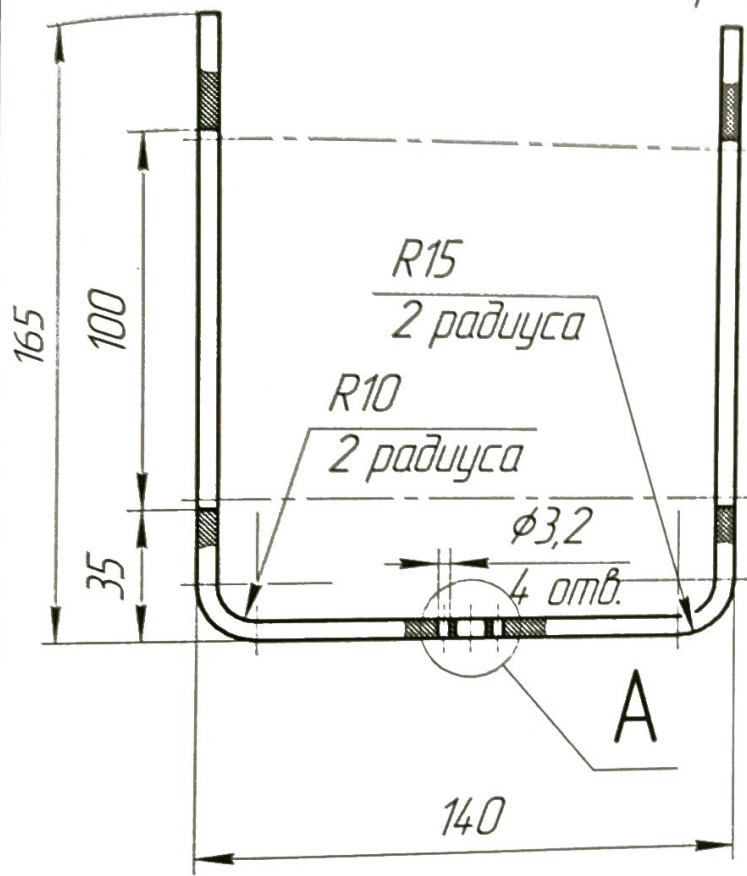
Лит.	Лист	Листов
	1	2
ОГУ им. И.С. Тургенева		
гр. 81 МХ-М		
Формат А4		

ВКР.20.15.04.06.а.14.000.005

A(2:1) $\sqrt{Ra\ 6,3}$



R30
2 радиуса



1 * Размеры для справок.

2 Общие допуски по ГОСТ 30893.1 - H14, h14, $\pm \frac{IT14}{2}$.

ВКР.20.15.04.06.а.14.000.005

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Стебаков И.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06
Проб.		Щутин Д.В.	<i>[Signature]</i>	26.06
Т.контр.				
Н.контр.		Сытин А.В.	<i>[Signature]</i>	26.06
Утв.		Поляков Р.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06

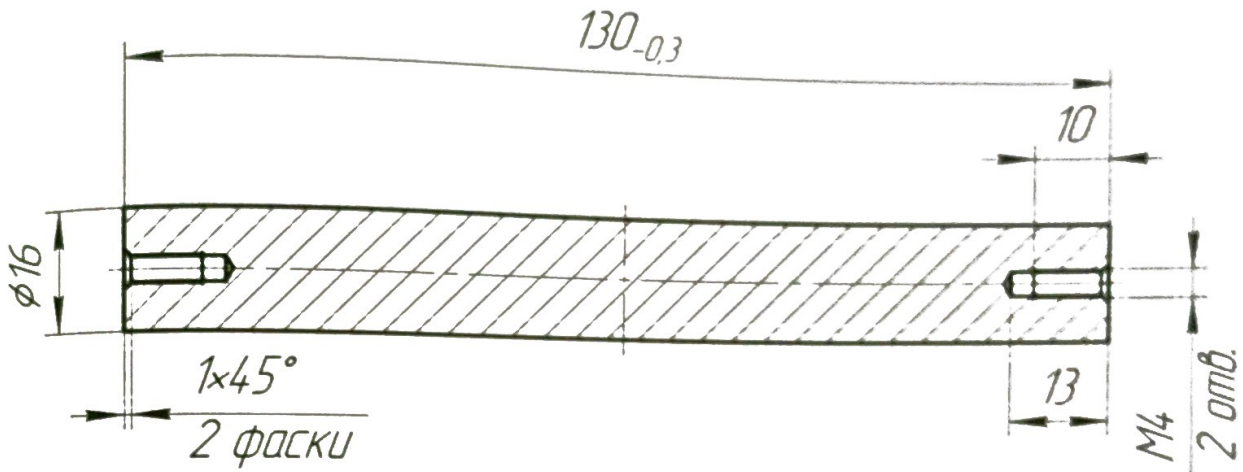
Кронштейн

PLA пластик

Лист	Масса	Масштаб
	0,11	1:2
Лист	Листов	1
ОГУ им. И.С. Тургенева		
зр. 81 МХ-м		
Формат А4		

Копировал

√ Ra 3,2



1 Общие допуски по ГОСТ 30893.1 - H14, h14, $\pm \frac{IT14}{2}$.
 2 Покрытие H9.

ВКР.20.15.04.06.д.14.000.006

Рукоятка

Д16 ГОСТ 4784-97

Лист	Всего	Выполнено
	0,07	11
Лист	Всего	!

ОГУ им. И.С. Тургенева
 зд. 81 МХ-М

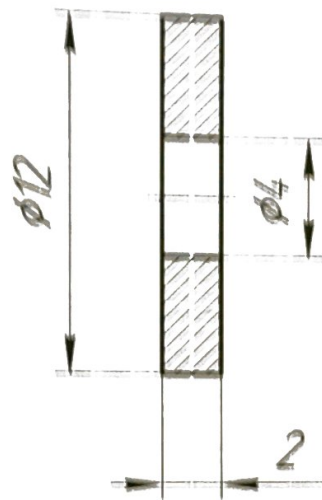
Формат А4

Копировал

Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата
Разраб.		Стебаков И.И.	<i>И.И.С.</i>	26.06
Проб.		Шутин Д.В.	<i>Д.В.Ш.</i>	26.06
Контр.				
Н.контр.		Сытин А.В.	<i>А.В.С.</i>	26.06
Утв.		Поляков Р.Н.	<i>Р.Н.П.</i>	26.06

ВКР.20.15.04.06.д.14.000.006

√ Ra 3,2



1 Общие допуски по ГОСТ 30893.1 - H14, h14, ± $\frac{IT14}{2}$.
 2 Покрытие H9.

ВКР.20.15.04.06.а.14.000.007

Шахта

Лит. Масса Масштаб

0,001 4:1

Лист Листов 1

Ст3пс ГОСТ 380-2005

ОГУ им. И.С. Тургенева
 гр. 81 МХ-М

Формат А4

Копировал

Изм	Лист	№ докум	Подп.	Дата
Разраб		Степанков И.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06
Проб.		Щукин Д.В.	<i>[Signature]</i>	26.06
Т.контр.				
Н.контр.		Сытин А.В.	<i>[Signature]</i>	26.06
Утв.		Поляков Р.Н.	<i>[Signature]</i>	26.06

Приложение Б. Листинг программы расчета зубчатых передач

```
clear
clc
a=[];
b_w=[];
m=[];
u=input('Введите передаточное отношение u = ');
T=input('Введите крутящий момент на выходе (Н*м) T = ');
n_out=input('Введите обороты на выходе (об/мин) n_out = ');
dop=input('Хотите ли ввести дополнительные параметры ? (1 - да, 2 - нет) - ');
if dop==1
    a=input('Введите межосевое расстояние (мм) a = ')/1000;
    b_w=input('Введите ширину колес (мм) b_w = ')/1000;
    m=input('Введите модуль (мм) m = ')/1000;
end
n=[n_out n_out*u];
S_H=1.1;
t=1000;
HB=150;
N_H0=10*10^6;
S_F=1.75;
N_F0=4*10^6;
psi_ba=0.5;
E=7.4*10^9;
psi_m=15;
K_Hv=1.01;
alpha=(20*pi)/180;
Y_F=3.8;
K_F_beta=1.15;
K_Fv=1.01;
N_HE=60*n_out*t;
if N_HE>N_H0
    K_HL=1;
else
    K_HL=nthroot(N_H0/N_HE,3);
end
sigma_h_0=3*HB;
sigma_h_lim=(sigma_h_0*K_HL)/S_H*10^6;
N_FE=60*n_out*t;
if N_FE>N_F0
    K_FL=1;
else
    K_FL=nthroot(N_F0/N_FE,3);
end
K_FC=1;
sigma_f_0=2*HB;
sigma_f_lim=(sigma_h_0*K_FL*K_FC)/S_F*10^6;
psi_bd=0.5*psi_ba*(u+1);
K_Hbeta=psi_bd*0.1+1;
```

```

if isempty(a)
    a=1.3*(u+1)*nthroot((E*T*K_Hbeta)/(sigma_h_lim^2*u^2*psi_ba),3);
end
if isempty(b_w)
    b_w=psi_ba*a;
end
if isempty(m)
    m=b_w/psi_m;
end
a=round(a*100000)/100000;
b_w=round(b_w*100000)/100000;
m=round(m*100000)/100000;
z_sum=(2*a)/m;
z1=round(z_sum/(u+1));
z2=round(z1*u);
z_sum=z1+z2;
a=(m*(z1+z2))/(2);
d1=(m*z1);
d2=(m*z2);
h=2.25*m;
d1=m*z1;
d2=m*z2;
d_w1=d1;
d_w2=d2;
d_b1=d1*cos(alpha);
d_b2=d2*cos(alpha);
d_a1=d1+2*m;
d_a2=d2+2*m;
d_f1=d1-2.5*m;
d_f2=d2-2.5*m;
b_w1=b_w*1.05;
b_w2=b_w*0.95;
b_w1=round(b_w1*100000)/100000;
b_w2=round(b_w2*100000)/100000;
K_H=K_Hbeta*K_Hv;
sigma_h=1.18*sqrt((E*(T/u)*K_H*(u+1))/(d1^2*b_w*sin(2*alpha)*u));
K_F=K_F_beta*K_Fv;
F_t=(2*(T/u))/d1;
sigma_f=(Y_F*F_t*K_F)/(b_w*m);
disp(sprintf('\n%-26sa = %.3f мм', 'Межосевое расстояние ',
a*1000));
disp(sprintf('%-26sm = %.3f мм', 'Модуль ', m*1000));
disp(sprintf('\n%-25s %-10s %-10s', 'Параметр', 'Шестерня',
'Колесо'));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Делительный диаметр (мм)',
d1*1000, d2*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Основной диаметр (мм)',
d_b1*1000, d_b2*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Начальный диаметр (мм)',
d_w1*1000, d_w2*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Диаметр вершин (мм)',
d_a1*1000, d_a2*1000));

```

```

disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Диаметр впадин (мм)',
d_f1*1000, d_f2*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Высота зуба (мм)', h*1000,
h*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Ширина колеса (мм)',
b_w1*1000, b_w2*1000));
disp(sprintf('%-25s %-10.3f %-10.3f', 'Кол-во зубьев (мм)', z1,
z2));
if sigma_h_lim > sigma_h
    disp(sprintf('\n%-26s[sigma_h] = %.3f МПа', 'Допускаемые
контактные напряжения ', sigma_h_lim/10^6));
    disp(sprintf('%-26ssigma_h = %.3f МПа', 'Действующие контактные
напряжения ', sigma_h/10^6));
    disp(sprintf('%s', 'Напряжения не превышают допустимых
значений'));
else
    disp(sprintf('\n%-26s[sigma_h] = %.3f МПа', 'Допускаемые
контактные напряжения ', sigma_h_lim/10^6));
    disp(sprintf('%-26ssigma_h = %.3f МПа', 'Действующие контактные
напряжения ', sigma_h/10^6));
    disp(sprintf('%s', 'Напряжения превышают допустимые
значения!!!'));
end
if sigma_f_lim > sigma_f
    disp(sprintf('\n%-26s[sigma_f] = %.3f МПа', 'Допускаемые
изгибающие напряжения ', sigma_f_lim/10^6));
    disp(sprintf('%-26ssigma_f = %.3f МПа', 'Действующие изгибающие
напряжения ', sigma_f/10^6));
    disp(sprintf('%s', 'Напряжения не превышают допустимых
значений'));
else
    disp(sprintf('\n%-26s[sigma_f] = %.3f МПа', 'Допускаемые
изгибающие напряжения ', sigma_f_lim/10^6));
    disp(sprintf('%-26ssigma_f = %.3f МПа', 'Действующие изгибающие
напряжения ', sigma_f/10^6));
    disp(sprintf('%s', 'Напряжения превышают допустимые
значения!!!'));
end

```

Приложение В. Принципиальная электрическая схема

Приложение Г. Структурно-функциональная схема

Приложение Д. Листинг программы расчета уравнений динамики

Первая ось

```
clear
clc
T=0.25;
J=0.0385;
M=2;
N=10^5;
Q1=0;
Q=0;
j=0;
t=linspace(0,T,N);
h=t(2)-t(1);
q2(1)=M/J;
q1(1) = Q1;
q(1) = Q;
for i=1:N-1
    k1(1) = q1(i);
    k1(2) = M/J;
    k2(1) = q1(i)+0.5*h*k1(1);
    k2(2) = M/J;
    k3(1) = q1(i)+0.5*h*k2(1);
    k3(2) = M/J;
    k4(1) = q1(i)+h*k3(1);
    k4(2) = M/J;
    q(i+1)=q(i)+(h/6)*(k1(1)+2*k2(1)+2*k3(1)+k4(1));
    q1(i+1)=q1(i)+(h/6)*(k1(2)+2*k2(2)+2*k3(2)+k4(2));
    q2(i+1)=M/J;
    if q(i+1) > pi/2.1 && j==0
        j = i;
    end
end
q=(q*180)/pi;
figure();
subplot(1,3,1)
plot(t,q,'r','LineWidth',1.5);
xlabel('t, c');
ylabel('fi 2, град');
txt = ['t = ', num2str(t(j))];
text(0.15,90,txt,'FontSize',14);
grid on;
subplot(1,3,2)
plot(t,q1,'r','LineWidth',1.5);
grid on;
xlabel('t, c');
ylabel('omega 2 , рад/с');
subplot(1,3,3)
plot(t,q2,'r','LineWidth',1.5);
grid on;
xlabel('t, c');
```



```
ylabel('omega 2 , рад/с^2');
```

Вторая ось

```
clear
clc
F=15;
l=0.135;
T=0.2;
J=0.0325;
M=2;
N=10^5;
Q1=0;
Q=-pi/3;
j=0;
t=linspace(0,T,N);
h=t(2)-t(1);
q1(1) = Q1;
q(1) = Q;
q2(1)=(M+F*cos(q(1))*l)/J;
for i=1:N-1
    k1(1) = q1(i);
    k1(2) = (M+F*cos(q(i))*l)/J;
    k2(1) = q1(i)+0.5*h*k1(1);
    k2(2) = (M+F*cos(q(i))*l)/J;
    k3(1) = q1(i)+0.5*h*k2(1);
    k3(2) = (M+F*cos(q(i))*l)/J;
    k4(1) = q1(i)+h*k3(1);
    k4(2) = (M+F*cos(q(i))*l)/J;
    q(i+1)=q(i)+(h/6)*(k1(1)+2*k2(1)+2*k3(1)+k4(1));
    q1(i+1)=q1(i)+(h/6)*(k1(2)+2*k2(2)+2*k3(2)+k4(2));
    q2(i+1)=(M+F*cos(q(i))*l)/J;
    if q(i+1) > pi/4 && j==0
        j = i;
    end
end
q=(q*180)/pi;
figure();
subplot(1,3,1)
plot(t,q,'r','LineWidth',1.5);
xlabel('t, c');
ylabel('fi 2, град');
txt = ['t = ', num2str(t(j))];
text(0.12,50,txt,'FontSize',14);
grid on;
subplot(1,3,2)
plot(t,q1,'r','LineWidth',1.5);
grid on;
xlabel('t, c');
ylabel('omega 2 , рад/с');
subplot(1,3,3)
plot(t,q2,'r','LineWidth',1.5);
```

```

grid on;
xlabel('t, c');
ylabel('omega 2 , рад/с^2');

```

Третья ось

```

clear
clc
T=0.09;
J=0.0021;
M=2;
N=10^5;
Q1=0;
Q=0;
j=0;
t=linspace(0,T,N);
h=t(2)-t(1);
q2(1)=M/J;
q1(1) = Q1;
q(1) = Q;
for i=1:N-1
    k1(1) = q1(i);
    k1(2) = M/J;
    k2(1) = q1(i)+0.5*h*k1(1);
    k2(2) = M/J;
    k3(1) = q1(i)+0.5*h*k2(1);
    k3(2) = M/J;
    k4(1) = q1(i)+h*k3(1);
    k4(2) = M/J;
    q(i+1)=q(i)+(h/6)*(k1(1)+2*k2(1)+2*k3(1)+k4(1));
    q1(i+1)=q1(i)+(h/6)*(k1(2)+2*k2(2)+2*k3(2)+k4(2));
    q2(i+1)=M/J;
    if q(i+1) > pi && j==0
        j = i;
    end
end
q=(q*180)/pi;
figure();
subplot(1,3,1)
plot(t,q,'r','LineWidth',1.5);
xlabel('t, c');
ylabel('fi 2, град');
txt = ['t = ', num2str(t(j))];
text(0.02,180,txt,'FontSize',14);
grid on;
subplot(1,3,2)
plot(t,q1,'r','LineWidth',1.5);
grid on;
xlabel('t, c');
ylabel('omega 2 , рад/с');
subplot(1,3,3)
plot(t,q2,'r','LineWidth',1.5);

```

```
grid on;  
xlabel('t, c');  
ylabel('omega 2 , рад/с^2');
```

Приложение Е. Листинг программы обучения нейросети для классификации движений запястья

```
clear
clc
for j=1:3
    load('data/inputs_train.mat');
    load('data/inputs_test.mat');
    load('data/inputs_val.mat');
    load('data/targets_val.mat');
    load('data/targets_test.mat');
    load('data/targets_train.mat');
    if j ==1
        inputs_train = inputs_train(1:6,:);
        inputs_test = inputs_test(1:6,:);
        inputs_val = inputs_val(1:6,:);
    elseif j ==2
        inputs_train = inputs_train(7:12,:);
        inputs_test = inputs_test(7:12,:);
        inputs_val = inputs_val(7:12,:);
    end
    LayerSize = [4 8 16 32 64 128 256 512];

    for i=1:length(LayerSize)
        hiddenLayerSize = [LayerSize(i) LayerSize(i)];
        net = patternnet(hiddenLayerSize);
        net.trainParam.epochs = 500;
        net.trainParam.max_fail = 6;
        net.divideParam.trainRatio = 85/100;
        net.divideParam.valRatio = 15/100;
        net.divideParam.testRatio = 0/100;
        [net, tr] = train(net,inputs_train,targets_train);
        output = round(net(inputs_val));
        acc(j,i) = mean(double(vec2ind(output) ==
vec2ind(targets_val))) * 100;
    end
end
[~,ind] = max(acc(3,:));
hiddenLayerSize = [LayerSize(ind) LayerSize(ind)];
net = patternnet(hiddenLayerSize, 'traincgf');
net = train(net,inputs_train,targets_train);

output = round(net(inputs_train));
cm = confusionmat(vec2ind(targets_train), vec2ind(output));
figure()
subplot(1,3,1)
cmp = confusionchart(cm);
cmp.title('Train')
fprintf('\nTraining Set Accuracy: %f\n', mean(double(vec2ind(output)
== vec2ind(targets_train))) * 100);
```

```

output = round(net(inputs_test));
cm = confusionmat(vec2ind(targets_test), vec2ind(output));
subplot(1,3,2)
cmp = confusionchart(cm);
cmp.title('Test')
fprintf('\nValidation Set Accuracy: %f\n',
mean(double(vec2ind(output) == vec2ind(targets_test))) * 100);

output = round(net(inputs_val));
cm = confusionmat(vec2ind(targets_val), vec2ind(output));
subplot(1,3,3)
cmp = confusionchart(cm);
cmp.title('Val')
fprintf('\nTest Set Accuracy: %f\n', mean(double(vec2ind(output) ==
vec2ind(targets_val))) * 100);

save('net.mat', 'net');

m = 20;
error_val = ones(m,1);
error_train = zeros(m,1);

for i=1:m
    clear('net')
    hiddenLayerSize = [LayerSize(ind) LayerSize(ind)];
    net = patternnet(hiddenLayerSize);
    net.divideParam.trainRatio = (100 / m) * i /100;
    net.trainParam.epochs = 100;
    net.trainParam.max_fail = 100;
    [net,tr] = train(net,inputs_train,targets_train);
    output = net(inputs_val);
    error_val(i) = perform(net, targets_val, output);
    output = net(inputs_train);
    error_train(i) = perform(net, targets_train, output);
end

figure()
plot(linspace(1,100,m), error_train, 'r')
hold on
plot(linspace(1,100, m), error_val, 'g')
axis([1, 100, 0, max(error_val)*2])
xlabel('Size of set, %')
ylabel('Error')
title('Learning Curves')
legend('Train', 'Val')
grid on

figure()
plot(LayerSize, acc(1,:), '-^g')
hold on
plot(LayerSize, acc(2,:), '-^y')
plot(LayerSize, acc(3,:), '-^r')

```

```
axis([4, 512, 0, 100])
xlabel('Layer Size')
ylabel('Accuracy')
legend('MYO 1', 'MYO 2', 'MYO 1 and MYO 2')
set(gca, 'XTick', LayerSize)
grid on
```


Приложение Ж. Результаты моделирования

Приложение 3.



СПРАВКА о результатах проверки текстового документа на наличие заимствований

Проверка выполнена в системе
Антиплагиат.ВУЗ

Автор работы	Стебаков Иван Николаевич
Подразделение	Политехнический институт имени Н.Н. Поликарпова, кафедра мехатроники, механики и робототехники
Тип работы	Выпускная квалификационная работа
Название работы	Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти
Название файла	15.04.06_ВКР_2020_Стебаков.docx
Процент заимствования	18.84 %
Процент самоцитирования	0.00 %
Процент цитирования	9.56 %
Процент оригинальности	71.59 %
Дата проверки	18:01:36 25 июня 2020г.
Модули поиска	Модуль поиска ИПС "Адилет"; Модуль выделения библиографических записей; Сводная коллекция ЭБС; Модуль поиска "Интернет Плюс"; Коллекция РГБ; Цитирование; Модуль поиска переводных заимствований; Модуль поиска переводных заимствований по eLibrary (EnRu); Модуль поиска переводных заимствований по интернет (EnRu); Коллекция eLIBRARY.RU; Коллекция ГАРАНТ; Коллекция Медицина; Диссертации и авторефераты НББ; Модуль поиска перефразирований eLIBRARY.RU; Модуль поиска перефразирований Интернет; Коллекция Патенты; Модуль поиска общеупотребительных выражений; Модуль поиска "ФГБОУ ВО ОГУ им. И.С.Тургенева"; Кольцо вузов
Работу проверил	Просекова Анастасия Владимировна ФИО проверяющего
Дата подписи	08.07.2020  Подпись проверяющего

Чтобы убедиться
в подлинности справки,
используйте QR-код, который
содержит ссылку на отчет.



Ответ на вопрос, является ли обнаруженное заимствование
корректным, система оставляет на усмотрение проверяющего.
Предоставленная информация не подлежит использованию
в коммерческих целях.

ОТЗЫВ РУКОВОДИТЕЛЯ ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Тема выпускной квалификационной работы «Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти»

Студент гр. 81-МХм Стебаков Иван Николаевич
 Факультет/институт Политехнический институт имени Н.Н. Поликарпова
 Кафедра мехатроники, механики и робототехники
 Направление подготовки (специальность) 15.04.06 Мехатроника и робототехника
 Профиль (направленность) подготовки Медицинская робототехника и мехатроника
 Руководитель Шутин Денис Владимирович

Оценка компетенций выпускника
в соответствии с требованиями ФГОС ВО

Требования к профессиональной подготовке	Отлично	Хорошо	Удовлетворительно	Не удовлетворительно
ОК-1 Способность совершенствовать и развивать свой интеллектуальный и общекультурный уровень	+			
ОК-2 Способность к самостоятельному обучению с помощью современных информационных технологий новым методам исследования, к постоянному обновлению и расширению своих знаний, к изменению в случае необходимости научного и научно-производственного профиля своей профессиональной деятельности	+			
ОК-3 Способность использовать в практической деятельности новые знания и умения, как относящиеся к своему научному направлению, так и, в новых областях знаний, непосредственно не связанных с профессиональной сферой деятельности	+			
ОК-4 Готовность использовать на практике приобретенные умения и навыки в организации исследовательских и проектных работ, выполняемых малыми группами исполнителей	+			
ОПК-1 Способность представлять адекватную современному уровню знаний научную картину мира на основе знания основных положений, законов и методов естественных наук и математики	+			
ОПК-2 Владение в полной мере основным физико-математическим аппаратом, необходимым для описания и исследования разрабатываемых систем и устройств	+			
ОПК-3 Владение современными информационными технологиями, готовностью применять современные и специализированные средства автоматизированного проектирования и машинной графики при проектировании систем и их отдельных модулей, знать и соблюдать основные требования информационной безопасности	+			
ОПК-4 Готовность собирать, обрабатывать, анализировать и систематизировать научно-техническую информацию по тематике исследования, использовать достижения отечественной и зарубежной науки, техники и технологии в своей профессиональной деятельности	+			
ОПК-5 Способность использовать методы современной экономической теории при оценке эффективности разрабатываемых и исследуемых систем, а также результатов своей профессиональной деятельности		+		
ОПК-6 Готовность пользоваться основными методами защиты производственного персонала и населения от возможных последствий аварий, ка-	+			

катастроф, стихийных бедствий				
ПК-1 Способность составлять математические модели мехатронных и робототехнических систем, их подсистем, включая исполнительные, информационно-сенсорные и управляющие модули, с применением методов формальной логики, методов конечных автоматов, сетей Петри, методов искусственного интеллекта, нечеткой логики, генетических алгоритмов, искусственных нейронных и нейро-нечетких сетей	+			
ПК-2 Способность использовать имеющиеся программные пакеты и, при необходимости, разрабатывать новое программное обеспечение, необходимое для обработки информации и управления в мехатронных и робототехнических системах, а также для их проектирования	+			
ПК-3 Способность разрабатывать экспериментальные макеты управляющих, информационных и исполнительных модулей мехатронных и робототехнических систем и проводить их исследование с применением современных информационных технологий	+			
ПК-4 Способность осуществлять анализ научно-технической информации, обобщать отечественный и зарубежный опыт в области мехатроники и робототехники, средств автоматизации и управления, проводить патентный поиск	+			
ПК-5 Способность разрабатывать методики проведения экспериментов и проводить эксперименты на действующих макетах и образцах мехатронных и робототехнических систем и их подсистем, обрабатывать результаты с применением современных информационных технологий и технических средств	+			
ПК-6 Готовность к составлению аналитических обзоров и научно-технических отчетов по результатам выполненной работы, в подготовке публикаций по результатам исследований и разработок	+			
ПК-7 Способность внедрять на практике результаты исследований и разработок, выполненных индивидуально и в составе группы исполнителей, обеспечивать защиту прав на объекты интеллектуальной собственности	+			
ПК-8 Готовность к руководству и участию в подготовке технико-экономического обоснования проектов создания мехатронных и робототехнических систем, их подсистем и отдельных модулей		+		
ПК-9 Способность к подготовке технического задания на проектирование мехатронных и робототехнических систем их подсистем и отдельных устройств с использованием стандартных исполнительных и управляющих устройств, средств автоматики, измерительной и вычислительной техники, а также новых устройств и подсистем		+		
ПК-10 Способность участвовать в разработке конструкторской и проектной документации мехатронных и робототехнических систем в соответствии с имеющимися стандартами и техническими условиями	+			
ПК-11 Готовность разрабатывать методику проведения экспериментальных исследований и испытаний мехатронной или робототехнической системы, способностью участвовать в проведении таких испытаний и обработке их результатов	+			

Общая характеристика ВКР.

ВКР относится к области разработок машиностроения и медицинской робототехнике. В работе рассмотрена проблема расширения функциональных возможностей и диапазона воспроизводимых движений кисти существующими изделиями, предложены пути ее решения.

Разработанная конструкция роботизированного тренажера для восстановления подвижности кисти направлена на повышение соответствия анатомическим особенностям человеческой кисти, расширение функциональных возможностей тренажера. При написании ВКР использованы релевантные методы решения задач, сделаны необходимые расчеты и сделаны обоснованные выводы. Произведено сравнение различных методов из методологической базы, применяемой в обучаемых технических системах, сделаны выводы о наиболее подходящих из них для решения поставленной задачи.

Структура работы соответствует заданию на ВКР и полностью раскрывает все аспекты темы. Проведён широкий информационный поиск, обоснована актуальность решаемой задачи, проведены теоретические и экспериментальные исследования, сделаны выводы.

Результаты работы были представлены на международных и всероссийских конференциях, опубликована 1 статья с цитированием РИНЦ и приняты к публикации 2 статьи в изданиях из перечня ВАК.

ВКР оформлена в соответствии с предъявляемыми требованиями, конструкторская часть соответствует единой системе конструкторской документации.

Работа соответствует требованиям ФГОС по направлению подготовки.

Отмеченные достоинства: Все поставленные в работе задачи решены на достаточно высоком инженерном и исследовательском уровне, в соответствии с графиком выполнения дипломной работы. Можно отметить умелую организованность работы студента над ВКР, самостоятельность принятия решений, ответственность в своевременном выполнении задач дипломного проекта, высокую способность к самостоятельному освоению новых материалов, инструментов и методов работы.

Отмеченные недостатки: существенных недостатков не выявлено.

Заключение: выпускная квалификационная работа рекомендуется к защите.

Руководитель Д.В. Шутин (Шутин Д.В.)

«2» июль 2020г.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ КАФЕДРЫ О ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЕ
Выпускную квалификационную работу на тему «Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти» студента Стебакова Ивана Николаевича допустить к защите в Государственной экзаменационной комиссии.

Зав. кафедрой Р.Н. Поляков (Поляков Р.Н.)

«2» июль 2020г.

РЕЦЕНЗИЯ

на выпускную квалификационную работу
студента Стебакова Ивана Николаевича

Тема: «Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти»

Выпускная квалификационная работа студента Стебакова Ивана Николаевича на тему: «Роботизированный тренажер для восстановления подвижности кисти» относится к области разработок машиностроения и медицинской робототехнике.

В работе объективно рассмотрена проблема расширения функциональных возможностей и диапазона воспроизводимых движений кисти существующими изделиями, предложены пути ее решения.

Разработанная конструкция роботизированного тренажера для восстановления подвижности кисти направлена на повышение соответствия анатомическим особенностям человеческой кисти, расширение функциональных возможностей тренажера. При написании выпускной квалификационной работы Стебаковым И.Н. были использованы релевантные методы решения задач, сделаны необходимые расчеты и обоснованные выводы.

Сильной стороной работы является новизна разработанной конструкции роботизированного тренажера для восстановления подвижности кисти, которая позволяет преодолеть недостатки предыдущих разработок в данной области. Также плюсом работы можно назвать хорошую проработку большого количества существующих исследований по тематике проблемы.

Стебаков И.Н. продемонстрировал хорошие аналитические способности, умение анализировать и систематизировать информацию, работать с различными источниками информации, делать самостоятельные выводы и предлагать пути решения проблем.

Работа Стебакова И.Н. представляет собой актуальное исследование, результаты которого могут быть использованы для совершенствования тренажеров для восстановления подвижности кисти.

Выбранная проблематика раскрыта полно и всесторонне, выработанные рекомендации и предложения имеют существенную практическую значимость.

Представленная на рецензию выпускная квалификационная работа содержит актуальный, современный материал, выполнена на хорошем научном уровне, соответствует тематике и требованиям, предъявляемым к выпускной квалификационной работе, и может быть рекомендована к защите с оценкой «отлично».

Ведущий математик-программист
ООО «НТЦ АПМ»
кандидат технических наук



А.В. Чикулаев