

**НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет інформатики та обчислювальної техніки

Кафедра інформаційних систем та технологій

До захисату допущено:

Ззавідувач кафедри

_____ Олександр РОЛІК

«__» _____ 20__ р.

**Дипломний проєкт
на здобуття ступеня бакалавра
за освітньо-професійною програмою «Інтегровані інформаційні
системи»
спеціальності 126 «Інформаційні системи та технології»
на тему: «Система керування біонічним протезом»**

Виконав:

студент IV курсу, групи ІА-93

Король Степан Петрович _____

Керівник:

асистент кафедри ІСТ

Бердник Юрій Михайлович _____

Рецензент:

ст. вик. кафедри ОТ, доктор філософії

Таран Владислав Ігорович _____

Засвідчую, що у цьому дипломному
проєкті немає запозичень з праць інших
авторів без відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2023 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет інформатики та обчислювальної техніки
Кафедра інформаційних систем та технологій

Рівень вищої освіти – перший (бакалаврський)

Спеціальність – 126 «Інформаційні системи та технології»

Освітньо-професійна програма «Інтегровані інформаційні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____Олександр РОЛІК

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту

Королю Степану Петровичу

1. Тема проєкту «Система керування біонічним протезом», керівник проєкту Бердник Юрій Михайлович, ас., затверджені наказом по університету від «31» травня 2023 р. №_2101-с_____

2. Термін подання студентом проєкту 12.06.2023

3. Вихідні дані до проєкту: система керування біонічним протезом: автоматизоване керування зі зміною хватів без допомоги збереженої руки; здатність працювати незалежно від підключення до інтернету; міоелектричне управління; автономне, оптимальне за ємністю, безпечне живлення від акумулятора; точна і швидка модель розпізнавання об'єктів; інтуїтивно зрозумілий для користувача протокол взаємодії, алгоритм роботи програми, що покриває весь необхідний функціонал, підтримка різних способів захоплення об'єктів.

4. Зміст пояснювальної записки: провести огляд існуючих рішень та проаналізувати предметну область, сформулювати розгорнуті вимоги; розробити структурну і функціональну схеми; обрати окремі компоненти системи; виготовити міоелектричний сенсор; розробити електричну принципову схему;

створити модель розпізнавання об'єктів; розробити архітектуру та алгоритм функціонування системи.

5. Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслеників, плакатів, презентацій тощо): структурна схема, функціональна схема, схема електрична принципова, блок-схема алгоритму.

6. Дата видачі завдання: 10.03.2020

Календарний план

з/п	Назва етапів виконання дипломного проєкту	Термін виконання етапів проєкту	Примітка
1	Огляд існуючих рішень та аналіз предметної області	11.04 – 13.04	
2	Розроблення структурної схеми системи керування біонічним протезом	14.04 – 16.04	
3	Розроблення функціональної схеми системи	17.04 – 19.04	
4	Вибір окремих компонентів системи	20.04 – 22.04	
5	Розроблення електроміографічного сенсору	23.04 – 29.05	
6	Розроблення схеми електричної принципової системи	29.04 – 05.05	
7	Розроблення алгоритму керування системою	06.05 – 10.05	
8	Виготовлення макета системи	11.05 – 28.05	
9	Передзахист дипломного проєкту	29.05 – 30.05	
10	Доопрацювання пояснювальної записки	25.05 – 12.06	
11	Захист дипломного проєкту	19.06 – 23.06	

Студент

Степан КОРОЛЬ

Керівник

Юрій БЕРДНИК

АНОТАЦІЯ

Король С.П. Система керування біонічним протезом. КПІ ім. Ігоря Сікорського, Київ, 2023.

Проект містить 65 с. тексту, 27 рисунків, 4 таблиці, посилання на 49 літературних джерел та 4 конструкторські документи.

Ключові слова: біонічний протез, електроміографічний контроль, мікроконтролер, розпізнавання об'єктів.

Об'єктом дослідження є процес керування біонічним протезом, а предметом – біонічний протез.

Мета – покращити життєдіяльність людей з ампутованими верхніми кінцівками, шляхом підвищення доступності автономної і практичної у використанні системи керування біонічним протезом, здатної підтримувати ряд базових, наближених до природних способів захоплення об'єктів.

У дипломному проєкті розроблено систему керування біонічним протезом руки, яка використовуючи технології машинного навчання застосовує модель розпізнавання об'єктів для визначення способу захоплення предметів та застосовує сигнали поверхневої електроміографії для контролю. Особливостями розробленої системи є незалежність від вцілілої руки людини та повна автономність роботи.

Отримані результати можуть бути застосовані для допомоги людям із ампутованими кінцівками руки, у волонтерстві, а також в межах діяльності гуртка «ES&IoT – Вбудовані системи та інтернет речей» кафедри ICT.

SUMMARY

Korol S.P. Bionic prosthesis control system. Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, 2023.

The project consists of 65 pages of text, 27 figures, 4 tables, references to 49 literary sources, and 4 engineering documents.

Keywords: bionic prosthesis, electromyographic control, microcontroller, object recognition.

The research object is the process of controlling a bionic prosthesis, and the subject is the bionic prosthesis itself.

The aim of the research is to improve the quality of life for people with upper limb amputations by increasing the accessibility of an autonomous and practically usable bionic prosthesis control system, capable of supporting a range of basic, natural-like methods for object manipulation. In the diploma project, a control system for a bionic hand prosthesis was developed, which utilizes machine learning technologies and an object recognition model to determine the method of object manipulation, along with surface electromyography signals for control. The notable features of the developed system are its independence from the intact human hand and full autonomous operation. The obtained results can be applied to assist individuals with amputated hand limbs, in volunteering activities, and within the scope of the "ES&IoT - Embedded Systems and Internet of Things" club of the IST department.

Номер рядка	Формат	Позначення	Найменування	Кільк. арк.	Номер екзем.	Примітка
1			<u>Документація загальна</u>			
2						
3		Пояснювальна записка	Знову розроблена			
4						
5	A4	IA93.150БАК.004 ПЗ	Пояснювальна записка	65		
6	A3	IA93.150БАК.004 Э1	Система керування	1		
7			біонічним протезом.			
8			Схема структурна			
9	A3	IA93.150БАК.004 Э2	Система керування	1		
10			біонічним протезом.			
11			Схема функціональна.			
12	A3	IA93.150БАК.004 Д1	Система керування	1		
13			біонічним протезом.			
14			Блок-схема алгоритму			
15	A2	IA93.150БАК.004 Э3	Система керування	1		
16			біонічним протезом.			
17			Схема електрична			
18			принципова			
19						
20						
21						
22						
23						
24						
25						
26						
27						
28						
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	IA93.150БАК.004 ТП	
Розроб.		Король С.П.				
Перевір.		Бердник Ю.М.			Система керування біонічним протезом. Відомість технічного проекту	
Реценз.						
Н. Контр.						
Затв.						
					Літ.	Аркуш
					Т	Аркушів
					1	1
					КПІ ім. Ігоря Сікорського ФІОТ Група ІА-93	

**Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Система керування біонічним
протезом»**

Київ – 2023 року

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ТЕРМІНІВ.....	5
ВСТУП.....	6
1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ І ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ.....	8
1.1 Аналіз предметної області	8
1.1.1 Косметичні або пасивні протези	9
1.1.2 Протези з тяговим управлінням	10
1.1.3 Роботизовані протези.....	12
1.2 Огляд існуючих рішень	14
1.2.1 Протез I-Limb	14
1.2.2 Протез TASKA HandGen2	16
1.2.3 Протез Bebionic hand	17
1.2.4 Протез Hero Arm	18
1.2.5 Протез Sensorhand speed.....	19
1.2.6 Порівняння можливостей управління роботизованих протезів.....	20
Висновки до розділу	21
2 ПОСТАНОВКА РОЗГОРНУТИХ ВИМОГ ДО СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ.....	22
2.1 Основні вимоги.....	22
2.2 Додаткові вимоги	22
Висновки до розділу	23
3 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ ТА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ	24

					ІА93.150БАК.004 ПЗ			
Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата	Система керування біонічним протезом. Пояснювальна записка	Літ.	Аркуш	Аркушів
Розроб.		Король С.П.				Т		
Перевір.		Бердник Ю.М.					2	65
Реценз.						КПІ ім. Ігоря Сікорського ФІОТ Група ІА-93		
Н. Контр.								
Затв.								

3.1	Опис структурної схеми	24
3.2	Опис функціональної схеми.....	25
3.2.1	Блок логіки та керування.....	25
3.2.2	Блок розпізнавання об'єктів	25
3.2.3	Блок індикації	25
3.2.4	Блок керування виконавчими елементами протезу.....	26
3.2.5	Блок датчиків.....	26
3.2.6	Рухомі елементи протезу.....	27
	Висновки до розділу	27
4	ВИБІР ОКРЕМИХ КОМПОНЕНТІВ СИСТЕМИ	28
4.1	Модуль камери	28
4.2	Мікроконтролер.....	29
4.3	Серводвигуни.....	30
4.4	Датчик відстані	32
4.5	Живлення системи	32
4.6	Електроміографічний сенсор	35
	Висновки до розділу	36
5	РОЗРОБЛЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ	37
5.1	Підключення компонентів	37
5.2	Електроміографічний сенсор	38
5.3	Живлення системи	41
	Висновки до розділу	42
6	РОЗРОБЛЕННЯ АЛГОРИТМУ ФУНКЦІОНУВАННЯ СИСТЕМИ ТА ПРОГРАМУВАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРІВ.....	43

6.1 Алгоритм роботи системи.....	43
6.2 Програмування мікроконтролерів.....	44
6.2.1 Розробка моделі розпізнавання об'єктів.....	44
6.2.2 Розробка програм мікроконтролера.....	51
Висновки до розділу	53
7 ВИГОТОВЛЕННЯ МАКЕТУ СИСТЕМИ.....	54
7.1 Виготовлення корпусу протезу.....	54
Висновки до розділу	58
ВИСНОВКИ.....	59
ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	61
ДОДАТОК А.....	66

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ ТА ТЕРМІНІВ

ЕМГ – електроміографія.

пЕМГ – поверхнева електроміограма.

іЕМГ – імплантована електроміограма.

DOA (Degrees Of Actuation) - ступені приведення в дію, характеристика кількості незалежних осей або обертальних рухів, які може виконувати окремий компонент або суглоб протезного пристрою.

DOF (Degrees Of Freedom) - ступені свободи, характеристика, що вказує на рівень рухливості або артикуляції, який може забезпечити протез кінцівки або суглоба.

ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) – акрилонітрил бутадієн стирол.

PLA (Polylactic Acid) – біорозкладний термопластичний поліефір сировиною якого є полімолочна кислота.

UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) - комп'ютерний апаратний пристрій для асинхронного послідовного зв'язку, у якому можна налаштувати формат даних і швидкість передачі.

SPI (Serial Peripheral Interface) - це специфікація інтерфейсу синхронного послідовного зв'язку, яка використовується для зв'язку на короткій відстані, переважно у вбудованих системах.

PWM (Pulse-Width Modulation) - метод контролю середньої потужності, що видається електричним сигналом.

DAC (Digital to Analog Converter) - система, яка перетворює цифровий сигнал в аналоговий.

I2C (Inter-Integrated Circuit) - синхронна, багатопровідна, одностороння, послідовна комунікаційна шина з пакетною комутацією.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						5
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Питання відновлення функціонування та природного вигляду втрачених частин тіла, попри свою давність, досі не втратило своєї актуальності. Сучасні дослідження зробили великий крок у розробці багатофункціональних та інноваційних протезів, це дозволило значною мірою полегшити життя великій кількості людей. Так, протези ніг дозволяють вільно пересуватися та навіть виступати на параолімпійських іграх, а число пацієнтів, здатних силою думки керувати своїм протезом руки, з кожним днем зростає. Однак проблема доступності протезів, а особливо верхніх кінцівок, все ще потребує вирішення. Опитування хворих з ампутованими кінцівками (нижче ліктя) із Канади, Швеції та Великої Британії, свідчить про те, що 53% респондентів носили косметичні протези, 13% гак з плечовим приводом, 4% кабельну руку і тільки 30% міоелектричний протез [1]. Більше того, якщо взяти до уваги країни з низьким рівнем благополуччя, відсоток використання новіших технологій протезування буде ще нижчим. Власне найбільшою завадою для пацієнтів стає висока вартість придбання та експлуатації. Однак, навіть за відносно велику ціну, їм часто бракує автономності, так більшість міоелектричних протезів, підтримують велику кількість режимів роботи, але потребують їх ручного перемикання. Це значно сповільнює швидкість взаємодії користувача з різними об'єктами і унеможлиблює її для тих, у кого відсутні обидві кінцівки.

Саме тому існує необхідність в системі керування, здатній самостійно підлаштовуватись під потреби користувача та створений з доступних і легкозамінних елементів. Шляхом до створення такої системи стало поєднання існуючих напрацювань у цій сфері з технологією нейронних мереж для розпізнавання об'єктів. Такий підхід не тільки спростить користування протезом, але й за рахунок автоматичного визначення методів захоплення об'єктів, дозволить надати нові опції взаємодії, такі як поворот кисті, згинання пальця чи регулювання сили стискання.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						6
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Об’єкт дослідження дипломного проєкту – це процес керування біонічним протезом.

Предмет дослідження - це біонічний протез.

Мета – покращити життєдіяльність людей з ампутованими верхніми кінцівками, шляхом підвищення доступності автономної і практичної у використанні системи керування біонічним протезом, здатної підтримувати ряд базових, наближених до природних способів захоплення об’єктів.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити наступні завдання:

- провести огляд існуючих рішень та здійснити аналіз предметної області;
- розробити структурну схему системи;
- розробити функціональну схему системи;
- спроектувати і виготовити електроміографічний сенсор;
- обрати окремі компоненти системи;
- створити модель для розпізнавання об’єктів та передачі інформації;
- виготовити робочий макет системи;

Отримані результати в ході виконання дипломного проєкту, на практиці можуть сприяти у вдосконаленні існуючих біонічних протезів, застосовуватися для покращення життєздатності користувачів і допомогти їм виконувати різні повсякденні завдання, а також стати основою для подальшого розвитку систем подібного типу.

Розробка та виготовлення макету системи керування біонічним протезом здійснювалося на базі гуртку «ES&IoT – Вбудовані системи та Інтернет речей» кафедри ІСТ.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						7
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ І ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ

1.1 Аналіз предметної області

Сфера протезування, за останні 20 років розвивається доволі активно, як в комерційній так і в науковій галузях. Технологічний прогрес дав потужний поштовх для нових ідей, а комбінування досягнень з різних областей науки, створює унікальні та перспективні рішення. Яскравим прикладом є інтеграція різних нейротехнологічних підходів, які дозволили почати працювати на тим, щоб не тільки подавати сигнали на протез, але й отримувати сенсорний зворотній зв'язок, відчувати дотик та температуру [2]. На жаль, створити протез який би повністю відтворював справжню руку, поки не вдається, однак кількість доступних моделей і розробок, дозволяє підібрати протез під будь-які потреби. Загалом, існуючі протези можна поділити на 3 основні типи:

- косметичні або пасивні протези;
- механічні протези з тяговим управлінням;
- роботизовані протези руки.

Роботизовані протези руки можна додатково розбити на підтипи, які відрізнятимуться керуючим сигналом: електроміографічним або периферичної нервової системи. Для считування сигналів використовують поверхневі електроди або вживлені імпланти. Дані типи протезів є одними з передових, однак все ще не здатні повністю витиснути з вживання примітивніші версії. Основна причина цього, їх висока вартість, зумовлена потребою використовувати компоненти максимально малих розмірів, з метою надання протезу оптимальної ваги та пропорцій. Це стосується і самого корпусу, оскільки він повинен бути виготовленим із легких, але при цьому міцних матеріалів.

Частково вирішити цю проблему допомагає 3D друк, завдяки якому вдається виготовити більш комплексні деталі дешевше. Розвитку набувають і «open source» проекти, які дозволяють надрукувати і зібрати свій протез самостійно, а в подальшому без перешкод замінювати пошкодженні деталі чи добавляти нові.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						8
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

1.1.1 Косметичні або пасивні протези

Косметичні протези (рисунок 1.1) використовують для відновлення естетичного вигляду втраченої частини тіла. Їх відносять до групи пасивних, так як у них відсутній рухомий механізм здатний виконувати захват, але часто є можливість утримування предмету, при фіксації протезу в потрібне положення збереженою рукою. Наприклад, деякі модифікації (протезовані інструменти (рисунок 1.2)) можна використовувати для їзди на велосипеді, гри на гітарі, веслування та інших монотонних активностей [3]. Також, попри свою статичність, вони виконують важливу роль в процесі реабілітації постраждалого, його адаптації у соціумі та у попередній підготовці до носіння більш функціонального протезу. Мають і медичне призначення, адже часто застосовуються для балансування ваги тіла, з метою збереження правильності ходи та уникнень деформації постави.

Виготовляють їх із селікону та розмальовують для надання природнього вигляду, що стосується протезованих інструментів, то матеріалом виступає пластик. Варто відмітити, що попри свою пасивність, даний тип протезів є найбільш популярним серед всіх інших. Дослідження вказують на те, що мотивацією до їх використання є зовнішній вигляд, комфорт та простота у використанні (особливо це стосується дітей, літніх людей та тих хто недавно пережили ампутацію) [4]. Не менш важливим аспектом є і ціна такого рішення та його доступність.



Рисунок 1.1 – Косметичний протез руки [5]



Рисунок 1.2 – Протезовані інструменти [3]

1.1.2 Протези з тяговим управлінням

Протези з тяговим управлінням (рисунок 1.3) стали одними з перших розробок які дозволили пацієнтам відновити важливу частину втраченої функціональності - активне захоплення об'єктів, без допомоги збереженої руки. Принцип роботи є доволі простим, рухома частина, часто представлена у формі універсального гаку, керується за допомогою системи кабелів і механізмів управління. Основа фіксується на куксі, а кінець керуючого тросу кріпиться у плечовому поясі за допомогою джгутів та натягується рухом плеча чи скороченням м'язів, тим самим приводячи у дію рухомі елементи.



Рисунок 1.3 – Протез з тяговим управлінням із позначенням основних компонентів [6]

Від висоти ампутації залежить і кількість рухомих частин. При ампутації в зоні плечової кістки, встановлені протези дають додаткову можливість розтягування і фіксування ліктя та згинання передпліччя. Більше того, ці елементи здатні функціонувати незалежно, все що потрібно - це додати додаткові троси у відповідні ділянки. Деякі модифікації можуть забезпечувати і зворотній зв'язок, використовуючи для цього механізми які створюватимуть відчуття опору і сили стискання. Для надання протезу більш естетичного виду можна використати спеціальні протези кисті або силіконові накладки на гак.

Перевагами такого протезу є:

- висока надійність контролю (яку досі не вдалося відтворити у роботизованих протезах);
- автономність;
- стабільність у виконанні базових рухів з об'єтом (захват, утримання, переміщення у просторі);
- оптимальна вартість;
- легкість ремонту;
- можливість зворотнього зв'язку.

Однак, попри всі переваги даного протезу, він не користується великим попитом, адже через низьку механічну ефективність має один суттєвий недолік: великі затрати енергії по відношенню до сили хвату на виході. Для стиснення об'єкту з силою 15Н користуючись гачком, необхідна сила у 30-33Н, а для повної руки близько 131Н [7].

Іншими недоліками протезу є:

- складність самостійного одягання протезу;
- повна відсутність дрібної моторики;
- підтримка тільки одного режиму хвату;
- необхідність тренування у використанні.

1.1.3 Роботизовані протези

Десятиліття роботи над роботизованими протезами подарували світові велику кількість різного роду унікальних і корисних рішень. Саме цей тип протезів має потенціал стати основною альтернативою ампутованим кінцівкам, так як пропонує значно енергоефективнішу та натуральнішу заміну, ніж варіанти описані вище. Зараз основна орієнтація йде на системи здатні опрацьовувати сигнали нервової та м'язової активності, для подальшого їх використання в управлінні. Такий підхід не тільки дозволяє швидко передавати керуючий сигнал на рухомі елементи, але й імплементувати різні варіації хватів, в залежності від поведінки користувача.

Міоелектричні протези стали першими розробками у цьому напрямку і по сьогоднішній день є найбільш поширеним способом керування роботизованими протезами. В їх основі лежить здійснення зчитування біоелектричних потенціалів (діапазон становить 0-10 mV) із вцілілих м'язів руки при їх скороченні. Після проходження через підсилювачі і фільтри, різницю потенціалів можна перетворити у сигнали доступні для передачі до модуля обробки сигналів і подальшої роботи з ними. Реєстрація активності може відбуватися як із застосуванням поверхневих електродів так із вживленими імплантами.

У першому випадку, потреба в хірургічному втручанні відсутня, достатньо правильно розташувати самі електроди на зовнішній частині шкіри. При грамотному підключенню електродів і написанні алгоритмів чіткого розподілення потенціалів, даний тип буде одним з найкращих варіантів протезування кисті руки, так як через специфіку м'язів передпліччя, дозволить керувати кожним пальцем окремо. Особливого покращення у використанні цього методу зчитування сигналів, вдалось досягнути завдяки використанню технологій глибокого машинного навчання(Deep Learning) та класифікації петернів ЕМГ сигналів. Проблемною стає робота з протезами в зонах ліктя і вище, оскільки наявних в цих ділянках груп м'язів не достатньо для забезпечення більше ніж 2-3 керуючих сигналів.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						12
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

У деяких випадках ситуацію можна покращити вживленням імплантатів, що дозволить проводити декодування сигналів із глибших м'язів руки. Такий спосіб також допомагає вирішити ще одну поширену проблему поверхневих електродів – втрату якості сигналу із часом використання. На це впливає рух користувача та потіння, що призводить до зміщення позицій електродів і реєстру сигналів вже з інших ділянок м'язової активності. У користувачів із встановленими імплантатами зникає потреба у щоденному підключенні електродів і їм достатньо просто зафіксувати руку у пазі. Порівняльні дослідження ефективності одночасних рухів зап'ястя та руки з використанням шести іЕМГ сенсорів із поверхневими, показали, що перші проявляють високу ефективність декодування в реальному часі і зберігають стабільність роботи протягом 2-3 днів [8]. Позитивно на ефективність міоелектричного контролю, як в режимі офлайн так і в режимі реального часу впливає і комбінація глибоких сигналів отриманих через іЕМГ із сигналами пЕМГ [9]. З іншого боку порівняння якості класифікації патернів захоплення оснований на розпізнаванні з 12 класами поведінки, показали, що статистичної різниці між типами електродів, в даному випадку не було [10]. Імплантовані електроди показали себе краще тільки у стійкості до втрат та постійності передачі сигналу у часі.

Альтернативою використання ЕМГ сигналів для керування стали периферичні нервові сигнали. Вони є хорошим варіантом у випадках атрофії м'язів кукси і при правильному декодуванні дозволять з високою точністю визначати різні види хватів. Більше того, сучасні нейротехнології дозволяють запуснути процес регенерації нервових клітин, таким чином підвищуючи їх зв'язок із імплантатом, а отже й якість вихідного сигналу.

Важливою частиною роботизованих протезів є їх потенціал до відновлення сенсорики втрачених кінцівок. Теоретично алгоритм виглядає наступним чином: збір даних з різного роду датчиків, якими оснащений протез, передача їх на блок кодування, що відфільтрує необхідну інформацію і подальше транслявання через обраний інтерфейс. Повністю практично реалізувати таку комплексну систему надзвичайно складно, однак існуючі рішення з використання імплантованих

електродів та внутрішньонейронних інтерфейсів вже дозволяють закодувати близькі до природніх відчуття текстури, жорсткості та форми [11]. Що ж стосується підходів без імплантації, то вони є лімітованими у своїх можливостях і можуть подавати тільки локальний зворотній зв'язок за допомогою вібрацій або через шкірну електричну стимуляцію нервів.

Для виготовлення корпусу роботизованого протезу в залежності від поставлених задач можуть використовувати різні матеріали. В основному це легкі, міцні та стійкі метали такі як вуглецеве волокно, титан або алюміній. Також у якості дешевшої альтернативи часто використовують пластмаси такі як полікарбонат, поліетилен і ABS. Попри те, що вони поступаються у міцності металам, використання 3D друку дозволить швидко замінювати пошкоджені дедалі. Власне 3D друк за останні декілька років відкрив можливість самостійно, без спеціальних знань у інженерії, створити і зібрати власний протез здатний виконувати прості функції.

1.2 Огляд існуючих рішень

Огляд існуючих на ринку рішень було сосереджено на роботизованих протезах, доступних для придбання. Він має на меті точніше дослідити актуальність роботи та сформулювати усвідомлення того, які рішення доступні для людей з ампутованими кінцівками. У вільному доступі існує велика кількість міоелектричних протезів, які відрізняються способами декодування сигналів, побудовою корпусу, ціною та характеристиками.

1.2.1 Протез I-Limb

I-Limb [12] – це лінійка міоелектричних протезів кисті руки ісландської компанії Össur. Користувач має можливість переключатися між режимами захвату та активувати їх зручним для нього способом. Найкраща модель серії I-Limb Quantum (рисунок 1.4) підтримує 4 види управління(жестами, наближенням, через

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						14
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

мобільний застосунок та м'язовою активністю), а також 24 змінних, попередньо встановлених патернів захвату та можливість налаштувати 12 власних. Найдешевша модель серії I-Limb Access не підтримує управління жестами, наближенням та можливість налаштування власних захватів. Для користування доступні тільки 12 режимів хватів, а обертання великого пальця ручне. У всіх моделях I-Limb відсутня можливість окремо керувати кожним з пальців, але є підтримка автоматичної зупинки при опорі в об'єкт, що дозволяє легко брати предмети не рівномірної форми. В якості матеріалу, для виготовлення пальців використовується титан, а для закриваючих кришок міцний пластик. Заряджати пристрій можна як від мережі, так від порту живлення в автомобілі, використовуючи спеціальний магнітний зарядний пристрій. Також компанія дозволяє придбати косметичні накладки для надання протезу більш косметичного вигляду. Зворотній сенсорний зв'язок відсутній.



Рисунок 1.4 – Роботизований протез кисті I-Limb Quantum [13]

Додаткові характеристики I-Limb Quantum:

- максимальна підйомна вага: 90 кг, підйомна вага одного пальця - 32 кг;;
- батарея: літій-полімерний акумулятор ємністю 1300 – 2000 mAh в залежності від модифікації;
- час переходу з повністю відкритої позиції у силовий захват: 0.8 секунд.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						15
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2.2 Протез TASKA HandGen2

TASKA HandGen2 (рисунок 1.5) [14] – біонічний протез руки новозеландської компанії TASKA є передовою розробкою, що використовує міоелектричну систему контролю з розпізнаванням образів та поверхневі електроди для управління. Характерними для протезів цієї лінійки стали довговічність та витривалість, оскільки вони є повністю водонепроникними і стійкими до пилю, а також виготовлені із нержавіючої сталі й алюмінію аерокосмічного класу. Також користувач може змінювати хват (23 варіації) і виконувати різні рухи через вбудований інтерфейс або мобільний застосунок. Кожний палець протезу є незалежним, тому існує можливість виконання базової дрібної моторики (взяття тонких або малих за розміром предметів). Надійності в управлінні системі додає імплементація таких функцій як: Dual Grip – забезпечує збереження хвату навіть при розрядці батареї або втраті сигналу керування, Auto Grip – при активації буде утримувати об'єкт максимально надійно та підлаштовуватись під зміну його позиції. Зворотній сенсорний зв'язок відсутній. Також протез підтримує пропорційне управління, що дозволяє стискати об'єкт із силою пропорційній силі напруження м'язів



Рисунок 1.5 – Роботизований протез TASKA HandGen2 [15]

Додаткові характеристики:

- максимальна підйомна вага: 20 кг;
- вага протезу: 556 – 644г в залежності від розмірів;
- батарея: ємність 2000 mAh, заряджається через магнітний конектор, дозволяє здійснити 400 активацій хватів при повній зарядці.

1.2.3 Протез Bebionic hand

Bebionic hand (рисунок 1.6) [16] – роботизований міоелектричний протез німецької компанії Ottobock являється більш доступним варіантом серед моделей такого типу, однак підтримує менший функціонал і виготовлений із дешевших матеріалів. У базовій комплектації міоелектричний контроль здійснює тільки розкриття та закриття обраного хвату, але компанія надає можливість підключити додаткові сенсори та систему контролю Myo Plus [17] яка допоможе швидше переключати хвати завдяки розпізнаванню образів. Користувач може обирати між 14 хватами і для кожного з них потрібно виставляти великий палець у правильну позицію (що сповільнює швидкість взаємодії з об'єктами). Підтримується функція автоматичного підвищення сили стискання, якщо об'єкт починає вислизувати з руки.



Рисунок 1.6 – Роботизований протез Bebionic hand [18]

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						17
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Додаткові характеристики:

- максимальна підйомна вага: 45 кг, підйомна вага одного пальця - 25 кг;
- максимальна сила стискання: 140 Н;
- вага протезу: 402 – 689г в залежності від розмірів;
- батарея: ємність 1300 - 2200 mAh в залежності від модифікації.

1.2.4 Протез Hero Arm

Hero Arm (рисунок 1.7) [19] – роботизований протез британської компанії OpenBionics, являється більш дешевою і менш опціональною альтернативою. Контроль системою здійснюється завдяки пЕМГ, напруження м'язів активує хват, повторне – скасовує. Особливим для цієї моделі є керування великим пальцем, так як система дозволяє приводити його в потрібне положення власноруч або механізовано через міоелектричний сигнал. Для користування доступно 6 попередньо заданих хватів, а кут обертання кисті становить 180 градусів та задається вручну. У системі відсутня опція Auto Grip, однак є можливість вимкнути керування, щоб зафіксувати положення протезу і випадково не відпустити об'єкт. Також підтримується пропорційний контроль стискання, що дозволяє брати навіть крихкі речі. Основні частини корпусу виготовлені на 3D принтері із міцного полімеру Nylon 12 [20], це дозволило зменшити вагу, проте рівень герметизації не захищає від потрапляння води чи пилу.



Рисунок 1.7 – Роботизований протез Hero Arm [21]

Додаткові характеристики:

- максимальна підйомна вага: 8 кг;
- вага протезу: 1 кг, вага кисті стандартного розміру - 340г;
- батарея: ємність 2000 mAh в залежності від модифікації.

1.2.5 Протез Sensorhand speed

Sensorhand speed (рисунок 1.7) [22] – ще один роботизований протез компанії Ottobock, який, зайняв нішу простих в управлінні, але при цьому швидких та надійних моделей. Міоелектричний контроль дозволяє тільки згинати і розгинати 3 механізовані пальці одночасно. Система підтримує функції Auto Grip та пропорційний контроль швидкості. Гнучкість хвату дозволяє поправляти об'єкт утримуваний в протезі без потреби повторного розгинання кисті. Ізоляція від води та пилу відсутні, але мінімалістична збірка корпусу робить його більш стійким до поломок запчастин у порівнянні з іншими моделями.



Рисунок 1.8 – Роботизований протез Sensorhand speed [23]

Додаткові характеристики:

- максимальна сила стискання: 100 Н;

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						19
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

- вага протезу: 462г;
- батарея: 900 mAh.

1.2.6 Порівняння можливостей управління роботизованих протезів

Для більш зручнішого порівняння, було вирішено розглянути окремо можливості управління та ціни протезів (ціна визначена на час написання дипломного проєкту та є орієнтовною, оскільки базується на відгуках клієнтів). Дані у таблиці 1.1 вказують на те, що вартість роботизованих протезів є доволі високою і хоча ціновий діапазон є широким, від 12000\$ до 50000\$, протези з великою кількістю хватів і опцій керування, все ще можуть бути недоступним для більшості людей. Також, варто відмітити, що майже всі розглянуті системи є системами з недостатнім спрацюванням ($DOA/DOF < 1$), а отже використовують пасивні DOF для автоматичного підлаштування хватів, без потреби користувача скеровувати кожен артикуляцію, тим самим спрощуючи управління.

Таблиця 1.1 – Порівняння можливостей управління та ціни протезів [24].

Модель протезу	DOFS	DOAS	DOAS/DOFS	Кількість доступних хватів	Орієнтовна ціна
I-Limb Quantum	10	5	0.50	36	40000 – 50000\$
TASKA HandGen2	9	6	0.67	23	25000 – 30000\$
Bebionic hand	11	6	0.55	14	25000 – 33000\$
Hero Arm	10	4	0.40	6	9000 – 12000\$
Sensorhand speed	1	1	1.00	1	8000 – 10000\$

Висновки до розділу

Аналіз предметної області та існуючих рішень демонструє те, що попри динамічний розвиток сфери протезування, питання доступних високофункціональних систем керування, все ще залишається відкритим. Більшість людей, продовжують користуватися косметичними протезами, адже вони відтворюють природній вигляд руки, тоді як потребу у базовій функціональності вирішують протезами з тяговим управлінням, через їх надійність і простоту. Біонічні протези рухаються у напрямку об'єднання цих двох корисних функцій та відновлення третьої – можливості керувати системою незначним впливом зі сторони користувача. Використання технологій іЕМГ, пЕМГ та реєстру сигналів периферичної нервової системи, вже дозволяють не тільки швидко зігнути чи розігнути руку, але й виконати комплексні хвати, шляхом класифікації отриманих сигналів та регуляції сили стискання прямопропорційно силі напруження. Запрограмовані додаткові функції захисту від випадання об'єктів та автоматичної зупинки пальців при контакті з об'єктом, покращують досвід користування та загальну надійність. Окрім цього, виконання корпусів із легких металів або міцних полімерів, сприяє оптимізації ваги під тіло пацієнта, а деякі моделі є додатково повністю захищеними від води та пилу.

Однак, переважна більшість існуючих на ринку рішень потерпає від браку автономності та потребує застосування вцілілої руки для виставлення великого пальця у потрібне положення, повороту кисті, перемикання режимів хвату(через інтерфейс інтегрований у корпус або мобільний застосунок). Це безперечно ускладнює і сповільнює швидкість роботи, а для людей у яких ампутовано обидві кінцівки, повністю унеможлиблює використання передбачених функцій.

Узагальнюючи можна дійти висновку, що існує потреба у автономній, дешевій та зручній у використанні системі керування біонічним протезом, яка буде підтримувати різні варіації хватів та дозволить швидко і легко взаємодіяти із об'єктами різного призначення.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						21
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

2 ПОСТАНОВКА РОЗГОРНУТИХ ВИМОГ ДО СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ БІОНІЧНИМ ПРОТЕЗОМ

2.1 Основні вимоги

Аналіз предметної області та існуючих рішень, чітко демонструє, що існує потреба в дешевших і швидших у користуванні протезів, здатних підтримувати великий спектр режимів, без втрати автономності. Чітко окреслюється ряд вимог, яких необхідно дотриматись для створення якісної і відмінної від аналогів системи.

Основними вимогами до системи є:

- підтримка можливості визначати і підлаштовуватись під об'єкт без допомоги користувача;
- простота в користуванні й низька вартість;
- покриття всієї кількості важливих для повсякденного життя хватів;
- виконання своїх функцій незалежно від зовнішніх умов (в місцях без доступу до стабільного інтернету);
- підтримка зворотнього зв'язку;
- висока швидкість реагування;
- безпека та надійність.

2.2 Додаткові вимоги

Основна ціль додаткових вимог, це покращити і зробити більш зручним використання системи керування біонічним протезом. Такі деталі як повідомлення користувача про успішне виконання захоплення або індикатор заряду, позитивно впливають на досвід застосування моделі і у комплексі покривають ряд неочевидних на перший погляд потреб.

Додатковими вимогами до системи є:

- живлення відокремлене від мережі із зарядкою;
- індикація поточного заряду;

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						22
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

- можливість підключати поверхневі електроди до різних груп м'язів;
- зміна режиму споживання енергії в залежності від активності використання.

Висновки до розділу

Аналіз предметної області та існуючих рішень підтверджує наявність потреби у розробці дешевших, швидших у виготовленні та більш універсальних протезів, які здатні підтримувати широкий спектр режимів роботи без втрати автономності. Наявні вимоги до такої системи включають здатність самостійно визначати та адаптуватись під об'єкт без допомоги користувача, простоту в користуванні, низьку вартість, покриття всіх важливих для повсякденного життя задач, незалежність від зовнішніх умов та високу швидкість реагування. Додаткові вимоги спрямовані на поліпшення зручності використання системи керування біонічним протезом. Елементи, такі як повідомлення про успішне виконання завдання або індикатор заряду, сприяють покращенню загального досвіду використання протеза та задовольняють неочевидні потреби користувача. Додаткові вимоги включають окреме живлення з можливістю зарядки та відображення рівня заряду, інформування користувача про успішне виконання завдання та можливість підключення поверхневих електродів до різних груп м'язів. Загальна мета врахування цих вимог полягає в створенні якісної та відмінної від аналогів системи керування біонічним протезом, яка забезпечує зручність, ефективність та незалежність від зовнішніх факторів для кінцевого користувача.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						23
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

3 РОЗРОБЛЕННЯ СТРУКТУРНОЇ ТА ФУНКЦІОНАЛЬНОЇ СХЕМИ

3.1 Опис структурної схеми

Структурна схема системи керування біонічним протезом зображена на кресленику ІА93.150БАК.004 Э1 та містить наступні компоненти:

– блок логіки та керування, здійснює приймання даних від усіх вказаних елементів, їх обробку і відповідний вплив на блоки керування виконавчими елементами протезу, індикації та живлення;

– блок розпізнавання об'єктів використовуючи камеру з блоку датчиків та модель Object Detection, в реальному часі фіксує і розпізнає об'єкти у просторі, щоб передати інформацію про них до блоку логіки та керування;

– блок датчиків виконує роль збору зовнішньої інформації та передачі її для подальшої обробки;

– блок керування виконавчими елементами протезу здійснює згинання і розгинання пальців та поворот кисті, в залежності від отриманих від мікроконтролера команд;

– блок індикації, допомагає користувачу слідкувати за станом системи та отримувати від неї необхідні сигнали;

– блок рухомих елементів протезу являє собою всі елементи протезу на які здійснюється вплив для виконання хватів та повороту кисті;

– блок контролю заряду та керуванням живленням регулює споживання заряду, передає інформацію про низький заряд та переводить блок живлення у режим сну, по команді від блоку логіки та керування;

– блок живлення містить літєвий акумулятор, а також підсилювачі напруги з 3.7V до 5V та до 9V для повного забезпечення всіх елементів живленням.

Система працює без підключення до Wi-fi чи Bluetooth та живиться від акумулятора.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						24
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

3.2 Опис функціональної схеми

Функціональна схема системи керування біонічним протезом представлена на кресленіку ІА93.150БАК.004 Э2 де більш детально описано блоки підсистем.

3.2.1 Блок логіки та керування

Блок логіки та керування являє собою мікроконтролер, у ньому реалізована основна частина програмного коду, окрім керування він виконує об'єднавчу функцію всіх компонентів, збирає інформацію, опрацьовує її та реагує належним чином. Також в режимі реального часу даний блок здійснює постійний моніторинг позиції акселерометра (якщо його стан незмінний протягом певного проміжку часу – перехід до пасивного споживання живлення) та перевіряє заряд акумулятора для подальшого впливу на ідентифікатор зарядки.

3.2.2 Блок розпізнавання об'єктів

Блок розпізнавання об'єктів складається з мікроконтролера який отримуючи зображення від камери використовує завантажену і натреновану на ньому модель розпізнавання, що в режимі реального часу ідентифікує об'єкти та відправляє дані про їх тип і розташування до блоку логіки та керування. Така структура дозволяє завантажити більш об'ємну модель на мікроконтролер та у разі несправності замінити блок, без впливу на інші підсистеми. Важливо, щоб він працював чітко і швидко, так як це буде впливати на зручність використання протезу.

3.2.3 Блок індикації

Даний блок не передає жодної інформації в межах системи і націлений на повідомлення користувача про стан системи. Містить індикатор заряду, який отримує інформацію про рівень заряду акумулятора від блоку логіки і керування

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						25
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

та висвічує його. Також сюди входить індикатор нульової активності, що при отриманні повідомлення про відсутність активності від блоку логіки та керування буде повідомляти про перехід системи в режим сну та індикатор завершення завдання, що вібруватиме в процесі роботи протезу, сповіщаючи користувача про завершення певної дії (початок розпізнавання, об'єкт успішно розпізнаний, зайняте певне положення).

3.2.4 Блок керування виконавчими елементами протезу

В даному випадку, цей блок складається з серводвигунів, що приводять в рух пальці та кисть кінцівки, після отримання команди від блоку логіки та керування, оскільки саме ці елементи будуть застосовані при розробці макету системи, однак, це можуть бути і інші двигуни або механізми, що виконуватимуть відповідні дії.

3.2.5 Блок датчиків

Блок датчиків слугує для збору різного роду інформації та забезпечення нею блоку логіки та керування, до його складу входять: датчик відстані – вимірює відстань до поверхні об'єкту в сторону якого він направлений, це дозволяє системі автоматично здійснювати вплив на виконавчі елементи протезу у потрібний момент (під час безпосереднього наближення); електроміографічний сенсор – виступає основним способом взаємодії користувача з системою, за допомогою зовнішніх електродів фіксує різницю потенціалів у м'язах, яка пройшовши через відповідні фільтри, підсилювачі та випрямляч потрапляє до блоку логіки і керування в готовому для подальшого використання форматі; акселерометр – будучи постійно активним, фіксує положення протезу у просторі, якщо воно довгий час незмінне це може свідчити про припинення використання системи, а отже бути сигналом для блоку логіки і керування про необхідність переходу у режим пасивного споживання енергії; камера - основне її призначення це постійна зйомка в реальному часі та збір візуально інформації про предмети з яким планує

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						26
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

взаємодіяти користувач, що надалі буде використовуватися у блоці розпізнавання об'єктів.

3.2.6 Рухомі елементи протезу

До рухомих елементів протезу відносяться всі частини корпусу на які здійснюється безпосередній вплив системи. В даному випадку це 5 пальців руки, які згинаються або розгинаються у 12-ти точках та кисть, що повертається на 180 градусів. Сам блок впливає зміною стану і положення своїх елементів на блок датчиків, а вплив на нього надходить від блоку керування виконавчими елементами протезу.

Висновки до розділу

Аналізуючи структурну та функціональну схеми системи керування біонічним протезом, можна зробити наступні висновки. Система складається з кількох компонентів, включаючи блок логіки та керування, блок розпізнавання об'єктів, блок датчиків, блок керування виконавчими елементами, блок індикації, блок контролю заряду, рухомі елементи протезу та блок живлення. Кожен з цих блоків має свої функції і виконує певні завдання. Система працює повністю автономно, без підключення до Wi-Fi чи Bluetooth та живиться від акумулятора. Блок розпізнавання об'єктів використовує камеру для розпізнавання об'єктів у просторі, а блок датчиків збирає зовнішню інформацію для подальшої обробки. Блок керування виконавчими елементами забезпечує згинання, розгинання пальців та поворот кисті залежно від отриманих команд від блоку логіки та керування. Блок індикації допомагає користувачу слідкувати за станом системи та отримувати необхідні сигнали. Подальша розробка системи буде будуватися саме на цих схемах та з урахуванням передбачених елементів.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						27
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

4 ВИБІР ОКРЕМИХ КОМПОНЕНТІВ СИСТЕМИ

4.1 Модуль камери

Однією з основних особливостей системи є функціонал розпізнавання об'єктів у режимі реального часу. Для виконання даного завдання підходять тільки певні мікроконтролери, оскільки модель є відносно об'ємною за розміром і у більшості випадках пам'яті на пристрої не вистачає для якісного опрацювання інформації. Рішенням яке б повністю дозволяло покрити всі потреби у пам'яті безумовно є мікроконтролери типу Raspberry Pi чи Arduino Duo, однак їм характерні такі недоліки, як висока вартість та великі габарити, що є критичним для системи, що повинна вміститись у корпус розміром з людську руку. Тому після огляду існуючих рішень та проведення тестувань, було вирішено обрати для цієї задачі ESP32-CAM (рисунок 4.1). Даний модуль мікроконтролера легко програмується та дає можливість без проблем підключити камеру. Трансляція відео є швидкою та у оптимальній для поставлених задач якості.



Рисунок 4.1 – Модуль ESP32-CAM [25]

Характеристики ESP32-CAM [25]:

- підтримка стандартів 802.11b/g/n Wi-Fi і Bluetooth/BLE;
- робоча напруга модуля становить 3.3 В;

- вбудований 32-розрядний процесор з тактовою частотою до 240 МГц і продуктивністю до 600 DMIPS (мільйонів інструкцій за секунду). Внутрішня SRAM має об'єм 520 КБ, а зовнішня PSRAM - 4 МБ;
- модуль підтримує різні інтерфейси, такі як UART, SPI, I2C, PWM, ADC і DAC;
- модуль підтримує камери OV2640 і OV7670 з вбудованим спалахом, а також MicroSD-картки;
- вбудовані LwIP (Lightweight IP) і FreeRTOS (Real-Time Operating System) для мережевого стеку та операційної системи відповідно;
- підтримка різних режимів роботи, включаючи режими STA (станція), AP (точка доступу) і STA+AP (одночасна робота як станція і точка доступу). Модуль підтримує як локальне, так і віддалене оновлення прошивки (FOTA - Firmware Over-The-Air).

Вказана кількість пам'яті, дозволяє завантажити модель здатну швидко розпізнавати декілька об'єктів. Недоліком є необхідність замикання нульового порту для перепрограмування мікроконтролера.

4.2 Мікроконтролер

Оскільки майже вся операційна потужність модулю камери використовується для розпізнавання об'єктів, було прийняте рішення блок логіки і управління виділити у вигляді окремого мікроконтролера. Це понизує, зв'язаність компонентів системи, що в подальшому дозволить їх легко замінювати, а також сприятиме написанню більш складних алгоритмів керування та моделей розпізнавання. Тому, з огляду на структуру системи, необхідно було обрати мікроконтролер з інтерфейсом UART, для отримання даних від модулю камери, із I2C для грамотної роботи датчика відстані, а також цифровими портами для підключення серводвигунів та аналоговим портом для датчику пЕМГ. Після огляду доступних приладів на ринку, було обрано плату NodeMCU на базі ESP8266

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						29
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

(рисунок 4.2), вона покриває потрібну кількість інтерфейсів та є компактною за розміром.

Технічні характеристики та функції NodeMCU ESP8266 [26]:

- центральний процесор: Tensilica 32-розрядний RISC CPU Xtensa LX106;
- вхідна напруга: 7-12 В;
- робоча напруга: 3,3 В;
- кількість цифрових контактів вводу/виводу (DIO): 16;
- тактова частота: 80 МГц;
- об'єм флеш-пам'яті: 4 Мб;
- кількість аналогових входів (ADC): 1. Кількість UART: 1. Кількість SPI: 1. Кількість I2C: 1;
- розміри: 48 x 26 мм.

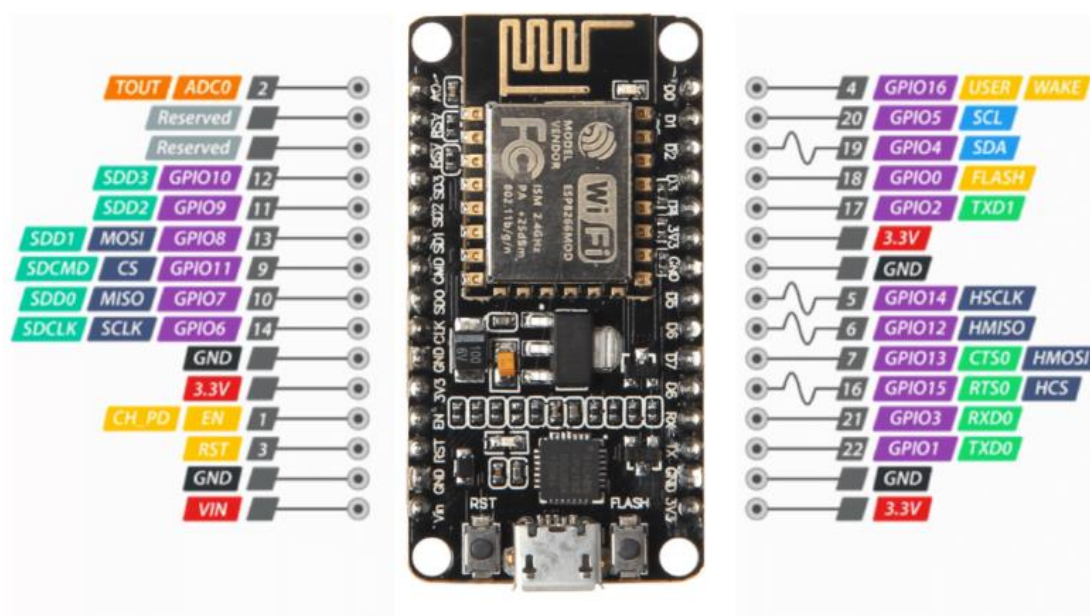


Рисунок 4.2 – Розпіновка NodeMCU ESP8266 [27]

4.3 Серводвигуни

Деталі пальців протезу з'єднані між собою жилкою і приєднані до серводвигуна, що при повороті послаблює натягнення однієї нитки і посилює

натягання іншої. Кисть прикріплена на пряму до серводвигуна і повертається разом із його крутним елементом. Було обрано 5 серводвигунів Tower Pro MG996R (рисунок 4.3), дана модель є повним відтворенням серії MG995, але з підвищеним крутним моментом у 180 градусів, та робочими живленням 5V. Керуючим сигналом виступає ШИМ, що дозволить без проблем підключити його до обраного мікроконтролера. Також він чудово підходить як за габаритами так і за іншими характеристиками.



Рисунок 4.3 – Серводвигун Tower Pro MG996R-180 [28]

Характеристики [29]:

- матеріал редуктора: метал;
- напруга живлення: 4.8В;
- кут повороту: 180 °;
- тип серводвигуна: цифровий;
- швидкість повороту: 0.17сек/60° на 4.8В;
- розміри: 41 x 20 x 43 мм;
- зусилля на валу: 9,4 кг/см @ 4.8V;
- маса: 65 г.

4.4 Датчик відстані

Для того, щоб реагувати на наближення протезу до об'єкту, було обрано модуль лазерного датчика відстані GY-530 на VL53L0X (рисунок 4.4), його основною перевагою є малі розміри та здатність визначати відстань навіть при наявності інфрачервоного світла у просторі.

Характеристики [30]: діапазон виміру відстані - до 1 метра; довжина хвилі – 940 нм, інтерфейс – I2C, живлення - 2,6 - 5,5 В. Технологія FlightSense.



Рисунок 4.4 – Модуль датчика відстані GY-530 на VL53L0X [30]

4.5 Живлення системи

При обранні елементів живлення, важливо було переконатися, що система буде працювати оптимальну кількість часу, мати можливість підзарядки та поміщатись у корпус протезу разом із іншими його компонентами.

В якості джерела живлення було обрано літєвий акумулятор LiitoKala [31] (рисунок 4.5) технології Li-Ion, ємністю у 5100 mAh та напругою 3.7V. Максимальний струм тривалої розрядки становить 20A, цього буде більше ніж достатньо для роботи всіх компонентів на повну потужність. Важливо забезпечити надійний захист від перерозрядки чи перезарядки, оскільки протез використовується у безпосередній близькості до людини, вихід із ладу акумулятора такого типу, може зашкодити здоров'ю користувача.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						32
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		



Рисунок 4.5 – Акумулятор Lii-51S [31]

Також було обрано два підвищувальні DC-DC модулі на мікросхемі XL6009 (рисунок 4.6), так як робоча напруга згаданих вище серводвигунів, датчика відстані та модуля мікроконтролера становить 5В, а для сенсора пЕМГ – 9В.

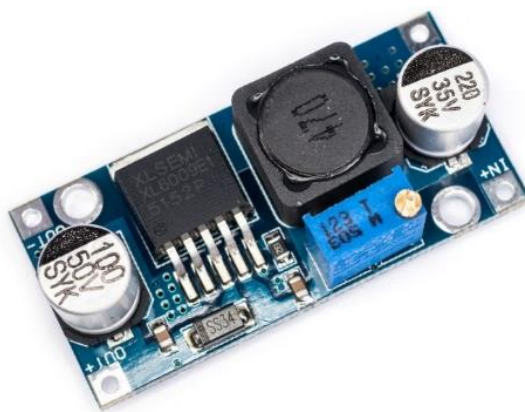


Рисунок 4.6 – Підвищувальний DC-DC модуль [32]

Характеристики [32]:

- потужність: 140 Ват;
- діапазон вхідної напруги: 3,5 - 35 В;
- діапазон вихідної напруги: 5 - 32 VDC;
- температурний діапазон: від -40 до +125°C;
- вихідний струм максимальний: 4000 мА;
- габаритні розміри: 43 x 20,6 мм.

Для захисту від перерозрядки батареї було обрано плату захисту BMS 1S 3.7V на 3A (рисунок 4.8), напруга мінімальна становить 2,45В [33].

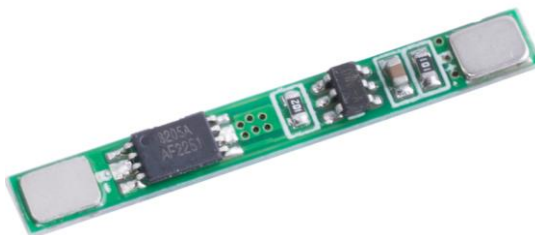


Рисунок 4.8 – Плата захисту BMS 1S 3.7V 3A [33]

Для зарядки літєвої батареї було обрано зарядний модуль на базі TP4056 micro USB 1A [34] (рисунок 4.9), його характеристики: вхідна напруга - 4.5 - 5.5 VDC , вихідна напруга - 4,2 В, вихідний струм - 1А. Велику роль при виборі відіграли малі габарити: 25мм на 19мм, а також вбудований захист від перезарядки. Також на ринку наявна модель із додатковим захистом від перерозрядки, але оскільки вихідний струм 1А його буде недостатньо для стабільної роботи системи.

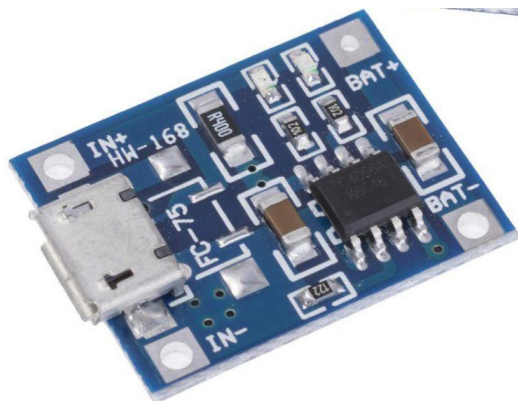


Рисунок 4.9 – Зарядний модуль на базі TP4056 micro USB [34]

Для інформування користувача про успішне виконання кожного з етапів управління було обрано вібро мікро-мотор у формі таблетки (рисунок 4.10). Габарити: 10мм на 2.7мм, напруга живлення: 1,5-3В [35]



Рисунок 4.10 – Вібро мікро-мотор [35]

4.6 Електроміографічний сенсор

Аналіз існуючих на ринку датчиків пЕМГ, показав, що в Україні подібні модулі майже повністю відсутні, а ціна одиниць товару, що залишились, приблизно дорівнює сумарній ціні всіх інших компонентів протезу. Тому з метою підвищення доступності системи, було виготовлено власний датчик електроміографічного сигналу (рисунок 4.11) на базі існуючого рішення у відкритих джерелах із внесенням деяких змін [36]. Було додано 2 конденсатори для підвищення стабільності роботи системи, перемикач, щоб була можливість перемикати сенсор, 2 клеми для більш зручного підключення кабелів та світлодіод, з метою розуміння стану датчика без підключення до серійного порту.



Рисунок 4.11 – Розроблена плата електроміографічного сенсора

Висновки до розділу

Розроблена система протезу руки з міоелектричним керуванням використовує модуль ESP32-CAM для розпізнавання об'єктів у режимі реального часу та модуль NodeMCU ESP8266. Обрано серводвигуни Tower Pro MG996R для руху пальців протезу, а модуль лазерного датчика відстані GY-530 на VL53L0X використовується для реакції на наближення до об'єктів. Джерелом живлення є літієвий акумулятор LiitoKala з підвищувальним DC-DC модулем на мікросхемі XL6009 для забезпечення необхідної напруги для серводвигунів. Для здійснення зворотної взаємодії із користувачем через вібрацію, було обрано вібро мікро-мотор. Також розроблений власний датчик електроміографічного сигналу, який дасть можливість зчитувати напруження певних м'язів і використовувати це для керування. На основі обраних компонентів буде розроблено електричну принципову схему та детальний опис ЕМГ сенсора, а також виготовлено макет системи.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		36

5 РОЗРОБЛЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ ПРИНЦИПОВОЇ СХЕМИ

Електрична принципова схема системи керування біонічним протезом представлена на кресленику ІА93.150БАК.004 ЭЗ. На схемі позначено основні компоненти системи та їх підключення між собою.

5.1 Підключення компонентів

Одним з основних компонентів системи є модуль мікроконтролера NodeMCU ESP8266, він безпосередньо з'єднаний зі всіма іншими пристроями та допомагає їм взаємодіяти між собою. До нього підключені всі серводвигуни (5 штук), модуль мікроконтролера ESP-32 CAM, датчик відстані, електроміографічний сенсор та вібраційний мотор.

Управління серводвигунами здійснюється через цифрові піни D4, D5, D6, D7, D8 так як вони керуються ШІМ(широтно-імпульсна модуляція) сигналом та приймають імпульси в стандартному діапазоні від 500 до 2500 мікросекунд [37]. Такий діапазон дозволяє досить точно задавати потрібний кут повороту двигуна, а разом з цим точніше повертати кисть чи регулювати швидкість згинання пальців. Датчик відстані підключений до портів D1, що виступає послідовною лінією сигналу SCL (Serial Clock) і D2, який є SDA (Serial Data) та взаємодіє з мікроконтролером через інтерфейс послідовної асиметричної шини I2C [38]. Для асинхронної передачі даних модулем мікроконтролера ESP-32 CAM використовується послідовний протокол зв'язку UART(Universal Asynchronous Receiver-Transmitter). Основними його частинами є приймач (RX), який здійснює перетворення послідовних даних, що надходять у формат придатний до використання мікроконтролером та передавач (TX), який перетворює паралельні дані у послідовний формат для відправки [39]. Піни мікроконтролерів з'єднані наступним чином: RX – TX, TX – RX. Враховуючи невеликі довжини кабелів, обмін даними, як через порт I2C так і UART відбувається швидко та стабільно.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						37
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

Електроміографічний сенсор підключений до мікроконтролера через аналоговий пін A0, оскільки на вихід він подає напругу в діапазоні від 1,5 до 3,5 В, в залежності від сили напруження м'язів. Вібраційний двигун як і серводвигуни отримує керуючий сигнал через ШІМ, адже для управління ним достатньо зміни стану з 0 на 1.

5.2 Електроміографічний сенсор

Оскільки датчик ЕМГ сигналів був виготовлений власноруч, то розписаний більш детально, ніж інші компоненти. Він виступає тим елементом системи, через який користувач здійснює управління. Керуючим сигналом являється різниця потенціалів, зафіксована поверхневими електродами із центральної частини м'язу та його кінця. Однак, через те, що операційний підсилювач може вимірювати різницю тільки між потенціалами різної полярності, виникає потреба у третьому електроді, віддаленому від обраного м'язу, який виступатиме в ролі референції для обчислення різниці.

Першим блоком через який проходять сигнали являється підсилювач різниці[40], який складається з операційного підсилювача TL084CN та резисторів. Оскільки ОП працює в лінійному режимі то інвертований і неінвертовані входи є рівними, враховуючи те, що резистори R_{29} і R_{27} формують заземлені ділянки напруги:

$$V_{in}^{+} = \frac{R_{29}}{R_{27}R_{29}} V_{EMG\ 1} \quad (5.1)$$

В свою чергу R_{20} і R_{15} формують незаземлений діляник напруги, тоді:

$$V_{in}^{-} = \frac{R_{15}}{R_{20}R_{15}} V_{EMG\ 2} + \frac{R_{15}}{R_{20}R_{15}} V_{out} \quad (5.2)$$

Обидві частини формули можна прирівняти, так як $V_{in}^+ = V_{in}^-$, таким чином:

$$V_{out} = \frac{R_{29}(R_{20} + R_{15})}{R_{20}(R_{27} + R_{29})} V_{EMG\ 1} - \frac{R_{15}}{R_{20}} V_{EMG\ 2} \quad (5.3)$$

Прирівнявши значення $R_{20} = R_{27}$ та $R_{15} = R_{29}$ формула набуде наступного вигляду:

$$V_{out} = \frac{R_{29}}{R_{27}} (V_{EMG\ 1} - V_{EMG\ 2}) \quad (5.4)$$

Далі виходячи із формул, можна побачити, що при $R_{15} = R_{29} = 1\text{МОм}$ та $R_{20} = R_{27} = 10\text{кОм}$ вихідний сигнал буде підсилений у 100 раз. Однак сигнал все ще слабкий і можливості підсилити його більше на даному етапі немає. Причиною цього є постійність струму, що утворюється через безперервну наявність різниці потенціалів між частинами м'язів. При подальшому підсиленні сигналів, вони перенасичуватимуться, що унеможливить фіксування стану спокою чи напруження. Вирішенням стало використання фільтру високих частот [40], у якому також використовується ОП TL084CN, проте цього разу $V_{in}^- = 0$ та є віртуально заземленим. Формула посилення фільтру виглядає наступним чином:

$$G = \frac{R_{21}C_{14}\omega}{\sqrt{1 + (R_{22}C_{14}\omega)^2}} \quad (5.5)$$

Максимальне посилення досягається коли ω є безкінечним, відповідно до цього для граничної кутова частоти ω_0 квадратичне посилення становитиме половину максимального квадратичного посилення, тоді у випадку лінійної частоти:

$$F_0 = \frac{1}{2\pi R_{22} C_{14}} \quad (5.6)$$

При виборі значень $R_{22} = 10\text{кОМ}$, $R_{21} = 150\text{кОМ}$ та $C = 2.2\text{мкФ}$ посилення становитиме 15, тоді як гранична частота набуде значення у 7.3 Гц. Таким чином значення постійного струму, що надходитиме при розслабленні м'язів буде заблоковане, оскільки для більшості м'язів, згенерована ними частота хвиль лежить у діапазоні від 5Гц до 450Гц. Наступним кроком є перетворення сигналу із змінного струму у постійний для можливості стабільно працювати із сенсором через контролер. В даному випадку буде використовуватися повний хвильовий випрямляч із двома операційними підсилювачами TL084CN та діодами. Вихідна напруга даного випрямляча виглядатиме наступним чином:

$$V_{out} = \frac{R_{30}(R_{16} + R_{17} + R_{18})}{R_{23}(R_{16} + R_{30} + R_{17})} V_{in} \quad (5.7)$$

При виборі резисторів з однаковим опором (в даному випадку 10кОм) значення скоротяться, тоді $V_{out} = |V_{in}|$ із повним випрямленням сигналу.

Наступним елементом є фільтр низьких частот, який дозволяє зробити сигнал більш плавними. Принцип роботи схожий до фільтру високих частот, але оскільки конденсатор підключений паралельно до резистора, формула підсилення набуде наступного вигляду:

$$G = \frac{R_{14}}{R_{24}\sqrt{1 + (R_{22}C_{14}\omega)^2}} \quad (5.8)$$

При значеннях елементів $R_{22} = 82\text{кОм}$; $R_{22} = 82\text{кОм}$; $C = 2.2\text{мкФ}$, буде досягнуте максимальне посилення та гранична частота 8.82 Гц. Далі сигнал потрапляє на регульований підсилювач, схема якого повістю відповідає фільтру низьких частот без конденсатора. Перед виходом на контролер, сигнал проходить

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						40
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ще через один підсилювач різниці. Напруга на виході з датчика становить від 1V до 3V і залежить від виставленого опору, на регульованому резисторі та сили напруження м'язів.

Для грамотної роботи схеми з операційними підсилювачами важливо, щоб на вхід поступало симетричне живлення так як вони працюють із вхідними і вихідними сигналами, що змінюються навколо заземлення та залишаються у межах вхідної напруги. В даній реалізації з'єднані інвертовані і неінвертовані входи ОП, таким чином, на виході вже буде потенціал рівній половині напруги на вході. Ця вихідна напруга (при живленні від 9В вона становить 4.5В) використовується як заземлення, так як вихідний опір ОП LM386 є дуже низьким.

5.3 Живлення системи

Усі елементи системи забезпечено автономним живленням, джерелом якого виступає літієвий акумулятор на 3.7В ємністю 5100mAh. Оскільки даний тип акумулятора здатний нагріватися та виходити з ладу через надмірний вплив, необхідним стало забезпечення захисту від перерозрядки та перезарядки. Перше досягається завдяки платі захисту BMS 1S PCM, весь зряд, що споживається проходить через неї і відключення спрацює при падінні напруги до 2.45В. Друге здійснюється завдяки вбудованому захисту у модулі зарядки TP4056, що при досягненні напруги на акумуляторі у 4.2В відключить його. Підключення зарядного пристрою відбувається через micro usb.

Оскільки значення напруги у 3.7В не підходить для жодного з компонентів, було використано 2 DC-DC підвищуючі перетворювачі XL6009, з'єднані паралельно із виходами плати захисту P+ та P- відповідно до їх полюсів. Таке виконання дозволило на виході отримати стабільне живлення напругою у 5В та 9В. Для забезпечення живленням ESP-32 CAM та вібраційного двигуна використовуються піни 3v3 мікроконтролера NodeMCU ESP8266, що завдяки вбудованому перетворювачу видають 3.3В. Максимальний струм споживання при роботі всіх елементів становить у режимі максимального навантаження становить

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						41
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

приблизно 1300 мА. Також між акумулятором і платою захисту стоїть перемикач, який дозволяє повністю відключити всі компоненти від живлення.

Висновки до розділу

В даному розділі на основі функціональної схеми була розроблена електрична принципова схема із врахуванням обраних компонентів у попередньому розділі. Здійснено огляд інтерфейсів, які використовуватимуть мікроконтролери та сенсори для обміну даними, а також надано детальний опис виготовленого сенсору електроміографічного сигналу. Живлення системи спроектовано відповідно до поставлених задач, воно є повністю автономним та безпечним. На кресленнику представлені всі елементи, що використовуватимуться при виготовленні макету системи та те, як вони будуть підключатися.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						42
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

6 РОЗРОБЛЕННЯ АЛГОРИТМУ ФУНКЦІОНУВАННЯ СИСТЕМИ ТА ПРОГРАМУВАННЯ МІКРОКОНТРОЛЕРІВ

Даний розділ присвячений програмній частині системи і має на меті розкрити її алгоритм роботи та продемонструвати шлях реалізації керування рухомими елементами протезу, з використанням компонентів описаних вище.

6.1 Алгоритм роботи системи

При розробці алгоритму роботи системи, надзвичайно важливо, дотриматися того, щоб взаємодія із нею була легкою та інтуїтивно зрозумілою. Основна складність полягає у тому, що вплив користувача обмежений, він може тільки подавати сигнал через електроміографічний датчик, що вказуватиме на виконання дії. Все інше виконується автоматично відповідно, всі наступні кроки повинні відбуватися у логічному порядку. Тут допоміг аналіз власної поведінки при взятті об'єкту, попри те, що людина виконує майже всі хвати несвідомо, зосередившись можна замітити простий шаблон: розігнення руки, згинання при наближенні до об'єкту, фіксація хвату, утримання об'єкту і виконання дії з ним. Власне цей патерн і був реалізованим, завдяки розбивці на блоки виконання і автоматизації переходів між ними.

На кресленику ІА93.150БАК.004 Д1 представлена блок-схема алгоритмів системи керування біонічним протезом. Блоки процесу, що відповідають за займання стартового, базового і кінцевого положення, вказують на те, що в ці моменти серводвигуни повертаються у потрібне положення, таким чином, щоб рухомі елементи протезу були підлаштовані під подальшу взаємодію з об'єктом. Попри те, що користувач може візуально переконатися у виконанні даного кроку, перед переходом у базове положення, він\вона отримає сигнал через вібраційний двигун, оскільки для деяких хватів різниця між базовим і стартовим положенням може бути не суттєвою. Сигналом до дії стає напруження м'язів із силою, що буде більше заданого значення, яке можна регулювати в залежності від стану м'язів,

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						43
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

через змінні резистори на міоелектричному датчику або програмним шляхом. Це й же сигнал використовується для розкривання хвату, однак він повинен надходити певний час, зроблено це з метою уникнення випадкових спрацювань через стороннє напруження. Модуль камери, після розпізнавання або не розпізнавання об'єкту, відправляє відповідне повідомлення, на головний контролер, який в свою чергу приймає рішення про наступні дії. Якщо успішне визначення, то запускається датчик відстані, який постійно реєструє дальність до поверхні на яку він направлений і у випадку коли протез, в залежності від типу об'єкту, буде достатньо близько, відбудеться автоматичне виконання хвату. Після захоплення об'єкту, керування міоелектричним сигналом дозволяє здійснювати певну запрограмовану дію, таку як поворот кисті або згинання одного пальця.

6.2 Програмування мікроконтролерів

Система складається із двох модулів мікроконтролерів ESP-32 CAM та NodeMCU ESP8266. Перший використовується для розпізнавання об'єктів та передачі інформації про них через інтерфейс UART на другий, де запрограмована реалізація всієї частини блоку логіки та керування.

6.2.1 Розробка моделі розпізнавання об'єктів

Одним з перших кроків в процесі розробки системи, стало проектування та створення моделі розпізнавання об'єктів, оскільки вона виступає однією з головних частин програмної складової і від успішності її реалізації, залежить наскільки практичною буде система. Найскладнішою умовою стало те, що модель повинна працювати з використанням ESP32-CAM, а це свідчить про обмеженість у пам'яті, швидкості та роздільній здатності вхідної картинки. Звичайні комп'ютерні моделі розпізнавання об'єктів працюють точно і швидко, однак ціна цього - великі затрати ресурсів. Одним із можливих рішень було використання віддаленого сервера, як точки куди транслюватиметься відео, де здійснюватиметься розпізнавання

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						44
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

об'ємною моделлю (навченою на великому наборі даних) і звідки повертатиметься інформація про об'єкт. Однак, в ході проєктування системи, було встановлено, що такий підхід не є оптимальним та підходить більше для статичних систем, оскільки вимагає стабільного підключення до інтернету, а також збільшує витрати живлення через постійну роботу Wi-fi модуля.

Іншим варіантом є застосування технологій машинного навчання орієнтованих на пристрої з обмеженою кількістю пам'яті. За рахунок оптимізації і згортання моделей вдається зменшити їх розміри до кількох десятків кілобайт. При цьому якість роботи залишається доволі високою, швидкість і точність розпізнавання є помірною для виконання більшості задач. Проте важливо при навчанні такої моделі ретельно підібрати набір даних так як, його величина прямопропорційно впливає на кінцеві потреби у пам'яті. Необхідно, щоб кожне зображення чи елемент набору містив корисну інформацію, яка буде доповнювати інші дані.

В якості нейронної мережі було обрано MobileNetV2 [41] – архітектуру згорткової нейронної мережі, що використовується спеціально для глибокого навчання на мобільних і вбудованих пристроях та забезпечує гарний баланс між розміром моделі, ефективністю обчислень і точністю. Дана модель використовує розділені по глибині згортки, що розбивають традиційну операцію згортки на згортання окремо по глибині та точці. Ця техніка зменшує кількість параметрів і обчислень, що на виході дає більш ефективну мережу. Також у MobileNetV2 реалізовані блоки, які використовують залишкові з'єднання, але порівняно з традиційними залишковими блоками мають інвертовану структуру. Інвертовані залишки розширюють продуктивність мережі, зберігаючи невелике обчислювальне навантаження. Окрім того, застосовується лінійне обмеження каналів мережі, що дозволяє виконати згортку 1x1 зі зменшеною кількістю каналів та стиснути мапи функцій перед застосуванням згорток розділених по глибині [42]. Обрана модель широко використовується в задачах комп'ютерного зору, включаючи класифікацію зображень, виявлення об'єктів і сегментацію зображень.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						45
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

В процесі навчання було випробувано і інші моделі, однак дана показала себе найкраще у роботі з ESP-32 CAM.

Наступник етапом став процес підготовки набору навчальних даних. Спочатку було вирішено спробувати створити власний набір шляхом фотографування об'єктів через модуль камери ESP-32 CAM та подальшого їх експорту на комп'ютер. Такий варіант виглядав логічним, оскільки дозволяв підготувати зображення, що відповідатимуть розширенню камери, а отже займатимуть менше місця та краще виділятимуть відмінності об'єктів. Даний підхід вдалося реалізувати, однак точне розпізнавання працювало тільки з об'єктами такої ж форми, як на зображенні. Модель не могла якісно ідентифікувати мишки чи пляшки різного виконання.

Саме тому, було прийняте рішення взяти дані із відкритого доступу, на яких будуть представлені потрібні об'єкти різної форми, кольору, у природніх і неприродніх положеннях та з відмінним освітленням. Набори приблизно містять по 400 зображень предметів, які будуть розпізнаватися, а саме: пластикова пляшка, комп'ютерна мишка, столові прибори, чашка та дверна ручка. Загальний набір у 2000 зображень був в подальшому проіндексований, а на кожній з картинок були позначені відповідні ярлики (рисунок 6.1) в залежності від типу об'єкту, а також здійснене перетворення до розширення 48 x 48.

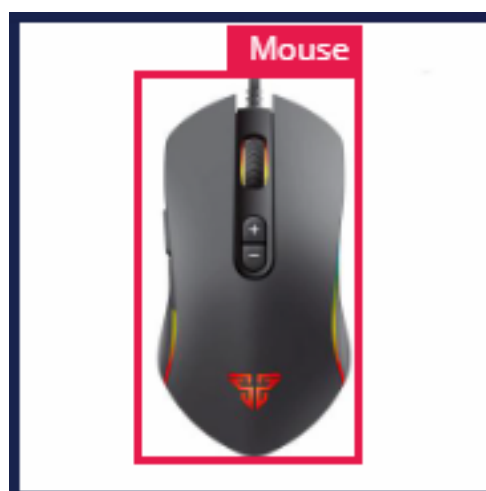


Рисунок 6.1 – Процес налаштування ярликів даних

Конвертування даних у набір атрибутів та подальше навчання моделі було здійснено на платформі призначеній для впровадження машинного навчання на пристрої з малими обчислювальним ресурсами – Edge Impulse [43]. Платформа надає інструменти для роботи з різними типами даних, включаючи дані з сенсорів, аудіо та зображення. Також у ній наявний доступ до корисних бібліотек призначених для збирання та маркування даних з пристроїв рівня "edge". Підтримується можливість вибирати з набору попередньо побудованих алгоритмів або створити власні моделі з використанням популярних фреймворків, таких як TensorFlow або Keras. Платформа пропонує автоматичне створення ознак, оптимізацію гіперпараметрів та можливість використовувати попереднє навчання для покращення процесу розгортки нейронної мережі. Особливо корисною є висока якість інтеграції з популярними платами розробки, що спрощує процес конвертування та завантаження моделі на відповідних пристроях.

Результати формування особливостей даних графічно представлені на рисунку 6.2. Як можна побачити, більшість частину вдалося чітко виокремити, тоді як деякі особливості частково з'єдналися одне з одним. Причиною цього є наявність схожості між зображеннями у кольорі, формі чи деталях. Проте це не є критичним і опиратися варто на кінцеві показники вже натренованої моделі.

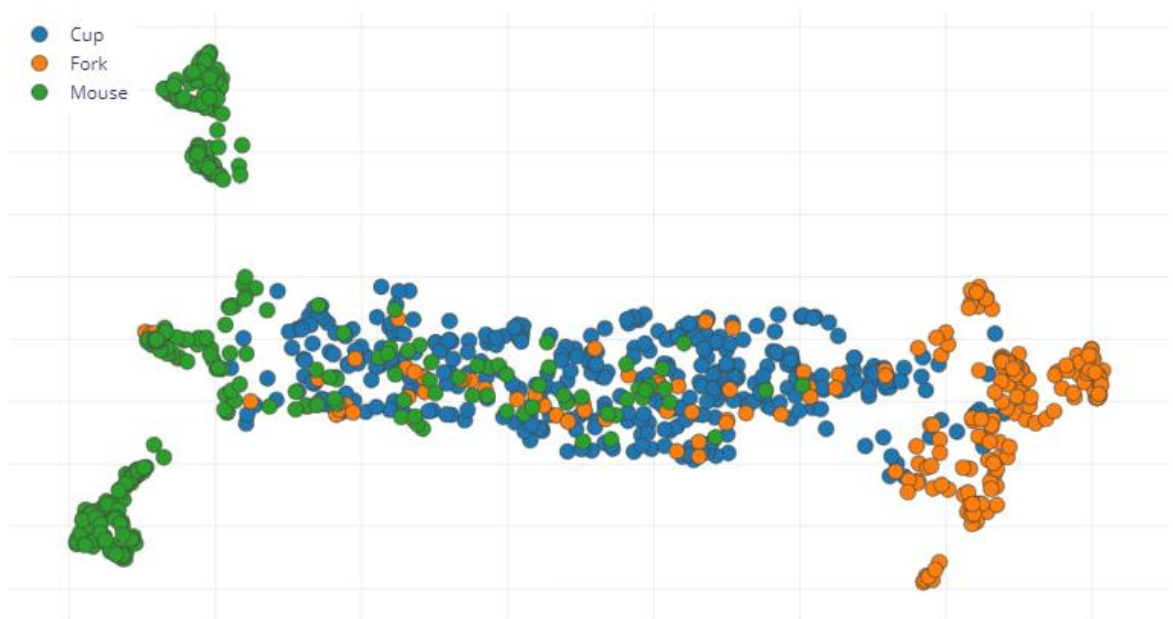


Рисунок 6.2 – Графічне представлення особливостей даних

Дані були розбиті на навчальний та валідаційний набори у відношенні 3 до 1. Наступним кроком є власне навчання моделі підготовленим набором даних. Процес підготовки перед навчання представлений на рисунку 6.3. На даному етапі обирається тип даних, вказуються їх характеристики, а також підбирається вид задачі, що буде виконуватися моделлю.

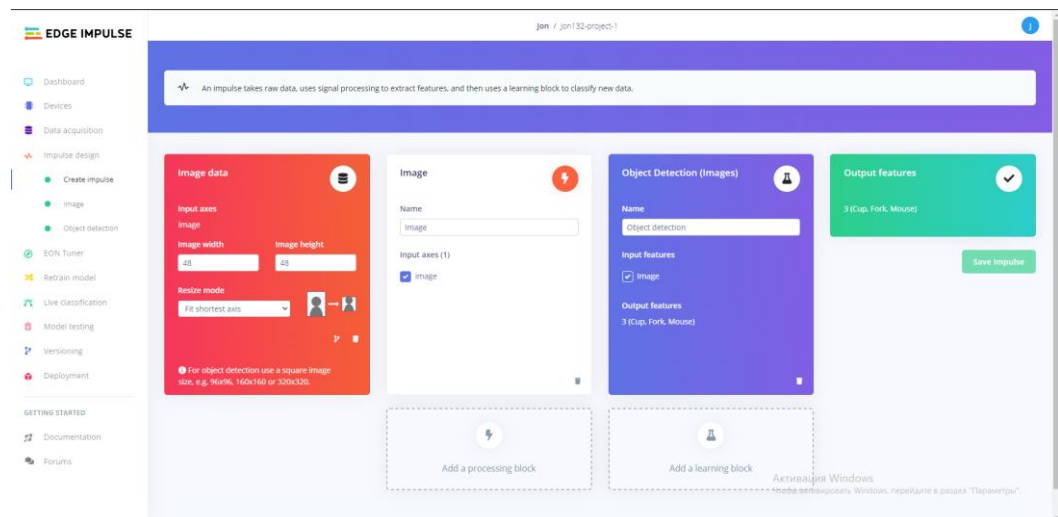


Рисунок 6.3 – Процес підготовки моделі розпізнавання об’єктів на платформі Edge Impulse

Після цього починається власне саме навчання (рисунок 6.4). Шляхом експерементування та декількаразового тренування було обрано оптимальну кількість тренувальних циклів(епох) - 15. Після збільшення їх кількості, покращення оцінки якості моделі немає, сповільнюється тільки швидкість навчання та роботи мережі. Параметер темпу навчання (Learning rate) визначає наскільки швидко проходитиме навчання, враховуючи те, що набір даних який використовується є невеликим, можна задати мінімальне значення, щоб уникнути накладання даних через прешвидшений перебір, адже це може призвести до погіршення кінцевого результату. Також платформа Edge Impulse надає функціонал нарощування даних, шляхом випадкового їх перетворення. Це дозволяє підвищити точність моделі навіть при малій кількості вхідних даних та забезпечити уникнення перенавчання.

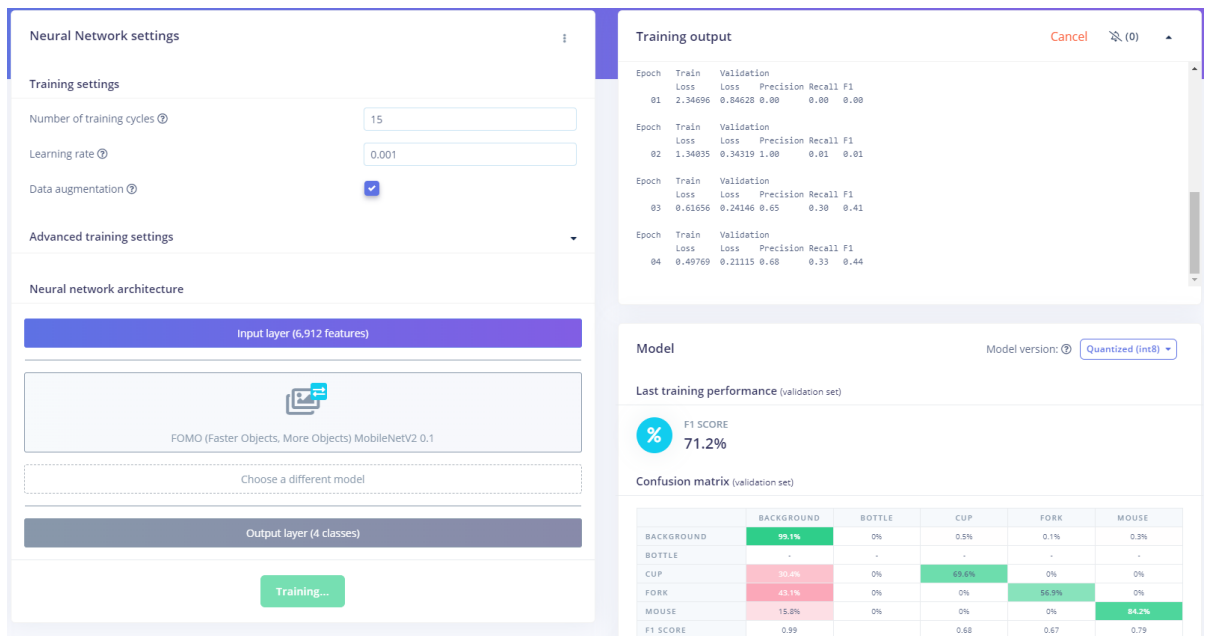


Рисунок 6.4 – Процес навчання моделі розпізнавання об’єктів на платформі Edge Impulse

Наступним кроком після навчання являється оцінка його результатів, якості і точності отриманої моделі. Таблиця 6.1 демонструє матрицю змішання (Confusion matrix), яка відображає відсоток правильних та неправильних класифікацій. Реальні класи представлені у рядках, а передбачені класи - у стовпцях.

Таблиця 6.1 – Матриця змішання обчислена на валідаційному наборі

	Задній фон	Комп’ютерна мишка	Слогові прибори	Чашка
Задній фон	99.1%	0.2%	0.2%	0.5%
Комп’ютерна мишка	15.8%	84.2%	0.5%	0%
Слогові прибори	43.1%	0.4%	56.9%	0%
Чашка	30.4%	0%	0%	69.6%
Оцінка F1	0.99	0.79	0.67	0.68

Отриманий результат є задовільним, для більшості класів оцінка F1 є достатньою, а загальне значення F1 становить 71.2%. Причиною зменшення точності окрім неідеальності набору даних є ще й вимушена оптимізація моделі під об'єми пам'яті ESP-32 CAM. Без оптимізації значення F1 становить 73%, однак використання FLASH і RAM пам'яті збільшується у 3 рази. Навчена модель займає 58.8 Кб FLASH пам'яті, а пікове використання RAM становить 71 Кб

Фінальним кроком є експорт моделі та конвертація у формат, що дозволить завантажити її на мікроконтролер. В даному випадку існують два рішення: перетворити модель у бібліотеку або у файл прошивки мікроконтролера. Було обрано перший варіант, оскільки він дозволяє дописати потрібний для подальшого управління код та легко замінити модель на іншу при потребі.

Отримана модель навчена розпізнавати 6 об'єктів. Після імпортування моделі, в середовищі Arduino IDE [44], було написано тестову програму, що виводить інформацію про розпізнані об'єкти у консоль серійного монітору (рисунок 5.2).

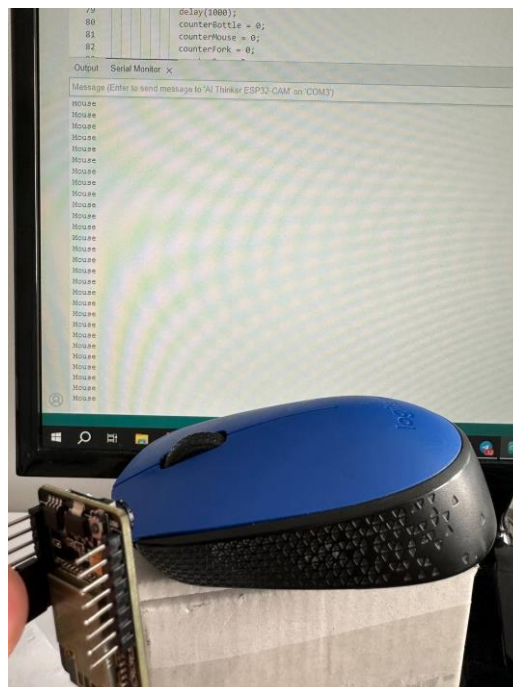


Рисунок 6.5 – Демонстрація роботи моделі розпізнавання об'єктів завантаженої на ESP32-CAM

Швидкість і точність розпізнавання при хорошому освітленні та стабільному положенні камери є доволі високою. Інколи можливі неправильні розпізнавання однак цю проблему можна вирішити при програмуванні контролера.

6.2.2 Розробка програм мікроконтролера

Модуль ESP-32 CAM відповідає за розпізнавання об'єктів і подальшу передачу інформації про них. Для виконання поставлених задач у середовищі Arduino IDE було розроблено програмний код, який використовує бібліотеку моделі, а також методи бібліотеки «EloquentEsp32Cam» [45] (таблиця 6.2) опрацьовує відео з камери та здійснює розпізнавання об'єктів, що потрапили в об'єктив. Оскільки розпізнавання відбувається з мінімальною затримкою, то часто фіксуються предмети, що не є цільовими для користувача, тому було вирішено додати обмеження, що дозволили б передавати інформацію на інший контролер тільки після того, як певний об'єкт був розпізнаний задану кількість разів.

Таблиця 6.2 – Методи бібліотеки «EloquentEsp32Cam», які використовувались для роботи з моделлю розпізнавання [46]

Команда	Опис
fomo.detectObjects(Cam cam)	Повертає значення true якщо на відео з даної камери був зафіксований об'єкт з використанням моделі розпізнавання
fomo.getErrorMessage()	Повертає повідомлення про помилку у роботі моделі
fomo.hasObjects()	Повертає true якщо вдалося встановити зафіксовані об'єкти
fomo.forEach()	Дозволяє покроково пройтись по кожному розпізнаному елементу

ei_impulse_result_bounding_box_t. bbox.label	Поле label являється назвою мітки об'єкту, який було розпізнано
---	--

Наступним програмувався модуль мікроконтролера NodeMCU ESP8266. У коді його програми реалізована основна логіка управління, збір інформації зі всіх датчиків та передача керуючих сигналів на серводвигуни. Взаємодія із ESP-32 CAM відбувається через інтерфейс UART, з використанням відповідних методів серійного порту для відправки та отримання інформації. Збір даних із датчика відстані та активація його роботи відбувається через бібліотеку «Adafruit_VL53L0X» [47] створену спеціально для роботи із цією моделлю. Для ініціалізації серводвигунів та зміни їх стану використовується бібліотека «Servo». Усі основні команди, що були використані при програмуванні наведені у таблиці 6.3.

Таблиця 6.3 – Команди роботи з датчиками відстані, пЕМГ сигналу та серводвигунів[45, 47]

Команда	Опис
lox.rangingTest(VL53L0X_RangingMeasurementData_t, boolean)	Отримує вимірювання відстані від пристрою
VL53L0X_RangingMeasurementData_t.RangeStatus	Поле класу VL53L0X_RangingMeasurementData_t що містить інформацію про стан діапазону для поточного вимірювання. Значення = 0 означає, що значення дійсне
VL53L0X_RangingMeasurementData_t. RangeMilliMeter	Відстань до об'єкту в міліметрах
Servo.attach(pin, min, max)	Прив'язка змінної сервоприводу до піна. Min та max (необов'язково): ширина імпульсу в мікросекундах, що відповідає мінімальному (0

	градусів) куту на сервоприводі та максимальному (180 градусів) куту на сервоприводі
Servo.writeMicroseconds(uS)	Записує значення в мікросекундах до серводвигуна, відповідним чином керуючи валом
analogRead()	Зчитує величину напруги із зазначеного аналогового висновку. Використовується для роботи з датчиком ЕМГ сигналу

Висновки до розділу

У даному розділі було детально розглянуто блок-схему алгоритмів системи керування біонічним протезом, на основі якої здійснено програмування керуючих компонентів системи, а саме мікроконтролерів NodeMCU-32S та ESP32-CAM. Першим етапом стали вибір, навчання та перевірка моделі розпізнавання об'єктів на платформі Edge Impulse. Як результат, на модуль камери було завантажено програмний код здатний в реальному часі з високою точністю і швидкістю розпізнати 5 об'єктів, а саме: комп'ютерну мишку, пластикову пляшку, столові прибори, чашку та дверну ручку. Оцінка F1 становить 80.4% тоді як об'єм програмного коду для FLASH і RAM займає 300 та 350 кілобайт відповідно. Інформація про дані об'єкти передається на центральний мікроконтролер, який опираючись на дані з датчиків, здійснює управління серводвигунами відповідно до розпізнаного об'єкту. Бібліотеками, що використовувалися є «EloquentEsp32Cam» «Adafruit_VL53L0X» та «Servo». Кінцевим результатом стало логічний і інтуїтивно зрозумілий процес керування, що відповідає попередньо розробленому алгоритму та використовує усі компоненти представлені на електричній принциповій схемі та з'єднані належним чином.

7 ВИГОТОВЛЕННЯ МАКЕТУ СИСТЕМИ

Створення робочого макету системи, базується на проведеному аналізі предметної області, створених структурній, функціональній, електричній принциповій схемах та з використанням обраних елементів. Основною метою виготовлення прототипу є доведення того, що така система може бути реалізованою та здатна виконувати поставлені задачі. Також це допоможе виявити ряд особливостей та можливих покращень, не врахованих на етапі проектування. Протез системи розроблявся на базі кафедри науково-дослідницької лабораторії інформаційних технологій та вбудованих систем.

7.1 Виготовлення корпусу протезу

При проектуванні корпусу протезу, надзвичайно важливо було підібрати оптимальні розміри, подібні до розмірів людської руки та здатні вмістити всі елементи системи всередині. Не менш важливим фактором стала і вага протезу, адже тільки 5 серводвигунів важать 330 грам, а з врахуванням інших компонентів, громіздкі деталі протезу можуть зробити його просто неможливим для використання. Тому було прийнято рішення надрукувати складові корпусу на 3D принтері. Цей варіант є можливо одним з найкращих в умовах, коли відсутня можливість серійного виробництва, так як дозволяє швидко створювати нові деталі, а подальшому покращувати їх та замінювати при поломці.

Перед початком друку, необхідно було визначитись із 3D моделлю руки. Оскільки корпус такого формату вимагає високої точності деталей та органічного поєднання всіх частин, найбільш оптимальним варіантом є використання в якості бази вже перевірених рішень, що пройшли певні випробування на якість роботи та стійкість. Тому, модель даного корпусу (рисунок 7.1) був розроблений на основі “open source” проєкту[48] із внесенням деяких модифікацій відповідно до вимог системи. Було добавлено отвір на долоні для датчика відстані, підтримуючі

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						54
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

виступи для компонентів розміщених в середині та змінено кришку закривання кисті під модуль камери.

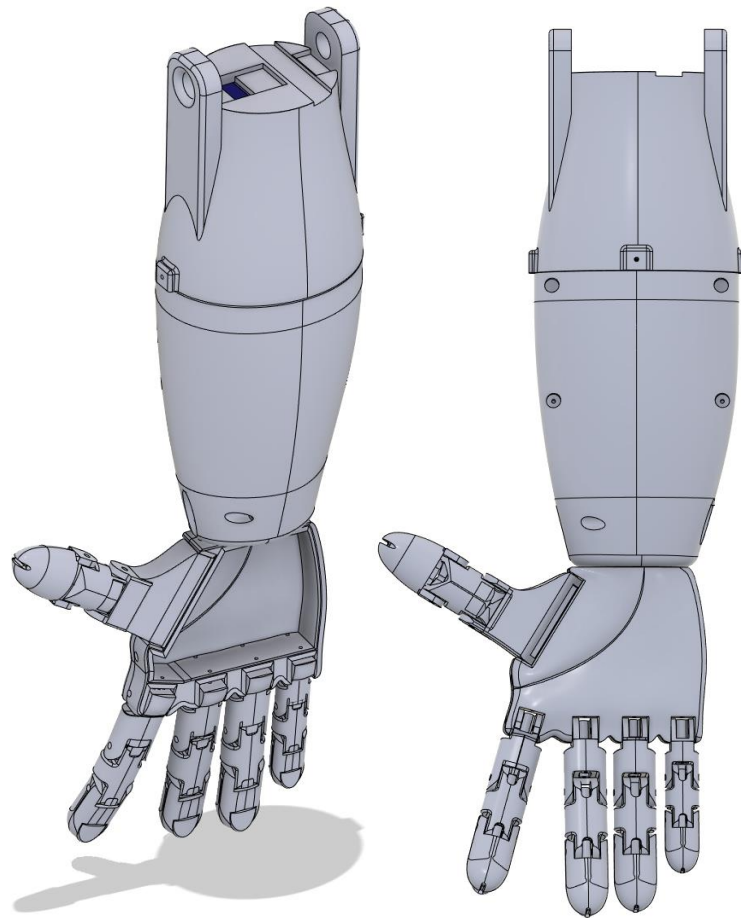


Рисунок 7.1 – 3D модель протезу

У якості матеріалу для друку використовувався ABS пластик, він чудово підходить для розробки подібних макетів за своїми характеристиками, оскільки є міцним та стійким до впливу вологості і високих температур. Єдиним його недоліками у порівнянні із подібним за доступністю PLA пластиком, є складність роботи, потреба друку на високих температурах та менша екологічність. Друк виконувався на принтері XYZprinting Da Vinci 1.0 Pro [49], який досить легко та швидко виготовив всі необхідні компоненти. Також значною мірою допомогла наявність спеціального ПЗ для роботи з принтером, що зробило процес попередньої підготовки набагато комфортнішим. На виході було отримано доволі якісні та точні деталі, навіть найменші отвори були надруковані належним чином. Варто

відмітити і високу стійкість і міцність елементів, яка зберігалася навіть при наповненні пластиком у 20% Результат друку, зображений на рисунку 7.2.



Рисунок 7.2 – Надруковані деталі протезу у складеному виді

Наступним етапом стала збірка корпусу та розстановка компонентів всередині нього. Для приведення пальців у рух, використовувалася мононитка товщиною 50 мм та міцністю 14.2 кг. Будучи натягнутою та закріпленою на спеціально надрукованій накладці серводвигунів (рисунок 7.3), вона згинає пальці при розслабленні верхньої нитки та натяганні нижньої і відповідно розгинає їх при протилежному впливі. Кожна мононитка була протягнута через спеціальні отвори, тому у довгостроковій перспективі її вплив на кабелі та інші компоненти буде мінімальним. Усього для руху пальців використовується 4 серводвигуни, мізинець та безіменний палець мають спільне керування. Для з'єднання фаланг між собою та кріплення основ до кисті, використовувалися металеві стержні діаметром 3мм, вони жодним чином не блокують згинання і розгинання пальців та не перетирають місця установки. Сама кисть на пряму прикручена до рухомої частини 5го серводвигуна і повертається разом із нею, це дозволило збільшити швидкість повертання та точність контролю, однак ціною цього є незначна втрата міцності. Скріплення більших частин корпусу, а також фіксація серводвигунів виконувались металевими шурупами.

Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата

ІА93.150БАК.004 ПЗ

Арк.

56



Рисунок 7.3 – Надрукована накладка серводвигуна для кріплення
МОНОНИТКИ

Вигляд зібраного протезу представлений на рисунка 7.4 та 7.5. Варто розуміти, що подібна реалізація через мононитки не здатна забезпечити міцну силу хвату чи підняття об'єктів вагою більше 1кг. Альтернативою може бути використання тросів, однак, через їх рельєфність, існує ризик швидкого виходу деталей із ладу. Проте, протез чудово справляється із підняттям неважких предметів та дозволяє легко перевірити якість і зручність розробленої системи на ряді речей з малою вагою, що використовуються у повсякденному житті. Вага протезу без верхньої частини передпліччя та закриваючих кришок становить близько 500 грам.



Рисунок 7.4 – Зібраний протез.

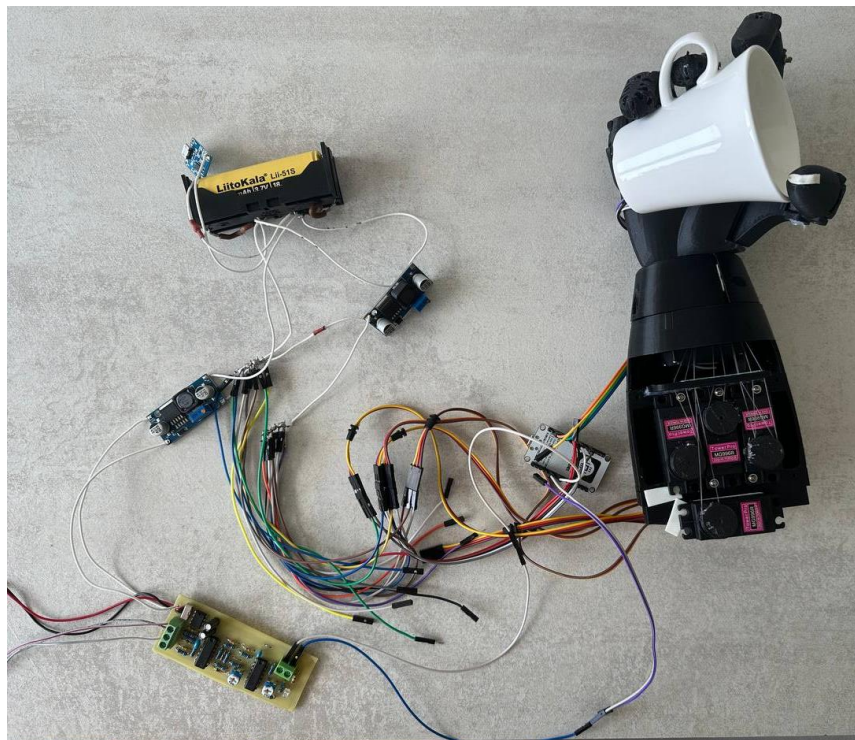


Рисунок 7.5 – Зібраний протез із компонентами системи.

Висновки до розділу

Метою прототипу є демонстрація можливостей системи і виявлення особливостей та можливих покращень. Для розпізнавання об'єктів була створена модель на основі архітектури MobileNetV2, яка оптимізована для мобільних та вбудованих пристроїв. Модель була навчена розпізнавати комп'ютерну мишку та предмети у формі пляшки з використанням даних з відкритих джерел. Для корпусу протезу було використано 3D друк з використанням PLA пластику. Цей підхід дозволяє швидко створювати та замінювати деталі протезу при необхідності. Якість друку була високою, і отримані деталі були міцними та витривалими. Хоча деякі додаткові обробки деталей були необхідні, розміри корпусу і розташування компонентів були ідеальними. Узагальнюючи, робочий макет системи був успішно створений з використанням моделі розпізнавання об'єктів та 3D друку для корпусу протезу. Дані результати демонструють потенціал системи і можуть бути використані для подальшого вдосконалення та розробки прототипу.

ВИСНОВКИ

У ході виконання диплоного проекту було проведено аналіз предметної області та здійснено огляд існуючих на ринку систем керування біонічними протезами. Було виявлено, що існує потреба у доступних та автономних системах, здатних виконувати різні хвати відповідно до потреб користувача. Це дозволило сформулювати чітку мету, основні й додаткові вимоги до системи та задачі для їх досягнення.

Першим етапом стала розробка структурної і функціональної схем, з орієнтацією на те, що система повинна працювати незалежно від підключення до інтернету, мати автономне живлення та здійснювати автоматичний вибір потрібного хвату. Далі, на основі даних схем було обрано компоненти системи, а найдорожчий – електроміографічний датчик виготовлено власноруч. Електрична принципова схема була розроблена з врахуванням всіх обраних елементів та оптимального способу їх підключення.

Після цього, було проведено вибір, підготовка даних та навчання моделі розпізнавання об'єктів, конвертування її у бібліотеку та завантаження на модулі камери ESP-32 CAM. Окрім цього було запрограмовано модуль мікроконтролера Node MCU ESP8266 для виконання задач блоку логіки та керування системи, а саме: збору даних із датчиків і здійснення управління серводвигунами відповідно до розробленої блок-схеми алгоритму. Завершальним етапом стала розробка макету системи, до якої увійшов збір всіх компонентів та виготовлення корпусу протезу на 3D принтері.

Отриманий результат є оптимальним для перевірки роботи системи, однак корпус ще можна покращити, так як наявній реалізації бракує надійності та сили стискання. Окрім цього систему можна вдосконалити шляхом додавання модулів захисту від перегріву та датчиків сили стискання. Виготовлення датчику ЕМГ сигналу із компонентів мікроелектроніки дозволить зменшити його розміри і вагу, хоча і підвищить його вартість.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						59
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

В кінцевому результаті було досягнуто поставленої мети та отримано доступну, автоматичну та практичну систему керування біонічним протезом, що відповідає всім поставленим основним вимогам та здатна виконувати ряд базових хватів. Отримані результати можуть бути застосовані для допомоги людям із ампутованими кінцівками руки, у волонтерстві, а також в межах діяльності гуртка «ES&IoT – Вбудовані системи та інтернет речей» кафедри ICT.

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						60
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ПЕРЕЛІК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Kyberd PJ, Hill W. Survey of upper limb prosthesis users in Sweden, the United Kingdom and Canada. *Prothet*. 2011. P. 234 – 241.
2. Paspopovic S., Giacomo V., Francesco M.P. Sensory feedback for limb prostheses in amputees. *Nature Materials*. 2021. No 20. P. 925 – 939.
3. Maat B., Smit G., Dick H. Plettenbur., Breedveld P., Passive prosthetic hands and tools: A literature review. *Prosthet Orthot International*. 2017. No 42. P. 66 – 74.
4. Kejlaa G.H. Consumer concerns and the functional value of prostheses to upper limb amputees. *Prosthet Orthot International*. 2009. Vol. 17, No 3. P. 157 – 163.
5. Silicone Cosmetic Prosthesis. URL: <https://deccanorthopro.com/silicone-cosmetic-prosthesis> (дата звернення: 20.04.2023).
6. A typical body-powered upper limb prosthesis. URL: https://www.researchgate.net/figure/A-typical-body-powered-upper-limb-prosthesis_fig5_337261018 (дата звернення: 11.05.2023).
7. Smit G., Dick H. Plettenburg. Efficiency of voluntary closing hand and hook prostheses. *Prosthet Orthot International*. 2010. Vol. 34, No 4. P. 411 – 427.
8. Leuren H. Smith, Levi J. Hargrove. Comparison of surface and intramuscular EMG pattern recognition for simultaneous wrist/hand motion classification. *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2013. No 35. P. 102 – 141.
9. Lauren H.Smith, Todd A Kuiken and Levi J Hargrove. Real-time simultaneous and proportional myoelectric control using intramuscular EMG. *Journal of Neural Engineering*. 2014. Vol.8, No 6.
10. Todd R. Farrell, Richard F. ff. Weir. A Comparison of the Effects of Electrode Implantation and Targeting on Pattern Classification Accuracy for Prosthesis Control. *IEEE*. 2008. Vol.55, No 9. P. 2198 – 2211.
11. Mazzoni A., Valle G., Iberite F., D`Anna E., Strauss I. Biomimetic Intraneural Sensory Feedback Enhances Sensation Naturalness, Tactile Sensitivity, and Manual

- Dexterity in a Bidirectional Prosthesis. *Science Direct*. 2018. Vol. 100. No 1. P. 37-45.
12. Ossur. URL: <https://www.ossur.com/> (дата звернення: 10.05.2023).
 13. i-Limb Quantum. URL: <https://ossur.com.ua/project/i-limb-quantum/> (дата звернення: 10.05.2023).
 14. Taskaprosthetics. URL: <https://www.taskaprosthetics.com/> (дата звернення: 13.05.2023).
 15. TASKA HandGen2. URL: <https://www.taskaprosthetics.com/products/taska-gen2> (дата звернення: 13.05.2023).
 16. Ottobock. URL: <https://www.ottobock.com/> (дата звернення: 13.05.2023).
 17. Myo Plus. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Plus/c/2901> (дата звернення: 13.05.2023).
 18. Bebionic hand. URL: <https://www.ottobock.com/ru-ru/product/8E72> (дата звернення: 13.05.2023).
 19. Hero Arm. URL: <https://openbionics.com/hero-arm/> (дата звернення: 15.05.2023).
 20. Polyamide 12. URL: <https://polymerdatabase.com/Polymer%20Brands/PA12.html> (дата звернення: 12.05.2023).
 21. Hero Arm bionic prosthesis. URL: <https://uncrate.com/hero-arm-bionic-prosthesis/> (дата звернення: 15.05.2023).
 22. SensorHand Speed. URL: <https://shop.ottobock.us/Prosthetics/Upper-Limb-Prosthetics/Myo-Hands-and-Components/Myo-Terminal-Devices/SensorHand-Speed/p/8E39~58> (дата звернення: 16.05.2023).
 23. Myoelectric Speed Hands. URL: <https://mcpopro.com/prosthetics/technology/sensorhand-speed-and-variplus-hand/> (дата звернення: 17.05.2023).
 24. Bionic Hand Price List. URL: <https://bionicsforeveryone.com/bionic-hand-price-list/> (дата звернення: 17.05.2023).
 25. Характеристики ESP32-CAM. URL: <https://arduino.ua/prod3458-modyl-wi-fi-esp32-s-kameroi-2mp> (дата звернення: 17.05.2023).

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						62
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

26. Технічні характеристики та функції NodeMCU ESP8266. URL: <https://arduino.ua/ru/prod1492-wi-fi-modyl-nodemcu-esp8266> (дата звернення: 18.05.2023).
27. Розпіновка NodeMCU ESP8266. URL: <https://components101.com/development-boards/nodemcu-esp8266-pinout-features-and-datasheet> (дата звернення: 19.05.2023).
28. Серводвигун Tower Pro MG996R-180. URL: <https://beegreen.com.ua/servoprivod-servomashinka-tower-pro-mg996r-11206> (дата звернення: 17.05.2023).
29. Характеристики Tower Pro MG996R-180. URL: <https://arduino.ua/prod5186-servoprivod-tower-pro-mg996r-180-s-povishennim-krytyashhim-momentom> (дата звернення: 17.05.2023).
30. Модуль датчика відстані GY-530 на VL53L0X. URL: <https://arduino.ua/prod2144-lazernii-datchik-rasstoyaniya-gy-530-na-vl53l0x> (дата звернення: 18.05.2023).
31. Характеристики Lii-51S. URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/lii-51s-26650-5100mah-akumulyator-liitokala_188533.html (дата звернення: 20.05.2023).
32. Підвищувальний DC-DC модуль. URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/impulsnij-pidvischuvalnij-dc-dc-modul-na-mikroshemi-xl6009_95962.html (дата звернення: 20.05.2023).
33. Плата захисту BMS 1S 3.7V 3A. URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/plata-zahistu-dlya-1-go-akumulyatora-bms-1s-3-7v-3a_185533.html (дата звернення: 20.05.2023).
34. Зарядний модуль 18650 Type-C. URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/modul-zaryadnij-dlya-18650-type-c-2s-2a_188210.html (дата звернення: 20.05.2023).
35. Вібро мікро-мотор таблетка OEM. URL: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/vibro-mikro-motor-tabletka_107234.html (дата звернення: 30.05.2023).

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						63
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

36. EMG Sensor Circuit. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=TMr25ouvpD4>
(дата звернення: 15.04.2023).
37. Pulse Width Modulation. URL: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/pulse-width-modulation/all> (дата звернення: 19.04.2023).
38. Стаценко Д.В., Злотенко Б.М., Демішонкова С.А., Стаценко В.В. Використання I2C у комп'ютерних системах. *Вчені записки ТНУ імені В.І. Вернадського. Серія: Технічні науки*. 2022. Том 33, (№ 5). С. 153 – 158.
39. Universal Asynchronous Receiver Transmitter (UART). URL: https://www.infineon.com/dgdl/InfineonComponent_UART_V2.0Software%20Module%20Datasheets02_05EN.pdf?fileId=8ac78c8c7d0d8da4017d0e7f69251131
(дата звернення: 18.05.2023).
40. Новацький А.О. Комп'ютерна електроніка Лабораторний практикум. Київ. 2018. С. 415.
41. MobileNetV2. URL: <https://paperswithcode.com/method/mobilenetv2> (дата звернення: 22.05.2023).
42. Sandler M., Howard A., Menglong Zhu. MobileNetV2: Inverted Residuals and Linear Bottlenecks. *The IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition*. 2018. P.4510-4520.
43. Edge Impulse. URL: <https://www.edgeimpulse.com/> (дата звернення: 22.05.2023).
44. Arduino IDE. URL: <https://wiki-content.arduino.cc/en/software> (дата звернення: 22.05.2023).
45. EloquentEsp32Cam. URL: <https://github.com/eloquentarduino/EloquentEsp32cam>
(дата звернення: 27.05.2023).
46. FOMO - a TinyML neural network for real-time object detection. URL: <https://bdtechtalks.com/2022/04/18/fomo-tinyml-object-detection/> (дата звернення: 24.05.2023).
47. VL53L0X API Specification. URL: https://documentation.help/VL53L0X-API/structVL53L0X__RangingMeasurementData__t.html#a1178b1f3ba39b69eb7d69289a6e058e8 (дата звернення: 25.05.2023).

48. Low Cost Prosthetic Arm 3D model. URL:
<https://mdesigns.space/projects/project-three-2jhsa> (дата звернення: 11.04.2023).
49. XYZPrinting. URL: <https://www.xyzprinting.com/> (дата звернення: 30.03.2023).

					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						65
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		

ДОДАТОК А

Програмний код мікроконтролерів

<https://github.com/KorolSt/bionic-prosthesis-controllers>



					ІА93.150БАК.004 ПЗ	Арк.
						66
Зм.	Лист	№ докум.	Підпис	Дата		