

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет електроніки та інформаційних технологій
Кафедра комп'ютеризованих систем управління

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри

_____Леонт'єв П.В.

_____2022 р.

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА БАКАЛАВРА

зі спеціальності 151 – Автоматизація та комп'ютерно-інтегровані технології

на тему: «Автоматизація електроприводу протеза кисті руки»

(Дипломний проєкт)

Керівник проєкту:

Кулінченко Г.В.

Посада, науковий ступінь:

Доцент, кандидат технічних наук

Дипломник:

студент групи СУ-81

Димов М.В.

Ном.поз	Формат	Позначення	Найменування	Кількість аркушів	№ екз.	Примітки
			<u>Документація загальна</u>			
			<u>Застосована</u>			
1			Завдання кафедри	1		
			<u>Новорозроблена</u>			
2		ТЗ	Технічне завдання	3		
3			Реферат	1		
4	A4	СУ-81 6.151.05 ПЗ	Пояснювальна записка	52		
			<u>Документація конструкторська</u>			
			<u>Новорозроблена</u>			
5	A1	СУ-81 6.151.05 А2	Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Функціональна схема автоматизації	1		
6	A4	СУ-81 6.151.05 ПЕ	Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Перелік елементів	1		
7	A3	СУ-81 6.151.05 Е3	Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Електрична схема.	1		

					СУ-81 6.151.05.ДП			
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата				
Розроб.		Димов М.В.			Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Відомість проекту.	Літ.	Арк.	Аркушів
Перевір.		Кулінченко Г.В.					2	60
Реценз.						СумДУ, СУ-81		
Н. Контр.								
Затверд.		Леонтьєв П.В.						

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет електроніки та інформаційних технологій
Кафедра комп'ютеризованих систем управління

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри

_____Леонт'єв П.В.

_____ 2022 р.

ЗАВДАННЯ

на дипломний проєкт студенту
Димову Максиму Вадимовичу

1. Тема проєкту: Автоматизація електроприводу протеза кисті руки.
Затверджено наказом ректора університету. №0360-VI від “17” травня 2022р.
2. Термін здавання студентом закінченого проєкту “04” червня 2022 р.
3. Вихідні дані до проєкту: звіт з переддипломної практики, наукові публікації, статті, технічна документація, електронні ресурси.
4. Зміст пояснювальної записки: аналіз актуальності та технологій предметної області, система керування електроприводом протеза кисті руки, вибір технічних засобів автоматизації, комп'ютерно-інтегрована система управління електроприводом протеза кисті руки.
5. Перелік графічних матеріалів: 37 рисунків, 12 таблиць, 2 додатка.
6. Календарний план проєктування

Номер етапу	Зміст етапу проєктування	Термін виконання
1	Аналіз завдання кафедри. Конструктивно-технічний аналіз об'єкта.	15.04.22 – 18.04.22
2	Опис об'єкту автоматизації. Задачі управління позиціонуванням електроприводу протеза кисті руки. Аналіз відомих технічних рішень.	19.04.22 – 26.04.22
3	Розробка схем автоматизації.	27.04.22 – 08.05.22
4	Вибір та обґрунтування технічних засобів автоматизації.	09.05.22 – 19.05.22
5	Розробка алгоритмів управління протезом кисті руки.	20.05.22 – 25.05.22
6	Оформлення дипломного проєкту та супровідної документації	26.05.22 – 04.06.22

7. Дата видачі завдання “15” квітня 2022р.

Керівник проєкту:

Посада, науковий ступінь:

Кулінченко Г.В.

Доцент, кандидат технічних наук

До виконання прийняв:

студент групи СУ-81

Димов М.В.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

на проектування системи автоматизованого керування електроприводу протеза
кисті руки

Розробник:

студент групи СУ-81

Димов М.В.

Погоджено:

Посада, науковий ступінь:

Кулінченко Г.В.

Доцент, кандидат технічних наук

1. Назва і галузь застосування: Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Галузь протезування, робототехніка, оборонна промисловість.

2. Підстави для проектування: Наказ ректора Сумського державного університету № 0360-VI від 17.05.2022;

3. Мета і призначення проекту: провести модернізацію функціональних задач управління кистю руки, а саме:

- збільшити кількість ступенів свободи рухливості;
- забезпечити допустимі теплові режими;
- забезпечити точність позиціонування;
- зпроектувати механіку;
- рухливість;
- легкість;
- ремонтпридатність.

4. Джерела розроблення:

- 1) Технічна документація i-Limb Ultra Information Sheet – Titanium i-Limb [Електронний ресурс]. – 2019. – Режим доступу до ресурсу: <https://ossur.com.ua/Media/ossur/Instructions/Brochures/hands/i-Limb%20Ultra%20Information%20Sheet%20-%20Titanium%20i-Limb.pdf>
- 2) Технічна документація VINCENTevolution3 [Електронний ресурс]. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: <https://vincentsystems.vitaorta.ru/wp-documents/VINCENTevolution3.pdf>
- 3) Технічна документація Ottobock Vebionic EQD. Посібник з використання. Відень – 2022. – с.1-36.
- 4) Технічна документація Моторика Manifesto. Посібник з використання. Москва. – 2022. – с.1-16

5. Режим роботи об'єкта: використання відповідно до циклу виконання необхідних операцій із проміжковими перервами для зарядження пристрою та регламентних робіт.

6. Умови експлуатації СК: температурний режим від -10°C до +40°C; вологість повітря до 95%, без конденсації вологи. Розробка повинна бути захищена від впливу прямих сонячних променів та атмосферних опадів.

7. Технічні вимоги: Автоматизація повинна забезпечити:

- збільшення кількості ступенів свободи;
- контроль точності позиціонування;
- контроль плавності рухів;
- контроль кутових переміщень механізмів;
- розподіл функціонування між кистю та пальцями руки.
- легкість конструкції.

Обов'язковим є розробка індивідуальної конструкції протеза для уникнення травматизму та забезпечення комфортного використання.

8. Стадії та етапи проектування:

Номер етапу	Зміст етапу проектування	Термін виконання
1	Аналіз завдання кафедри. Конструктивно-технічний аналіз об'єкта.	15.04.22 – 18.04.22
2	Опис об'єкту автоматизації. Задачі управління позиціонуванням електроприводу протеза кисті руки. Аналіз відомих технічних рішень.	19.04.22 – 26.04.22
3	Розробка схем автоматизації.	27.04.22 – 08.05.22
4	Вибір та обґрунтування технічних засобів автоматизації.	09.05.22 – 19.05.22
5	Розробка алгоритмів управління протезом кисті руки	20.05.22 – 25.05.22
6	Оформлення дипломного проекту та супровідної документації	26.05.22 – 04.06.22

9. Додатки: Додаток А – Функціональна схема автоматизації.

Додаток Б – Електрична схема

РЕФЕРАТ

Димов Максим Вадимович. Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Дипломний проект. Сумський державний університет. Суми, 2022 р.

Дипломний проект містить 52 аркуша пояснювальної записки, 37 рисунків, 12 таблиць, 2 додатка, 4 схеми. При виконанні дипломного проекту було використано 39 літературних джерел.

Даний дипломний проект спрямований на створення і опис системи управління електроприводом протеза кисті руки. Розроблено технічне завдання. Розроблено основні технічні креслення та алгоритми роботи. В ході проекту була розроблена система управління електроприводом протеза кисті руки, яка призначена для використання у галузі протезування, робототехніці та оборонній промисловості.

Ключові слова: система керування, протез, кисть руки, електроміографія.

ABSTRACT

Dymov Maksym Vadimovich. The system of the hand brush prosthesis electric drive Diploma project. Sumy state university. Sumy, 2022.

The diploma project contains 52 pages of explanatory notes, 37 figures, 12 tables, 2 appendices, 4 diagrams. 39 literary sources were used in the implementation of the diploma project.

This diploma project is aimed at creating and describing the control system of the hand brush prosthesis electric drive. The technical task is developed. The basic technical drawings and algorithms of work are developed. During the project, the control system of the hand brush prosthesis electric drive was developed, intended for use by prosthetic, robotics and defense industries.

Key words: control system, prosthesis, hand brush, electromyography.

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет електроніки та інформаційних технологій
Кафедра комп'ютеризованих систем управління

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА
до дипломного проекту
Автоматизація електроприводу протеза кисті руки

Керівник проекту:

Кулінченко Г.В.

Посада, науковий ступінь:

Доцент, кандидат технічних наук

Виконав:

студент групи СУ-81

Димов М.В.

ЗМІСТ

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ.....	Error! Bookmark not defined.
ВСТУП.....	Error! Bookmark not defined.
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ АКТУАЛЬНОСТІ ТА ТЕХНОЛОГІЙ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ.....	Error! Bookmark not defined.
1.1 Аналіз технічного завдання.	Error! Bookmark not defined.
1.2 Методи управління протезом верхньої кінцівки.....	6
1.2.1 Адаптивні методи управління.....	7
1.2.2 Нейроінтерфейси.....	7
1.2.3 Інвазивний метод управління.....	7
1.2.4 Саморозвиваючий метод управління.....	9
1.2.5 Метод управління з використанням доповненої реальності.....	10
1.3 Область застосування протезування.....	11
1.4 Аналіз ринку для тенденції розвитку протезування.....	11
1.5 Висновки.....	14
РОЗДІЛ 2 СИСТЕМА КЕРУВАННЯ ЕЛЕКТРОПРИВОДОМ ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ.....	15
2.1 Анатомічний огляд кисті руки.....	15
2.1.1 Анатомія кисті руки.....	15
2.1.2 Геометрична модель руки.....	17
2.1.3 Штучно-розроблений каркас та механіка кисті руки.....	21
2.1.4 Зворотний механізм пальця руки.....	23
2.1.5 Дослідження активності м'язів за допомогою електроміографії.....	24
2.2 Опис структурної схеми управління кистью руки.....	26
2.3 Опис кінематичної схеми протеза кисті руки.....	27
2.4 Функціональна схема автоматизації.....	28
2.5 Опис контурів управління.....	29
2.5.1 Контур управління променево-зап'ястковим суглобом.....	29
2.5.2 Контур управління великим пальцем.....	30
2.5.3 Контури управління іншими пальцями.....	31
2.6 Таблиця вхідних-вихідних сигналів.....	32
2.7 Висновки.....	33

					СУ-81 6.151.05.ПЗ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
<i>Розроб.</i>		<i>Димов М.В.</i>			Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Пояснювальна записка	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>
<i>Перевір.</i>		<i>Кулінченко Г.В.</i>				2	53	
<i>Реценз.</i>						СумДУ, СУ-81		
<i>Н. Контр.</i>								
<i>Затверд.</i>		<i>Леонтьєв П.В.</i>						

РОЗДІЛ 3 ВИБІР ТЕХНІЧНИХ ЗАСОБІВ АВТОМАТИЗАЦІЇ.....	34
3.1 Підбір мікропроцесорних пристроїв	34
3.2 Підбір давачів	38
3.3 Підбір виконавчих механізмів	42
3.4 Висновки	44
РОЗДІЛ 4 КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНА СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ ЕЛЕКТРОПРИВОДОМ ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ	45
4.1 Алгоритми управління протезом руки	45
4.1.1 Алгоритм управління кистью протеза	45
4.1.2 Алгоритм управління пальцями протеза	46
4.2 Висновки.....	47
ВИСНОВКИ.....	48
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	49
ДОДАТОК А.....	53
ДОДАТОК Б.....	54

					СУ-81 6.151.05.ПЗ			
<i>Змн.</i>	<i>Арк.</i>	<i>№ докум.</i>	<i>Підпис</i>	<i>Дата</i>				
		Димов М.В.			Автоматизація електроприводу протеза кисті руки. Пояснювальна записка	<i>Літ.</i>	<i>Арк.</i>	<i>Аркушів</i>
		Кулінченко Г.В.						
<i>Реценз.</i>						СумДУ, СУ-81		
<i>Н. Контр.</i>								
<i>Затверд.</i>		Леонтьев П.В.						

СПИСОК СКОРОЧЕНЬ ТА УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕМГ – електроміографія

МК – мікроконтролер

МУ – метод управління

ПД – пропорційно-інтегральний-диференціальний

ПК – персональний комп'ютер

СУ – система управління

ЦАП – цифро-аналоговий перетворювач

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						4
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВСТУП

Основними органами організму людини, що дозволяють впливати на довкілля, є руки. Верхня кінцівка у процесі розвитку людини піддавалася найбільш специфічному розвитку та досягла неймовірної функціональної досконалості та анатомічної будови. На верхні кінцівки припадає чимала частина рухової активності людини: у побуті, на виробництві, у суспільному та спортивному житті.

Рука також є пізнавальним органом. Завдяки дотику пальцями людина отримує пряму інформацію про взаємне розташування поверхонь, їх обсяг, фізичний стан тіл, температуру використуваних предметів.

Зазнавши аномальних вад, бойових поранень чи професійного травматизму на рівні передпліччя повністю втрачається функціональність кисті руки, знижуються рухова активність ліктьового та променево-ліктьового суглобів, біоелектрична та скорочувальна функції м'язів передпліччя, шкірна, тактильна та пропріоцептивна чутливість передпліччя. Без застосування спеціальних технічних засобів реабілітації надзвичайно важким виявляється елементарне самообслуговування, виконання побутових та трудових процесів, навчання.

У зв'язку з цим, завдання повернення втраченої кінцівки представляє велику актуальність. При сучасному розвитку науки і техніки найбільш можливим варіантом є створення електромеханічних протезів, які на вигляд і на функціональні ознаки схожі на природні кінцівки.

Ідея створення електромеханічних біонічних протезів не нова і зараз ряд великих європейських та американських компаній випускає їх масово, а також проводять широкі дослідження з метою їх удосконалення. На даний час активно ведуться розробки для військових додатків, наприклад, під керівництвом американського агентства з військових розробок (DARPA).

Протезування кінцівок у світі визнається як один із головних етапів медичної реабілітації. У практиці протезування досить часто використовуються косметичні, протези із зовнішнім джерелом енергії, функціонально-косметичні, механічні протези із тяговою системою управління та біомеханічні.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						5
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ АКТУАЛЬНОСТІ ТА ТЕХНОЛОГІЙ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ

1.1 Аналіз технічного завдання.

Розробка конструкції повинна бути індивідуальною через різні типи уражень кінцівки. Необхідно створити таку конструкцію, яка задовольнятиме габаритні розміри, задачі компонування та функціональну взаємодію між технічними засобами автоматизації. Також треба враховувати технологічність збірки, взаємозамінність модулів та окремих елементів.

При розробці протеза немалу роль відіграє забезпечення допустимих теплових режимів для його правильного функціонування. [1]

Для забезпечення стабільного функціонування необхідно врахувати характеристики давачів, виконавчих механізмів та здійснити розподіл навантаження на мікроконтролери. Хід у рухомих з'єднаннях вузлів має бути плавним і без заїдань. Тягово-силові та біоелектричні методи управління є найбільш поширеними. Але у багатьох випадках самим оптимальним методом є міоелектричний метод. [2]

Важливими показниками розробляемого виробу є надійність, безвідмовність, довговічність, ремонтпридатність. Необхідно, щоб система була пристосована до підтримки та відновлення працездатності шляхом проведення технічного обслуговування та ремонту.

1.2 Методи управління протезом верхньої кінцівки

Для більш чіткого розуміння, необхідно розглянути методи управління, які використовуються впровадж 5 років для створення нових СУ чи їх модернізації. Розглянемо ефективність СУ для кожного конкретного методу.

В основі представлених методів закладені фундаментальні принципи: розімкнутого управління (без зворотнього зв'язку), зворотного зв'язку (за замкнутим контуром), компенсації. [3]

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						6
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2.1 Адаптивні методи управління

Більшість неадаптивних МУ, що використовуються у розробці протезів на рівні кисті та пальців, не здатні враховувати умови навколишнього середовища та пристосовувати алгоритми управління до них. Наприклад, МУ протезом кисті руки за допомогою ультразвукового зображення [4], або за допомогою голосових команд. [5]

Істотним недоліком описаних МУ є можливість «підлаштовуватися» під форму об'єкта, що схоплюється, і регулювати силу захопу. Ці недоліки можна усунути, застосувавши адаптивні СУ. Наприклад, за допомогою ПД-регулятора, побудованого на нечіткій логіці, можна керувати силою захоплення штучної кисті [6]. В якості керуючого впливу, В якості задаючого керуючого впливу використовується шукана величина сили захоплення, а управління відбувається за неузгодженістю між шуканою величиною і величиною на виході СУ.

Управління захопом кисті може здійснюватися і за допомогою МУ, заснованого на інкрементному навчанні для безперервної адаптації змін сигналів, отриманих за допомогою методу силової міографії. [7]

Вхідні сигнали управління, отримані з масиву датчиків, що складаються з п'єзореzystивних елементів і поміщених у приймальну гільзу протеза, використовуються для вивчення класифікатора ELM – Extreme Machine Learning.

Очевидною перевагою адаптивних МУ є здатність пристосовуватися до зовнішніх факторів, Очевидною перевагою адаптивних МУ є здатність пристосовуватися до зовнішніх непостійних факторів, що діють на об'єкт управління. Такі СУ найефективніші у повсякденному житті, оскільки здатні підлаштовуватися під форму об'єкта і розрахувати необхідну силу захопу. [8]. Проте збільшення кількості змінних на вході СУ [6] експонентно збільшує складність обчислень. В неадаптивних методах немає необхідності робити початкове налаштування параметрів або введення систем правил, на відміну від адаптивних МУ. Це скорочує витрати на обчислення у процесі обробки алгоритму управління. Крім того, в адаптивних методах коефіцієнти посилення регулятора можуть змінюватися настільки швидко, наскільки допоміжні параметри об'єкта управління ресструються, тобто як швидко СУ реагує. Але дуже часті та швидкі зміни значень коефіцієнтів посилення регуляторів можуть привести до нестійкості всієї СУ, тому необхідно програмно обмежувати швидкість зміни цих значень.

Адаптивні методи управління мають великі перспективи у сфері протезування, завдяки швидким реагуванням на зміни у навколишньому середовищі та у самому об'єкті управління.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						7
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

1.2.2 Нейроінтерфейси

Використання нейроінтерфейсів може допомогти з управлінням протеза із збільшеною кількістю ступенів рухливості. Ці технології дозволяють наблизитись до інтуїтивного МУ, що є найбільш зручним внаслідок специфіки управління протезу.

Наприклад, для управління трьома ступенями рухливості в МУ [9] використовується нейромашинний інтерфейс (НМІ), заснований на технології ЕМГ. Інтерфейс універсальний і здатний постійно прогнозувати зміну координат між п'ястно-фаланговим суглобом та згинання-розгинання зап'ястя. В основі НМІ лежить універсальна багатофункціональна м'язово-скелетна модель. Вона містить 9 різних рухів, де кожен м'яз був змодельований як актуатор типу Хілла. [10]

МУ за допомогою даних, отриманих з інерційного вимірювального пристрою [11] забезпечує управління одним ступенем рухливості. Координації моделюються з використанням мережі радіально-базових функцій.

У МУ, заснованому на технології нечіткої нейронної мережі, як сигнал керування використовуються показники ЕМГ- та ЕЕГ-давачів. [12]. За допомогою цих даних, знятих з біцепса та трицепса, здійснюється управління рухами ліктьового суглоба, а саме згинання-розгинання. Для управління схопленням і розкриттям кисті протеза використовуються ЕЕГ-сигнали, викликані соматосенсорними потенціалами.

1.2.3 Інвазивний метод управління

Саме поняття «інвазивний» передбачає процес впровадження в організм з навколишнього середовища.

Більшість сучасних систем заснована на неінвазивних методах. Але під час використання таких методів можливе багаторазове зростання завад у навколишньому середовищі через збільшення кількості електродів, використання бездротових технологій тощо. Такий метод також застосовується в управлінні протезами. Наприклад, оператор-носій одягає на голову портативну систему вимірювання ActiveTwo BioSemi, що містить 64 електроди. Отримані сигнали декодуються відповідно до розробленого алгоритму і в результаті отримуються значення швидкості руху приводів модулів ліктя, кисті, пальців руки. [13]

В сучасному світі технологій існує спеціалізований інвазивний спосіб: цільова м'язова реіннервація TMR (Targeted Muscle Reinnervation). Хірургічна операція TMR [14] полягає в тому, що нерви м'язів руки, які іннервували, підводяться до інших м'язів і вже там можна реєструвати

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						8
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

біоелектричні потенціали для управління протезом. Такий МУ застосовують для підвищення якості управління протезом верхньої кінцівки і підвищення інтуїтивності управління. Для більш ефективного управління протезом верхньої кінцівки оператором-носієм, який пройшов операцію TMR, необхідне розміщення електродів на поверхні шкіри в області реіннерованих м'язів з достатнім інтервалом між ними. [15] «Класичний» МУ, при використанні ЕМГ, неефективний при ампутації з висуненням плечевого суглобу, тому що отримані ЕМГ-сигнали матимуть високу щільність розміщення, тобто їх складно диференціювати.

Інвазивний МУ потребує тривалої реабілітації. Наприклад, після хірургічного втручання TMR необхідно відновлення протягом шести місяців. [14] За допомогою неінвазивних електродів можна також отримати безліч вхідних сигналів управління, як і в інвазивному методі, отже неінвазивний метод теж можна ефективно використовувати. Проте у випадку з неінвазивним методом необхідно використовувати додаткове обладнання у вигляді «шапки» електродів. [13] З точки зору експлуатації СУ, інвазивний МУ набагато простіший в управлінні, яке здійснюється самим оператором-носієм, що наближене до інтуїтивного управління.

1.2.4 Саморозвиваючий метод управління

До таких систем відносяться СУ, які засновані на методах автоматичної класифікації або на методах навчання на прикладах. У процесі саморозвитку проводиться автоматична побудова узагальнюючих правил або функцій, що описують приналежність ситуацій до певних класів. Внаслідок цього система коригується цими правилами під час інтерпретації незнайомих ситуацій.

Прикладом такого МУ може стати використання оптоміографії, який працює завдяки використанню оптичних сенсорів, сприймаючих інфрачервону частину спектру для виміру змін в сигналах, що були відражені від поверхні шкіри під час роботи м'язів, на яких розміщено фотоелектричний датчик. Отримані сигнали можна зберігати і в майбутньому використовувати для розрізнення рухів руки, щоб надалі управляти самим протезом.

З узагальнюючих правил і функцій формується база знань, яка періодично коригується по мірі накопичення інформації щодо проаналізованих ситуацій [16]. СУ протезами передпліччя із саморозвитком здатні вирішувати завдання, у яких заздалегідь невідомий розвиток ситуації та залежності між вхідними та вихідними даними. Незважаючи на широке використання управління із алгоритмами саморозвитку, управління протезом може також здійснюватись без навчання.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		9

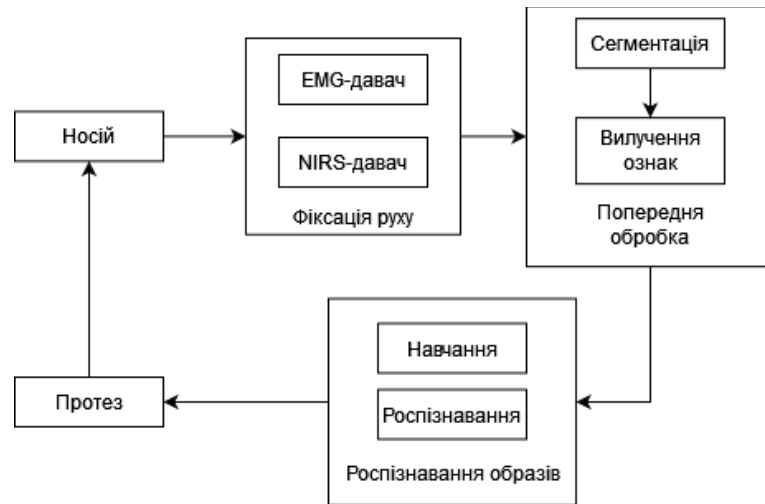


Рисунок 1.1 – блок-схема СУ з використанням людинно-машинного інтерфейсу

Прикладом МУ із саморозвитком може стати використання ЕМГ-сигналів та спектроскопії у ближній інфрачервоній області (NIRS – Near-infrared spectroscopy) (рис.1.1) [17]. NIRS дозволяє спостерігати за оксигенацією та перфузією м’язів під час їх скорочень і ці дані є вихідними сигналами керування. Використання ЕМГ та NIRS допомагає точніше розпізнавати рух кінцівки.

1.2.5 Метод управління з використанням доповненої реальності

В управлінні протезами руки можливе використання технологій доповненої реальності, які можуть допомогти оператору-носію навчитися швидко користуватися протезом (рис.1.2). [18]. Для управління всією системою оператор носить головний дисплей (HMD) із камерою. Віртуальний протез виконує схоплення віртуальних об’єктів, положення яких визначається за допомогою технологій розпізнавання зображень та координатних перетворень. Сам процес перетворення виконується з метою «відмальовування» віртуальних об’єктів у будь-якому положенні, що визначається за допомогою AR- маркерів. Це дозволяє носіям максимально контролювати управління, підвищити точність та ефективність рухів

Коли система управління знаходиться в робочому стані, носій обирає бажані команди для управління рухами і коли протез обробляє ці команди, вона виконує задані рухи. Як тільки всі команди були виконані, система повертається в стан очікування.

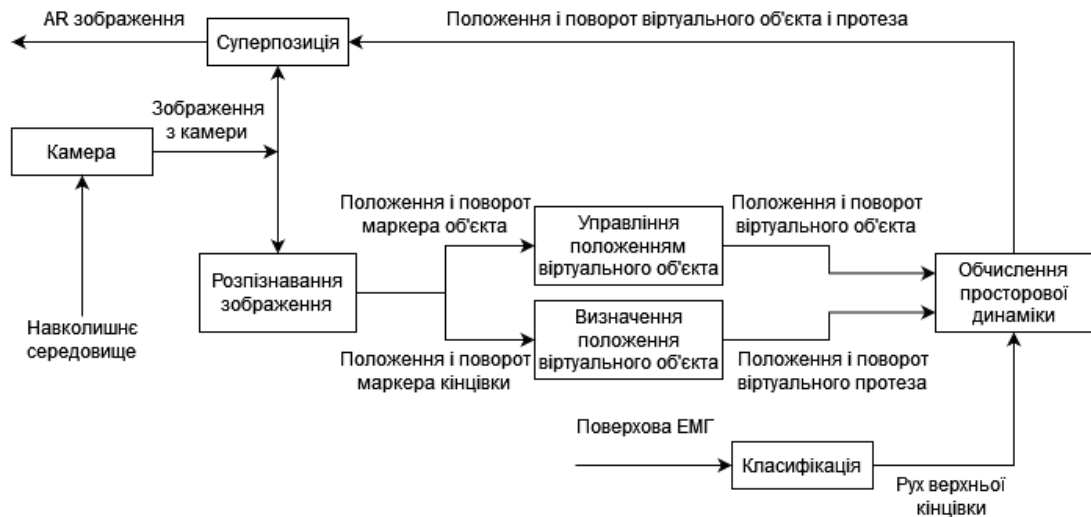


Рисунок 1.2 – блок-схема СУ з великою кількістю ступенів рухливості протезу

1.3 Область застосування протезування

На сьогоднішній день розрізняють декілька категорій застосування протезів, а саме:

- медицина (ортопедія, хірургія, неврологія, патофізіологія, психологія);
- наукові дослідження (розробка нових технологій або модернізація застарілих);
- військова структура (протезування поранених).

Кожна категорія переслідує свої цілі, проте вони мають спільну мету – зробити життя максимально комфортним, високотехнологічним та соціалізованим. Зараз технології такі, що навіть найсучасніші протези потребують особливого догляду через їх недоліки, але майбутній розвиток якраз і криється у вирішенні цих питань.

1.4 Аналіз ринку для тенденції розвитку протезування

З точки зору технологій, біонічні конструкції розглядаються як нове покоління пристроїв, котрі можуть напряму взаємодіяти із живими організмами ефективно відновлюючи втрачений функціонал. [19]

Окрім біонічних протезів кінцівок до цієї тематики відносять: екзо-скелети, штучні серця, системи для відновлення слуху та зору. Якщо говорити про світовий ринок біонічних протезів, то можемо побачити таку характеристику (рис.1.3):



Рисунок 1.3 – Динаміка світового ринку біонічних пристроїв

Враховуючи технологічні обмеження, ринок біонічних пристроїв має високий потенціал зросту: до кінця 2022 року очікується, що він складатиме приблизно 6,7 млрд \$. Ключовими факторами для підвищення є:

- досягнення у розвитку робототехнічних технологій;
- полегшення фінансування;
- збільшення випадків ампутацій, вроджених вад.

За даними фірми DataM Intelligence Analysis, що займається дослідженнями ринку та бізнес-аналітики, найбільшу частку на ринку біонічних протезів займає Північна Америка через високий технологічний рівень. (рис.1.4) [20]



Рисунок 1.4 – Світовий ринок біонічних протезів за територіальним розподіленням

На платформі Google Patents при введенні словосполучення «бионический протез» (при

введенні українською мовою результати відсутні) на сьогоднішній день присутні більше 40 патентів. Динаміка реєстрацій патентів, пов'язаних з даною технологією, збільшується з кожним роком.

Лідерами-розробниками біонічних протезів у світі є: Steeper (Великобританія), Ottobock (Німеччина), Endolite (Великобританія), Ossur (Ісландія) та Моторика (Росія). Що стосується України, то в нашій країні приблизно 3 мільйони громадян мають різні групи інвалідності. Серед них – приблизно 200 тисяч дітей. [21]

Грунтуючись на постанові Кабінету Міністрів України від 5 квітня 2012 року №321, держава повинна забезпечувати технічними та іншими засобами реабілітації осіб з інвалідністю, дітей з інвалідністю та інших окремих категорій населення, включаючи виплати грошової компенсації вартості за самостійно придбані технічні та інші засоби реабілітації. [22]

В Україні існує велика кількість центрів протезування і реабілітації та інститутів протезування, які співпрацюють із світовими брендами. Через низьку спроможність оплати населення, залежність ринку біонічних протезів від держави досі стримує його розвиток. Це пов'язано із тим, що держава має обмежені плани по забезпеченню людей з інвалідністю засобами реабілітації. У більшості випадків, інвалід надасть перевагу дешевим косметичним чи механічним протезам аніж біоелектричним саме через цінову політику.

Серед розробників біонічних протезів українських компаній дуже мало, проте за роки незалежності було чимало стартапів. В цьому році наші стартапери Esper Bionics на виставці CES 2022 у Лас-Вегасі представили роботизований протез руки (рис.1.5). [23]



Рисунок 1.5 – біонічний протез Esper Bionics

Головна відмінна риса даного протезу – його інтуїтивна технологія управління. Щодо

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		13

збуту, команда розробників не приховує, що основним ринком на даний момент є Сполучені штати Америки, проте в майбутньому вони планують працювати також і з Європою.

1.5 Висновки

Проаналізувавши типи протезів, їх переваги та недоліки можна зробити висновок, що використання косметичного чи механічного є більш доступнішим у нашій країні, але в багато разів менш функціональним від біонічного типу.

Що стосується методів управління, кращими і перспективними є метод із розширеним зворотним зв'язком та адаптивний метод через їх можливість активно реагувати на вплив зовнішнього середовища і об'єкту управління.

На жаль, в нашій країні на сьогоднішній день виробництво біонічних протезів відбувається із співпрацюванням закордонних компаній, що підвищує вартість виробу. Розроблені в Україні прототипи протезів мають великий попит на виробництво у Північній Америці, зокрема в Сполучених штатах.

Не дивлячись на це, залишається ряд завдань, які покращуватимуть функціональність таких протезів, а саме: управління великою кількістю ступенів свободи рухливості, розширене використання засобів автоматизації для розроблення нових СУ чи їх модифікацій, організація розширеного зворотнього зв'язку.

Оскільки дана робота буде виконана із використанням ЕМГ-технологій, кращим методом управління є використання нейроінтерфейсу, завдяки достатньо простій специфіці управління протеза із збільшеною кількістю ступенів рухливості.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						14
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 2 СИСТЕМА КЕРУВАННЯ ЕЛЕКТРОПРИВОДОМ ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ

2.1 Анатомічний огляд кисті руки

Проект даного протезу можна уявити як групи кісток та м'язів, де кістки – це каркас протеза, а м'язи – механічна частина і обидві групи співпрацюють між собою. Тому спочатку необхідно розібратися саме в анатомічній частині для подальшої роботи.

2.1.1 Анатомія кисті руки

Кисть людини складається з трьох відділів: зап'ястка, п'ястка і фаланг пальців, має передню поверхню – долоню та задню – тил. На рисунку 2.1 детально зображена скелет кисті правої руки.

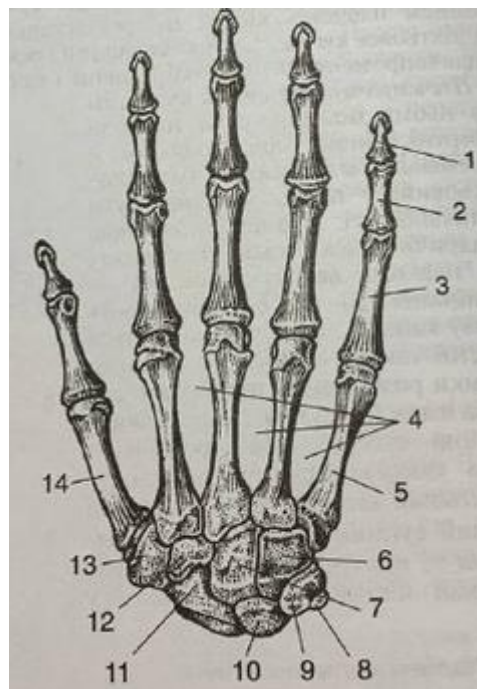


Рисунок 2.1 – кістки правої кисті (тильна поверхня): 1 – нігтьова фаланга; 2 – середня фаланга; 3 – основна фаланга; 4 – міжкісткові проміжжя; 5 – п'ята п'ясткова кістка; 6 – гачкувата; 7 – головчаста; 8 – горохподібна; 9 – тригранна; 10 – півмісяцева; 11 – човноподібна; 12 – трапецієподібна; 13 – кістка-трапеція; 14 – перша п'ясткова кістка.

Зап'ясток складається з восьми маленьких кісток, розташованих у два ряди: верхній і нижній. Своїми суглобовими поверхнями вони утворюють еліпсоподібну опуклість, із якою променева кістка утворює променевоzap'ястковий суглоб.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		15

П'ясток складається з п'яти трубчастих кісток. Кожна з них має основу, тіло і головку. За допомогою основи вони з'єднуються з кістками зап'ястка, а своїми головками – з фалангами пальців. Перша п'ясткова кістка, що належить до великого пальця, коротша й ширша за інші, вона утворює з великою трапецієподібною кісткою сідлоподібний суглоб, що забезпечує великий обсяг рухів.

Кожен палець (крім великого) має три фаланги: проксимальну, середню та дистальну. Великий палець не має середньої фаланги, а лише проксимальну й дистальну. Кожна фаланга має основу, тіло й головку. Фаланги пальців основою спрямовані вгору, а головками вниз. На основі й головці кісток є суглобові поверхні, якими фаланги з'єднуються між собою та з кістками п'ястка. [24]

Тепер розберемо детальніше анатомію м'язів кисті, яка є живою механікою. На рисунку 2.2 детально зображено м'язи правої кисті.

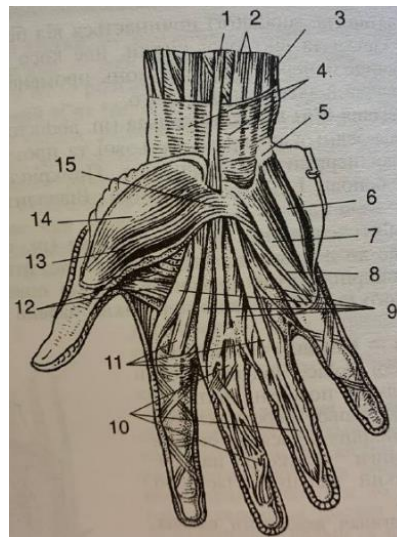


Рисунок 2.2 – м'язи правої кисті: 1 – довгий долонний м'яз; 2 – м'яз-згинач пальців поверхневий; 3 – сухожилок ліктьового згинача зап'ястка; 4 – фасція передпліччя; 5 – горохоподібна кістка; 6 – відвідний м'яз мізинця; 7 – короткий м'яз-згинач мізинця; 8 – протиставний м'яз мізинця; 9 – червоподібні м'язи; 10 – сухожилки глибокого м'яза-згинача пальців; 11 – сухожилки поверхневого м'яза-згинача пальців; 12 – привідний м'яз великого пальця; 13 – короткий м'яз-згинач великого пальця; 14 – м'яз відвідний великого пальця; 15 – поперечна зв'язка кисті.

Розрізняють декілька груп м'язів кисті.

До бічної групи м'язів великого пальця відносять: короткий відвідний м'яз, короткий м'яз-згинач, протиставний м'яз та привідний м'яз. М'язи беруть свій початок від зап'ястка і п'ястка й закріплюються до основної фаланги. М'язи дозволяють забезпечити виконання різнобічних рухів пальця під час виконання різних процесів.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		16

Згорблення на внутрішній частині долоні утворене завдяки групі м'язів мізинця. Сюди відносять короткий долонний м'яз, відвідний м'яз мізинця, короткий м'яз-згинач мізинця та протиставний м'яз мізинця. Їх початок знаходиться від ближчезрозміщених кісток зап'ястка і прикріплюються до п'ясткової кістки мізинця і основної, ближчої фаланги.

В середню групу м'язів долоні кисті входять чотири червоподібні м'язи, які починаються від сухожилка глибокого м'яза-згинача пальців і прикріплюються до основних фаланг пальців (від вказівного до мізинця) і до сухожилків м'яза розгинача. Ці м'язи згинають пальці у п'ястково-фалангових суглобах і розгинають у міжфалангових.

Міжкісткові м'язи розміщуються в проміжках п'ясткових кісток. Всього міжкісткових м'язів – сім. Три з них – долонні, що приводять пальці, та чотири – тильних, які розводять пальці.[25]

2.1.2 Геометрична модель руки

Проста модель кісткового апарату руки людини складається із трьох частин (плече, передпліччя і кисть), з'єданих між собою ідеальними шарнірами, що моделюють плечевий, ліктьовий та променевоzap'ястковий суглоби. Не враховуючи пальці, рука людини має 7 ступенів свободи: 3 ступеня рухомості в плечевому суглобі, два в ліктьовому і два в променевоzap'ястковому.

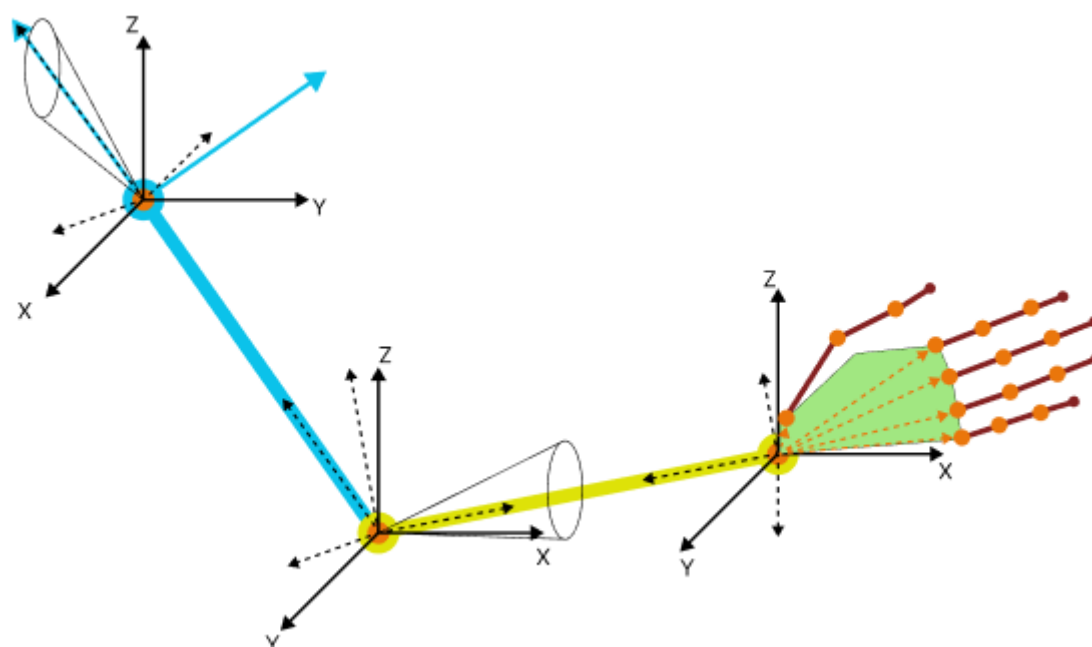


Рисунок 2.3 – Ланки і суглоби моделі правої руки із системами координат

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

На рисунку 2.3 показана модель геометричних відношень витягнутої вперед правої руки людини, що відображає орієнтацію та міжцентрові відстані суглобних вісей. До променевоzap'ясткового суглобу приєднана модель кисті руки.

Координатні вісі XYZ вказують напрями ліній перетину поздовжньої, поперечної і горизонтальної площини людини. Відносно цих напрямів проводиться опис рухів руки в сферичному суглобі плеча.

Пунктирні стрілки вказують на положення вісей систем координат, що пов'язані із стержнем плеча, передпліччя і кисті. Такі напрями вибрані через зручність виконання конфігураційних перетворень шляхом вибору ймовірної послідовності дво- або три-вісівого суглобного обертання в послідовності X, Y, Z.

На рисунку 2.4 зображена геометрична модель правої кисті руки.

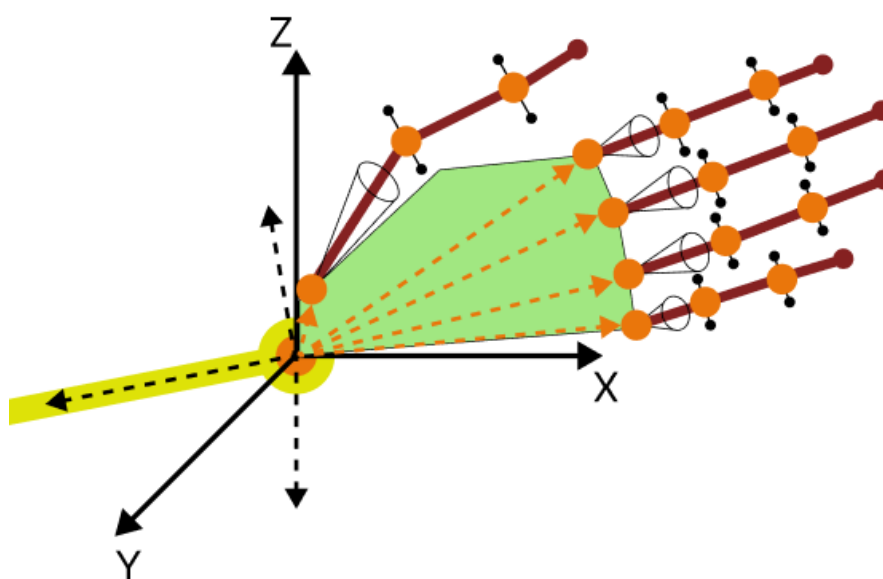


Рисунок 2.4 – геометрична модель правої кисті руки

Координати зап'ястно-п'ясткового шарніра великого пальця і фаланго-п'ясткових шарнірів пальців визначені як помаранчеві вектори, що моделюють п'ясткові кістки долоні, в системі координат {X,Y}.

Модельні координати шарнірів пальців і напрямів їх вісей задаються в системі координат зап'ястно-п'ясткового тіла кисті {X,Y}, малорухомого променевоzap'ясткового шарніра в системі координат {X,Y,Z}. Це дозволить визначити поточне положення стержня передпліччя і можливі напрями фаланг пальців в базовій системі координат.

Необхідні області скелетних обмежень фаланг пальців описуються кутами і площинами фалангових рухів, де площини не обов'язково є компланарними, та еліптичними конусами проксимальних фалангових рухів. Таким чином у зв'язаній системі координат кожного шарніра

відносно його центру та вісї рухливості визначаються діапазони допустимих рухів елементів кисті руки за обраним напрямком.

Використання операторів конфігураційних перетворень пов'язаних систем координат сусідніх ланок дозволить визначити межі взаємних шарнірних позицій пальців кисті, при формуванні рухів кінцевих фаланг. Знання таких діапазонів дозволить отримувати необхідні конфігурації для управління протезом. Для цього необхідно визначати реальні межі кісткової та суглобної рухомості кисті руки.[26]

Така модель кисті руки являє собою 18-тиланковий механізм із 18 шарнірами і 27 ступенями свободи. Геометричні зв'язки кісткового апарата руки людини із теоретично можливих 108 ступенів свободи її 18-ти моделей кісткових тіл обмежують 81 ступінь свободи рухів. Це означає, що рухи, які формуються протезом, не повинні порушувати 81 умові геометричних зв'язків. Особливо необхідно враховувати, що любе порушення хоча б однієї з цих умов може викликати дискомфорт, різкий біль і навіть травматизм.

На рисунку 2.5 зображено пропорційні розміри руки і допустимі кути рухомості в суглобах:

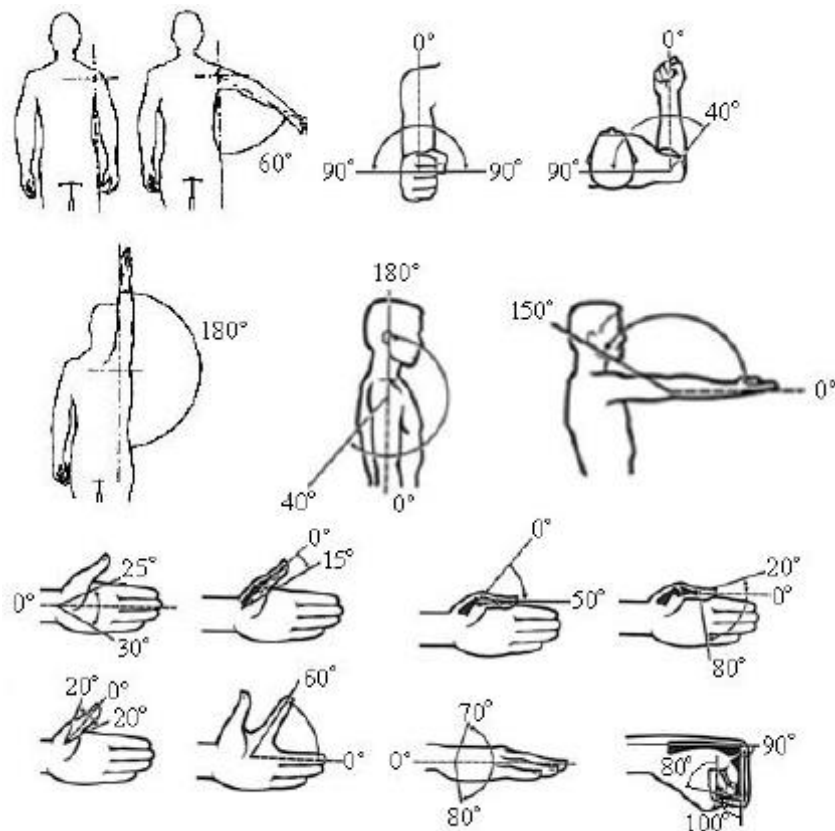


Рисунок 2.5 – значення суглобних кутів

Також треба враховувати, що антропометричні параметри і обмеження кісткової та суглобової рухомості людини абсолютно індивідуальні. Тож при виборі параметрів рухів

протезу доведеться або обмежувати кількість ступенів свободи руху, або використовувати результати вимірів індивідуальних геометричних параметрів майбутнього носія і відповідні засоби для налаштувань параметрів механіки протезу.

Для опису конфігураційних параметрів кисті вводяться наступні параметри геометрії позицій і напрямів [27]:

- лінійні розміри відстаней між центрами суглобів руки і кисті;
- опис положення та орієнтації у просторі вісей базової системи координат, що використовується для опису конфігурацій;
- в базовій системі координат вектори початків, що розглядається як сукупність систем координат суглобів багатоланкового елемента руки;
- в базовій системі координат вектор початку системи координат деякого суглоба і сукупність кутів поворотів навколо вісей сукупності суглобів досліджуваного елемента руки;
- Ейлерові кути та/або пов'язані з ними напрямні косинуси в базовій системі координат для опису орієнтації вісей систем координат суглобів чи ланок, що розглядаються;
- прийняті у професійному медичному середовищі кути конфігураційних поворотів відносно фіксованих вісей координат для опису орієнтації аналізованого елемента руки.

Проте в цих параметрах з'являються три кола проблем, а саме:

- задачі перетворення параметрів опису орієнтації ланок руки для їх відомої конфігурації;
- прямі конфігураційні задачі – задачі визначення координатного опису параметрів просторового положення та орієнтації елементів руки за заданою сукупністю відомих значень суглобних та медичних кутів;
- зворотня конфігураційна задача – задача побудови заданої позиції та орієнтації вибраного елемента руки і пов'язана з цим задача визначення всіх необхідних суглобних кутів.

Такі задачі значно спрощуються при розгляді механіки кисті руки або лише пальців, або при розгляді трьох основних суглобів руки без формування системи управління пальцями кисті, оскільки зменшується кількість ступенів свободи розробки.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ док.ум.	Підпис	Дата		20

2.1.3 Штучно-розреблений каркас та механіка кисті руки

Ознайомившись із анатомічними деталями, можна почати роздуми і розробку самого протезу. Розробка планується на дорослу людину, тому усі аспекти будуть враховуватися саме під цей параметр.

Перед усім, необхідно почати з основи кисті, а саме з променевоzap'ясткового суглобу. Цей механізм є відповідальним за обертовий рух кисті, що збільшує кількість ступенів свободи руху. На рисунку 2.6 представлено зпроектований променевоzap'ястковий суглоб кисті руки.

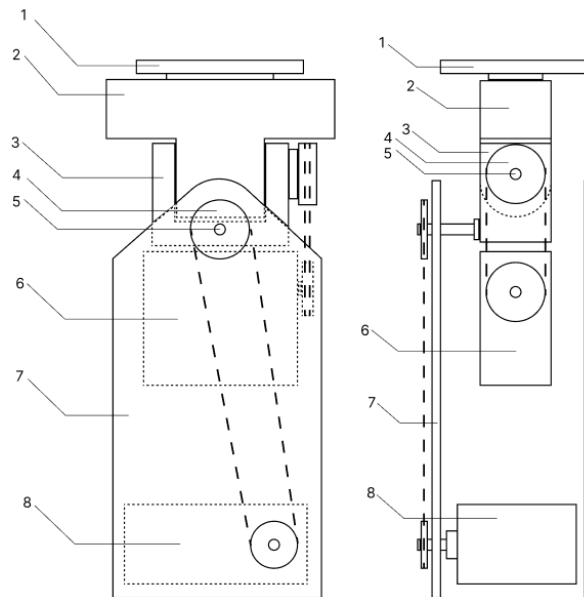


Рисунок 2.6 – зпроектований променевоzap'ястковий суглоб кисті руки: 1 – фіксатор кисті; 2 – Т-подібна фігура; 3 – П-подібна фігура; 4 – ролик; 5 – вал; 6 – сервопривод №1; 7 – каркас; 8 – сервопривод №2.

Для управління даним механізмом буде використовуватися два сервопривода. Перший відповідальний за рух кисті вперед-назад завдяки комбінації Т- і П-подібних фігур, де Т-фігура змінюватиме своє положення відносно конструкції. Другий серво відповідає за рух кисті вліво-вправо, проте тут положення змінюватиме П-фігура. Фіксатор кисті необхідний для утримання інших елементів конструкції, що формуватимуть долоню та пальці руки.

Наступна конструкція, що потребує детальної уваги – це п'ясток. Оскільки на даному технологічному розвитку ще не є можливим створення кісток, що можуть приймати та обробляти електричний сигнал, необхідне створення механізму, що зможе відтворити функціонал п'ястної кістки. На рисунку 2.7 детально зображено зпроектований аналог п'ястної кістки.

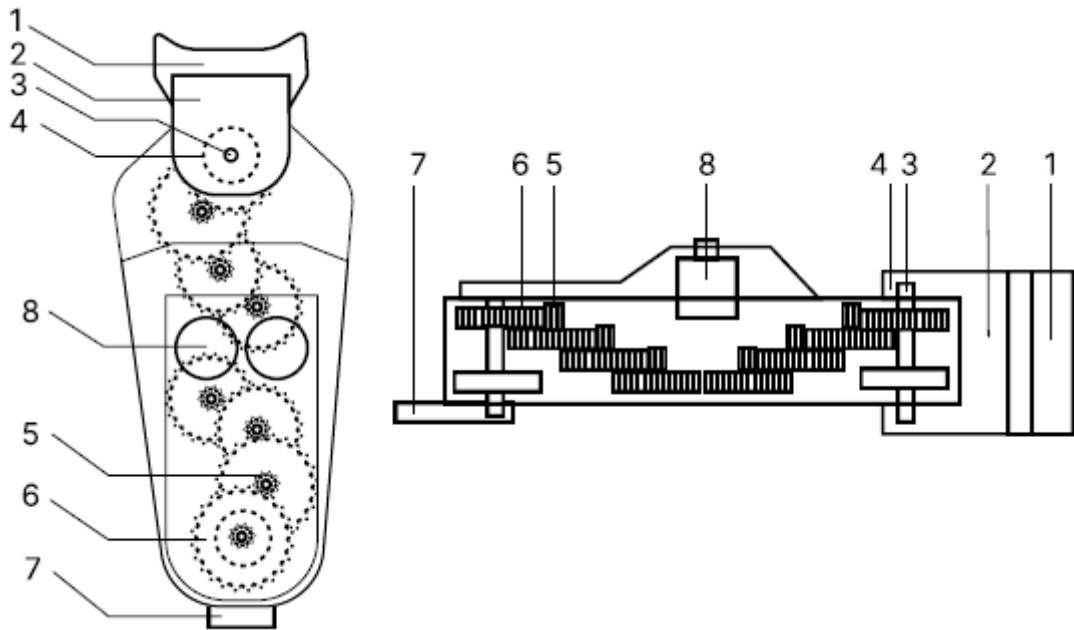


Рисунок 2.7 – зпроектований аналог п'ястної кістки: 1 – фіксатор сконструйованої основної фаланги, суглобова поверхня; 2 – фаланговий суглоб; 3 – вал; 4 – потенціометр; 5 – шестерня мала; 6 – шестерня велика; 7 – фіксатор штучної п'ястної кістки; 8 – приводи.

Відомо, що механізм сервопривода складається з валу, набору шестерні, потенціометру, сервомотора і плати управління. Оскільки розміщення сервоприводів в області п'ястка є неможливим і неестетичним через габарити коробків, цей аналог являє собою п'ятигранну фігуру з гладкими кутами всередині якої можливе розміщення механізмів двох розібраних сервоприводів. Така конструкція дозволить зекономити простір, зберегти естетичний вигляд протезу і найголовніше не втрачається функціонал сервоприводів.

В руці людини присутні п'ять п'ястних кісток, але в роботі буде використовуватися лише 4 аналоги, тому що п'ястну кістку великого пальця можна зпроектувати як довгу основну фалангу.

З анатомічного погляду, кожен палець представляє собою групу кісточок, м'язів та сухожилків, що разом утворюють плавні та витончені рухи, і слугують для дотичного сприймання інформації та маніпулятивних дій. З точки зору робототехніки, кожен палець є окремим контуром управління, що містить декілька виконавчих механізмів та датчиків. Проте на рисунку 2.8 детально зображено конструкцію пальця у різних положеннях.

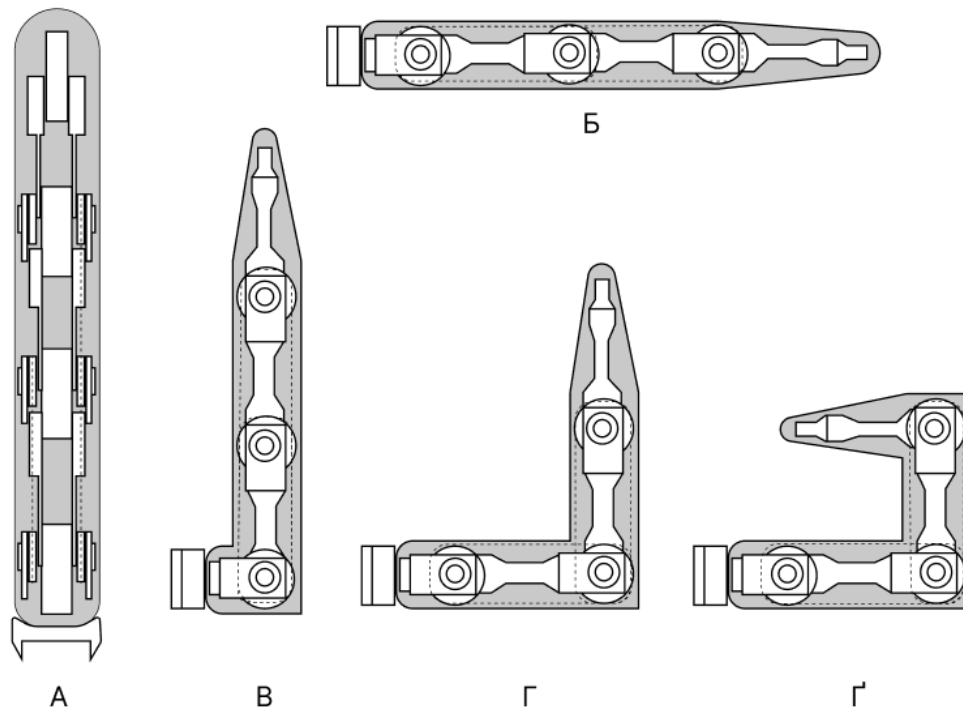


Рисунок 2.8 – штучна конструкція пальця: А – тильна поверхня; Б – вид збоку; В – згин пальця в основній фаланзі; Г – згин пальця в середній фаланзі; Г – згин пальця в середній та нігтьовій фалангах.

Кожна фаланга являє собою групу пластинок і роликів, що скріплені між собою і мають змогу виконувати згин-розгин у суглобі. Для управління кожного суглобу необхідно застосовувати окремий сервопривод, який за допомогою натягіння тросу дасть змогу більш точно і бажано виконувати певні рухи. Управління окремим або усіма пальцями збільшить можливості використання протезу у побуті, роботі та навіть у соціумі, завдяки практиці жестикуляції.

2.1.4 Зворотний механізм пальця руки

Для надійної рухливості, а саме стискання та розтискання пальців, стає необхідним використання зворотного механізму, який повертатиме механізми пальців руки у початковий стан.

Насамперед, це зумовлено тим, що зміна куту положення фаланги змінюватиметься за рахунок натягування тросу. Проте при поверненні до початкового стану трос почне натягуватися, але не поверне механізм. Тому на рисунку 2.9 зображено зворотний механізм пальця руки.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		23

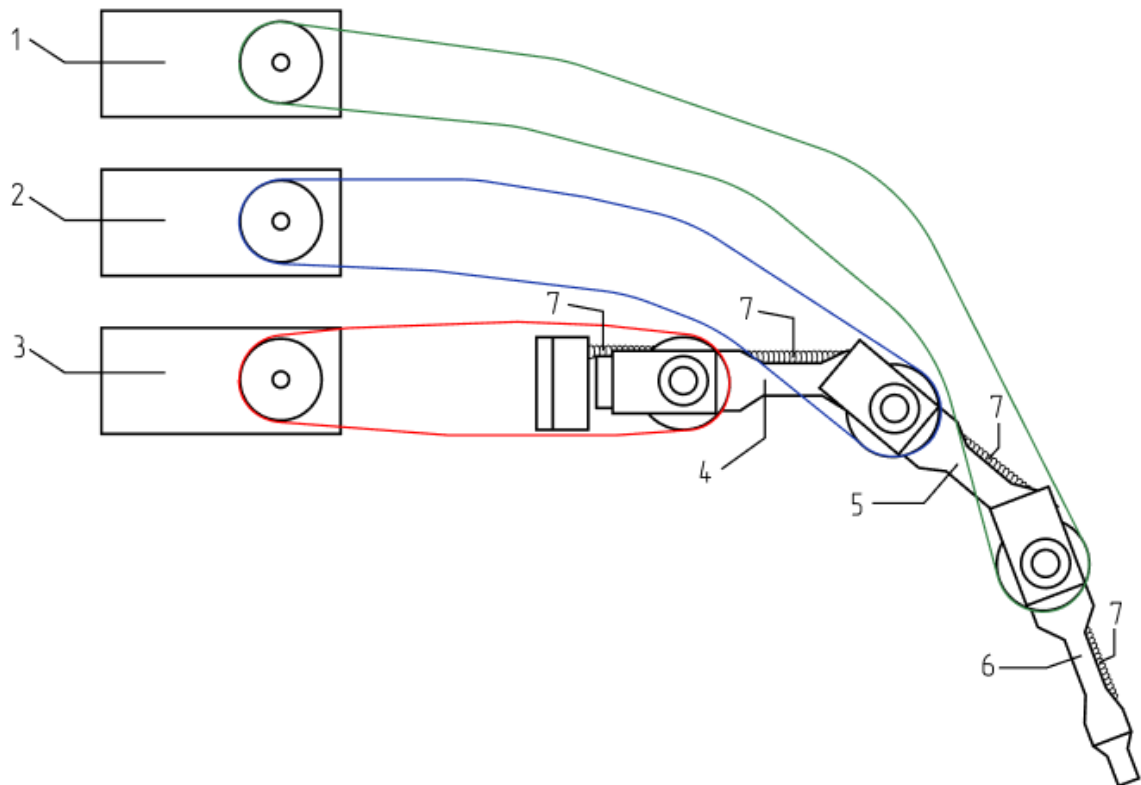


Рисунок 2.9 – зворотний механізм пальця руки: 1 – сервопривод, що керує основною фалангою; 2 – сервопривод, що керує середньою фалангою; 3 – сервопривод, що керує нігтьовою фалангою; 4 – основна фаланга; 5 – середня фаланга; 6 – нігтьова фаланга; 7 – пружинковий механізм.

До кожного валу привода встановлюється ролик, до якого прикріплюється певний трос, що відповідає за рухливі здібності фаланги. На рис.2.9 червоною лінією зображено управління середньою фалангою, синьою лінією – управління середньою фалангою та зеленою лінією – управління нігтьовою фалангою. Простим та кращим рішенням для зворотного механізму стане використання гвинтової пружини розтягування, оскільки їх використання розраховане на збільшення довжини під впливом зовнішніх сил. Коли до механізмів пальця прикладена сила, компоненти роздвигаются, а пружини повертають ці компоненти до вихідного положення.

2.1.5 Дослідження активності м'язів за допомогою електроміографії

Завдяки ознайомленню з багатьма методами управління біонічного протезу, кращим методом для цієї роботи буде використання електроміографічного. Такий метод є доволно простим для реалізації і не потребує хірургічного втручання в організм оператора-носія. Основною вимогою для використання електроміографічного методу є цілісність і активність м'язових тканин кукси у носія.

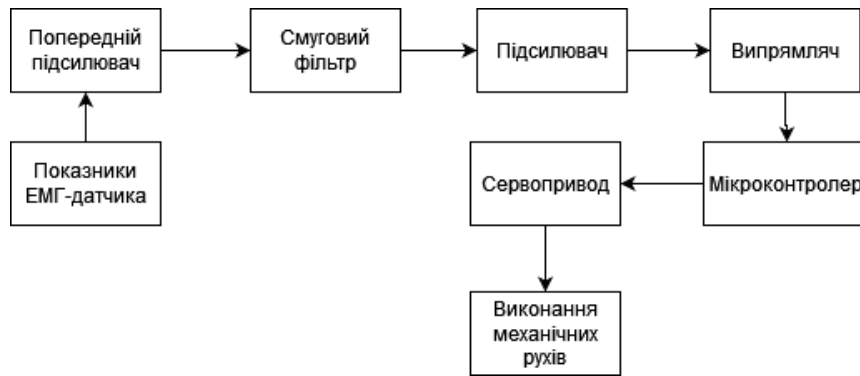


Рисунок 2.10 – структурна схема блоку управління протезом кисті руки

На рисунку 2.10 представлена схема блоку управління протезу кисті руки із використанням ЕМГ-датчика. За допомогою такого датчика з м'язів носія проходить реєстрація вхідних біосигналів. Далі відбуваються процеси підсилення та фільтрації сигналу для позбавлення завад. Оптимальні частоти ЕМГ межуються в діапазоні 20-500 Гц. Потім сигнал надходить до аналого-цифрового перетворювача мікроконтролера, де з аналогової величини перетворюється в цифрову. Із використанням набору команд мікроконтролер проводить операції і сервопривод перетворює ці команди у механічні рухи.

Значення кута повороту на пряму залежить від тривалості ЕМГ. Якщо мікроконтролер приймає сигнал нижче заданого діапазону, він розцінюється, як стан спокою м'язів і серводвигун повертається в початковий стан, в очікуванні наступної біоактивності. Слід зауважити, що м'язова активність у кожної людини різна, тому діапазон значень, що впливає на регулювання управління, для кожного носія встановлюється індивідуально.[28]

На рисунку 2.11 зображено сигнал на різних стадіях обробки:

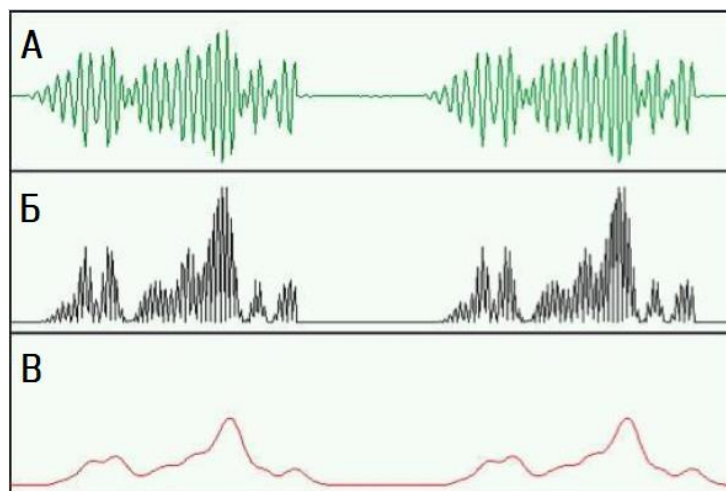


Рисунок 2.11 – А – сигнал з ЕМГ до обробки; Б – сигнал після підсилення та фільтрації; В – сигнал на виході мікроконтролера

2.2 Опис структурної схеми управління кистю руки

Для протезу, що знаходиться у стадії розробки, є важливим розробка структури для покращення працездатності. Структурна схема наведена на рисунку 2.12.

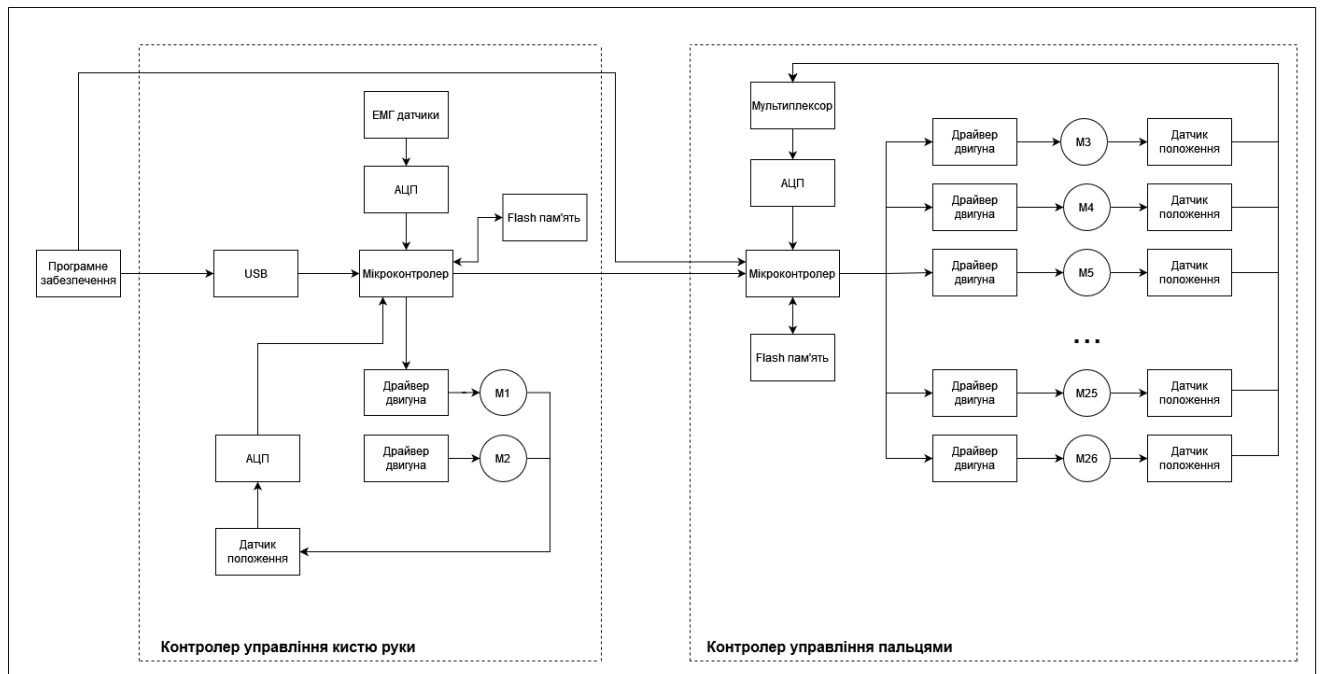


Рисунок 2.12 – структурна схема управління кистю руки

Перш за все було вирішено розділити контроль над приводами і іншими засобами через наступні причини:

1. Із використанням замкнутого контуру, тобто контуру із зворотним зв'язком, висока точність може стати ресурсозатратною операцією, яка матиме високий вплив на частоту дискретизації та частоту обробки ЕМГ-сигналів.
2. Таке рішення розіб'є систему на модулі, які дозволять виконувати легку заміну механіки пристрою (корегування, ремонт, заміна) і допоможе розділити логіку управління протезом.

Для кращого управління приводом система була розділена на два мікроконтролера:

1. Контролер управління кистю руки – забезпечуватиме управління механічною складовою променево-зап'ясткового суглобу для виконання рухів «вперед-назад» та «вліво-вправо» відповідно із обмеженнями кутових нахилів.
2. Контролер управління пальцями – забезпечуватиме роботу рухів пальців та обробку зворотнього зв'язку, використовуючи зовнішні команди з першого контролера по SPI.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

2.3 Опис кінематичної схеми протеза кисті руки

Оскільки проект поділений на окреме управління кистю та окреме управління пальцями, розберемо детальніше кінематичні схеми.

На рисунку 2.13 зображена кінематична схема променевозап'ясткового суглоба.

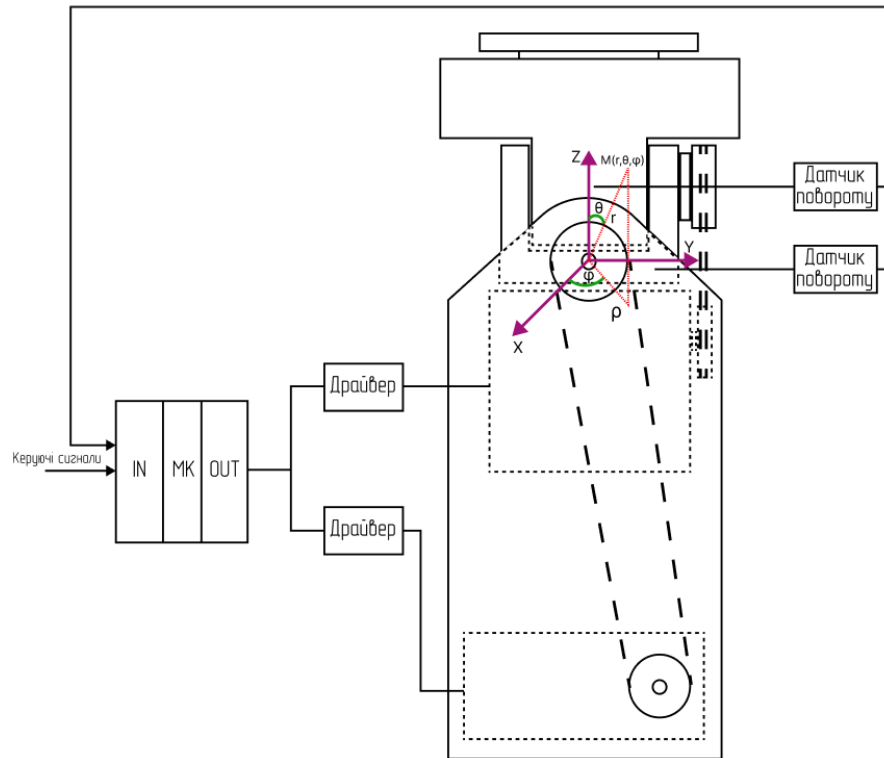


Рисунок 2.13 – кінематична схема променевозап'ясткового суглоба

Так як у даному суглобі передбачено використання двох сервоприводів та керуючого мікроконтролера, необхідно встановити взаємозв'язок між ними. Приймачи керуючі сигнали та провівши їх обробку, сигнал надійде до привода через драйвер – засіб, що перетворює електричний сигнал у механічне зусилля. Як тільки вал змінить своє положення, будуть отримані значення кута через датчики повороту, які надсилатимуть значення на керуючий мікроконтролер, тим самим замкнувши контур. Таким чином, через конструктивні особливості Т- і П-подібної фігур можливе забезпечення рухів «вперед-назад» та «вліво-вправо».

Управління кистю потребує координатної фіксації переміщення. Проаналізувавши різні координатні системи, найкращою для суглоба є сферична система координат, завдяки вимірюванню двох кутів – зенітного та азимутального, і радіусу, що не змінюватиметься.

Проте необхідно ввести кутові обмеження:

- для рухів «вперед-назад» – 80° і 70° відповідно;
- для рухів «вліво-вправо» – 30° і 25° відповідно.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

На рисунку 2.14 зображена кінематична схема пальця руки.

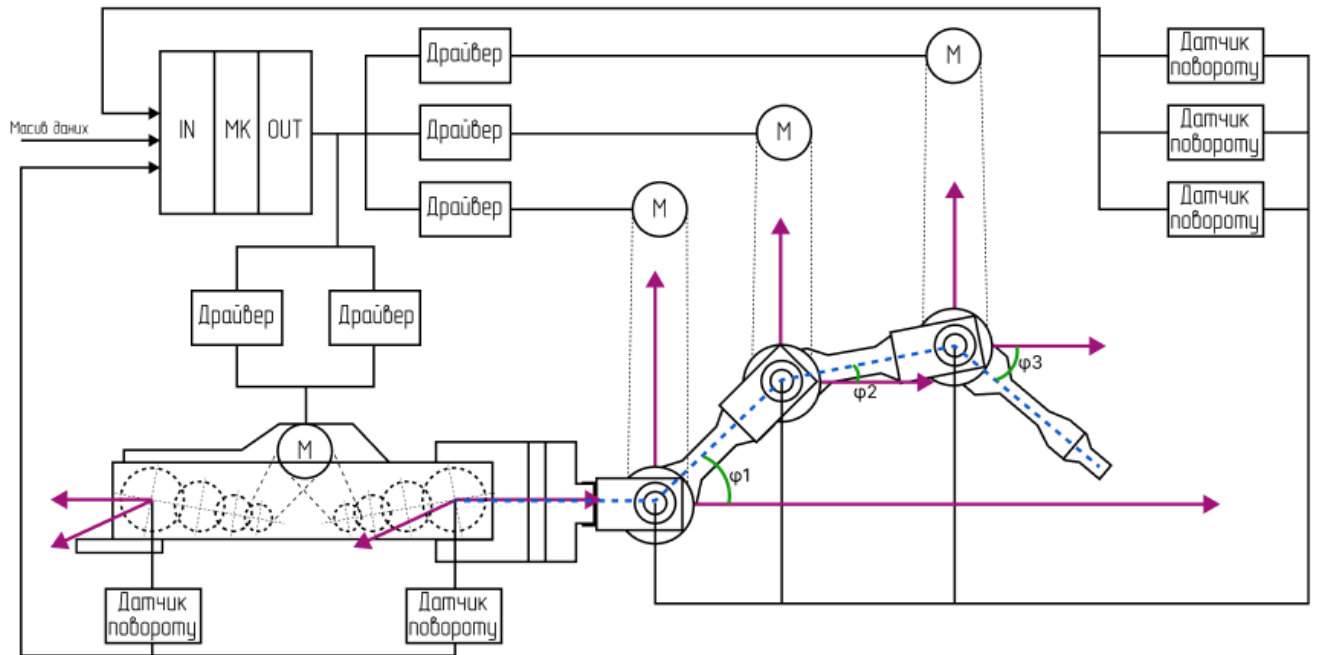


Рисунок 2.14 – кінематична схема пальця руки

Отримавши масив даних від першого МК, почнеться їх обробка набором команд, що заделегідь будуть закладені до пам'яті МК. Як тільки обробка завершиться, сигнали будуть надходити до приводів через драйвера. П'ястковий механізм і механізм пальця відрізняються тим, що в першому принцип рухливості відбуватиметься за рахунок редукторів., вали яких будуть змінювати своє положення, а в другому принцип рухливості полягає у натягуванні тросиків, що дозволить плавно та швидко змінювати положення. Як тільки положення зміниться, до мікроконтролера надійдуть зворотні сигнали з кожного датчика повороту, що забезпечуватиме високу точність рухів.

Для опису координатного переміщення пальця було обрано полярну систему координат, як для вимірювання кутів повороту фаланг, так і для кутів повороту п'ясткового механізму. В цьому випадку радіус також є незмінним.

Завдяки нейроінтерфейсному методу, управління пальцями є спрощеним, і в той же час точним та ефективним, через розширену кількість ступенів свободи рухливості.

2.4 Функціональна схема автоматизації

Детально функціонал протеза кисті руки можна розглянути у вигляді функціональної схеми автоматизації СУ-81 6.151.05 А2.

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

СУ-81 6.151.05.ПЗ

Арк.

28

2.5 Опис контурів управління

2.5.1 Контур управління променево-зап'ястковим суглобом

Основною функцією контуру променево-зап'ясткового суглоба (рис.2.15) є забезпечення рухами «вперед-назад», «вліво-вправо». Як тільки кукса буде зафіксована у приймальній гільзі, електроміографічні датчі почнуть знімати м'язову активність збережених м'язових тканин. Далі аналоговий сигнал надійде до мікроконтролера Arduino Nano, який проведе обробку набором команд та передасть цифровий сигнал на виконавчі механізми, що відповідають саме за забезпечення цих рухів. Після виконаних рухів, будуть отримані значення положення приводів.

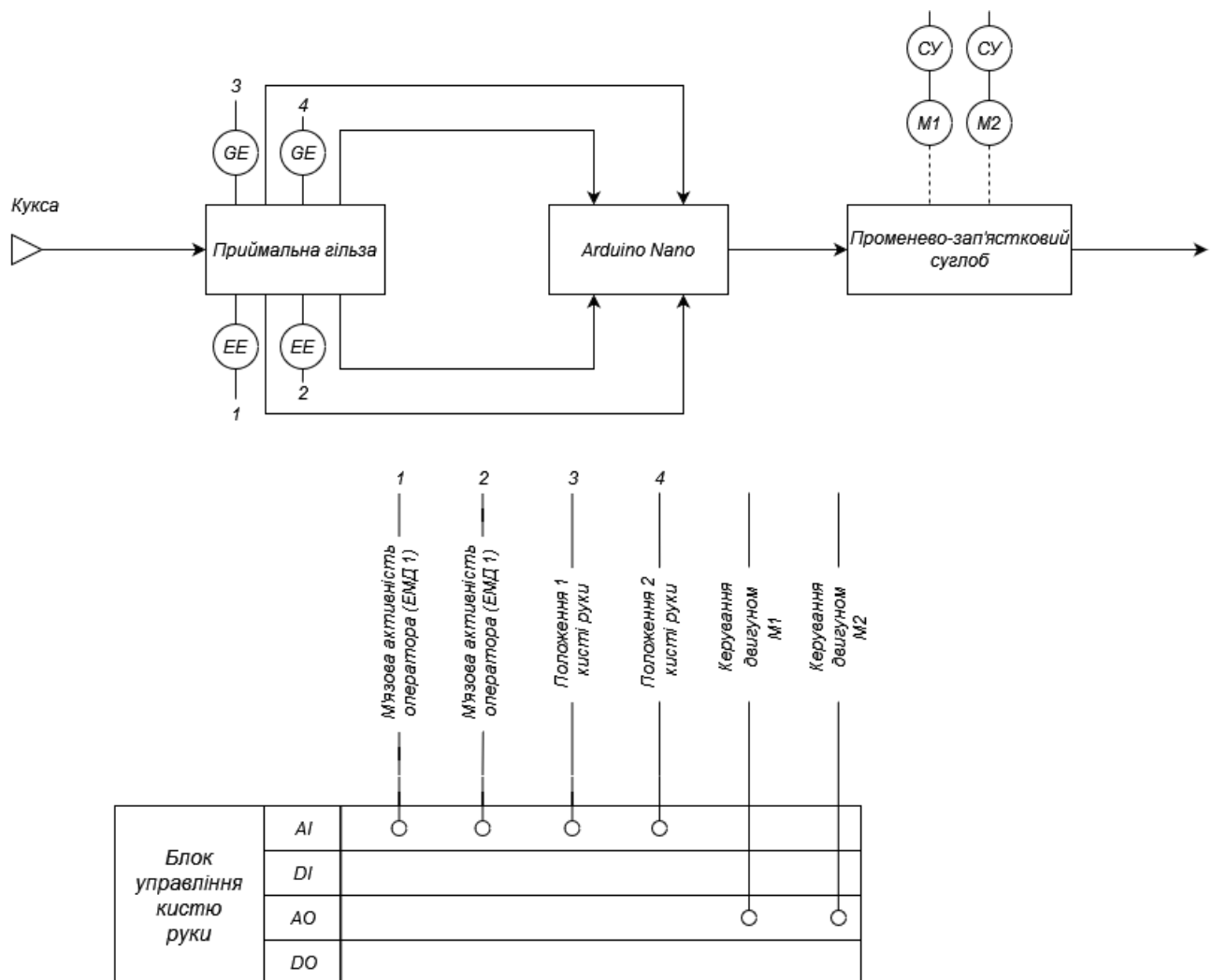


Рисунок 2.15 – контур управління променево-зап'ястковим суглобом

2.5.2 Контур управління великим пальцем

Управління великим пальцем дещо відрізняється від управління іншими пальцями через п'ясткову кістку. Оскільки завдяки цій кістці палець має здатність виконувати великий об'єм рухів і створює спрямований тиск проти інших пальців, що є основою стискальних функцій, це розширює функціональність цілої кисти.

Отримавши значення ЕМГ-датчиків і датчиків положення від Arduino Nano, STM32 почне обробки даних та передасть керуючі сигнали на 4 приводи. З них три приводи слугують для «стискання-розтискання» у фалангах та п'ястковій кістці. Ще один привод необхідний для п'ясткової кістки, щоб виконувати рухи «приведення-відведення» – це дасть можливість розширити як рухливі, так і маніпулятивні здатності. Виконавши задані рухи, датчики положення передадуть значення до мікроконтролера. (рис.2.16)

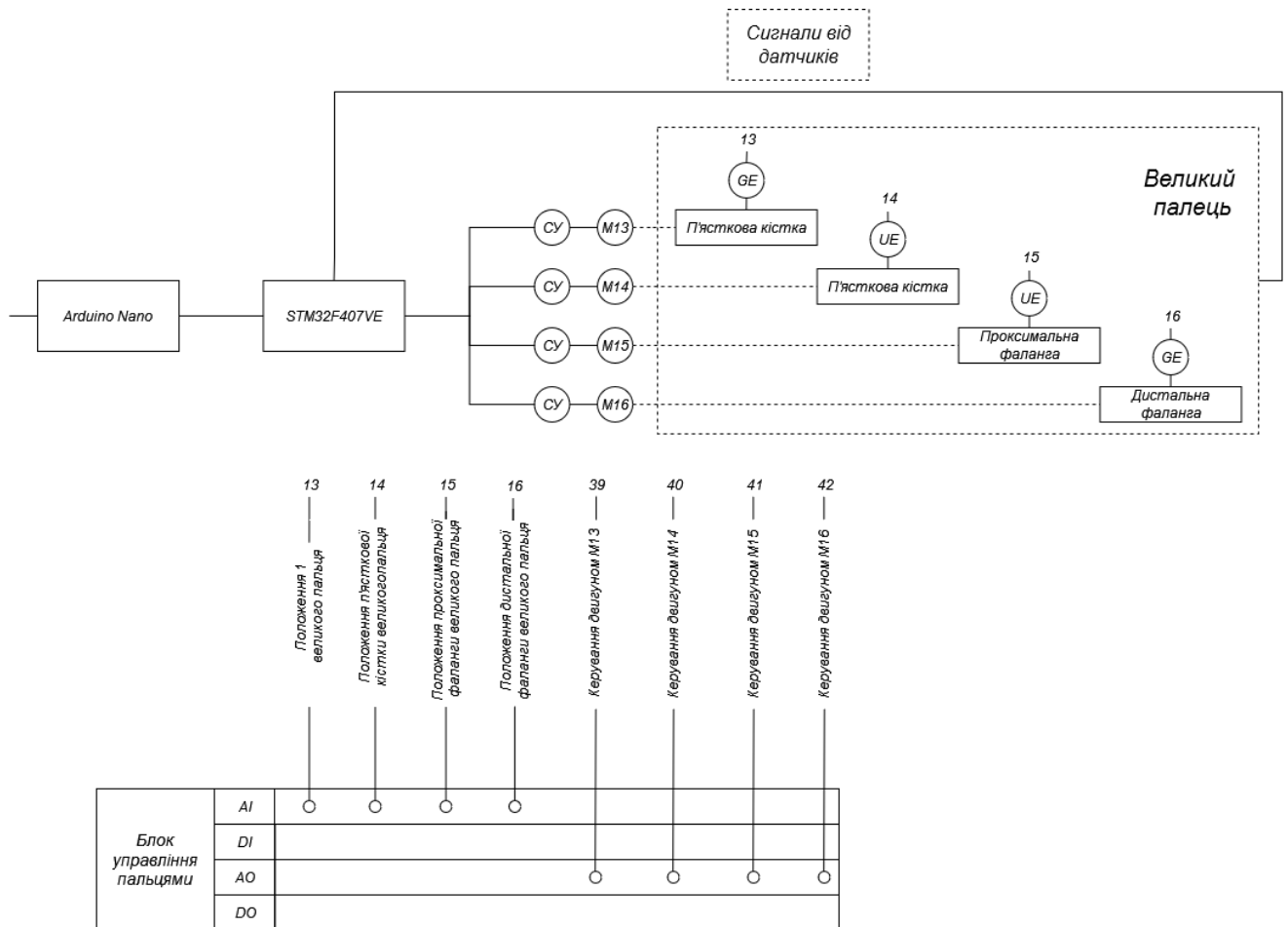


Рисунок 2.16 – контур управління великим пальцем

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

СУ-81 6.151.05.ПЗ

Арк.

30

2.5.3 Контури управління іншими пальцями

Так як пальці, від вказівного до мізинця, мають однакову складову та однаковий функціонал, розберемо спільний контур управління для кожного з цих пальців.

По-перше, є відмінності у п'ястковій кістці у порівнянні із великим пальцем. Оскільки це ціла конструкція, що містить два приводи: один необхідний для рухів відведення пальця в бік, другий – для зміщення п'ясткової кістки відносно каркасу долоні, що дасть змогу змінити положення на дуже малі кути, проте для управління пальцем – це ще одна ступінь свободи і розширення кутових обмежень.

По-друге, ці пальці мають вже мають середню фалангу, що дає змогу розширення використання приводів у самій роботі.

І врешті-решт, для управління пальцями буде застосований такий самий алгоритм дій і використання вже 5 приводів: два з них у конструкції п'ясткової кістки для зміни горизонтального положення, інші – для «згинання-розгинання» у кожній фаланзі.

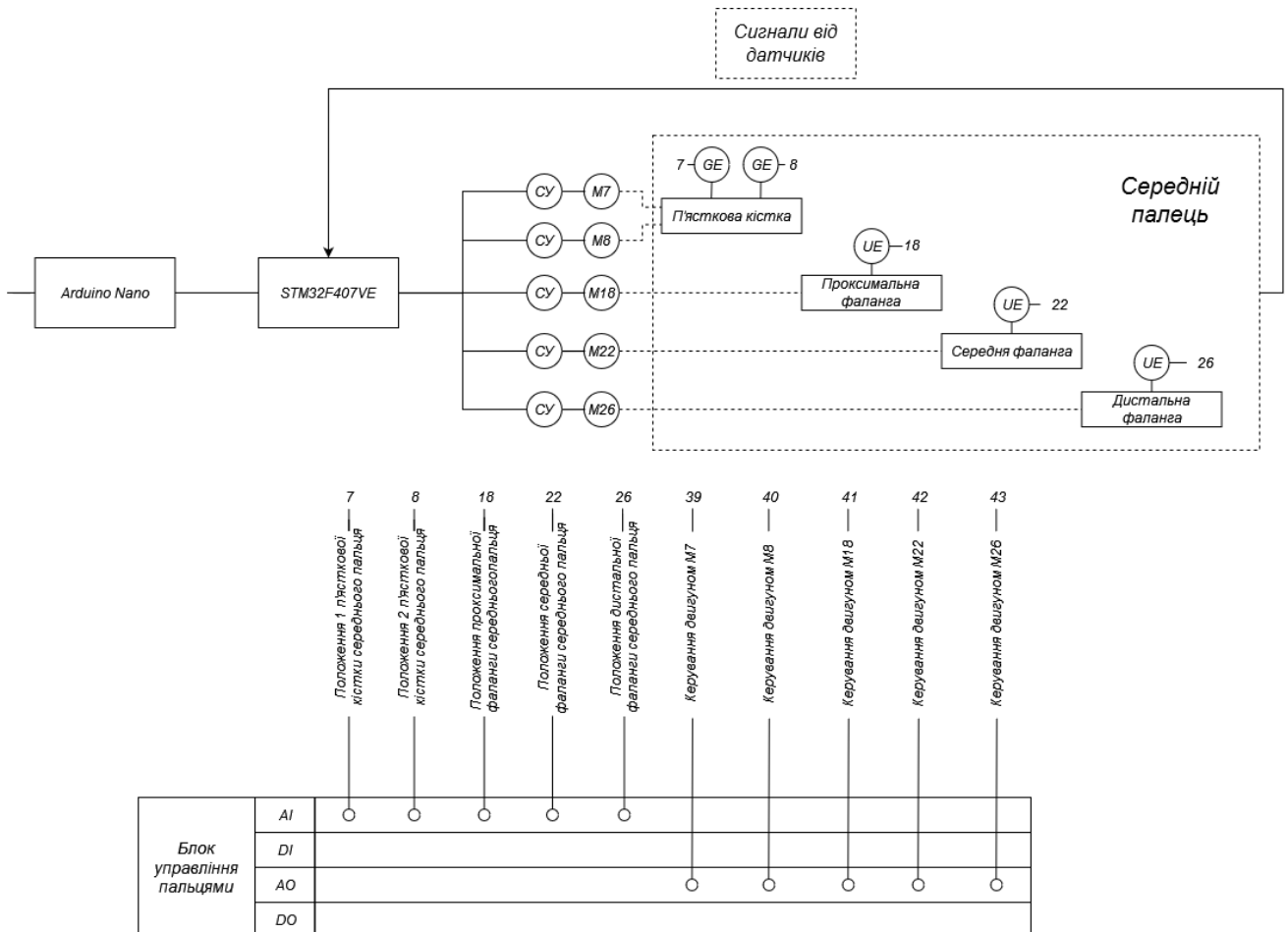


Рисунок 2.17 – контур управління пальцями від вказівного до мізинця

2.6 Таблиця вхідних-вихідних сигналів

За результатами аналізу контурів керування, складемо таблицю вхідних та вихідних сигналів (таблиця 1-2):

Таблиця 1 – Таблиця вхідних сигналів

Таблиця вхідних сигналів			
№ п/п	Сигнал	Діапазон вимірювань	Тип сигналу
1	Електроміографія	8 – 200 Гц	4 - 20мА
2	Кутове положення механізму кисті руки	0 – 250 °/s	4 – 20мА
3	Кутове положення п'ясткового механізму	0 – 90°	4 - 20мА
4	Кутове положення механізму фаланги пальця	0 – ±250 °/s	4 - 20мА
5	Лінійне прискорення	2 – 16g	4 - 20мА
6	Температура в механізмі кисті руки	-10°C – +50°C	4 – 20мА
7	Температура в механізмі пальців	-10°C – +50°C	4 – 20мА

Таблиця 2 – Таблиця вихідних сигналів

№ п/п	Сигнал	Діапазон вимірювань	Тип сигналу	ВМ
1	Зміна положення кисті руки (вліво-вправо)	0 – 180°	Аналоговий	Сервопривод (до 11 кг×см)
2	Зміна положення кисті руки (вперед-назад)	0 – 180°	Аналоговий	Сервопривод (до 11 кг×см)
3	Зміна положення п'ясткового механізму та фаланг	0 – 120°	Аналоговий	Сервопривод (до 2,5 кг×см)

2.7 Висновки

В даному розділі було розглянуто анатомічні аспекти для подальшої розробки системи управління, було проаналізовано біомехатронічні можливості рухливого апарату руки та його кутові обмеження у рухливості. Побудовані кінематичні схеми управління різними механізмами. Було описано контури управління функціональної схеми автоматизації, а саме:

- контур управління променево-зап'ястковим суглобом;
- контур управління великим пальцем;
- контур управління вказівним пальцем;
- контур управління середнім пальцем;
- контур управління безіменним пальцем;
- контур управління мізинцем.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		33

РОЗДІЛ 3 ВИБІР ТЕХНІЧНИХ ЗАСОБІВ АВТОМАТИЗАЦІЇ

3.1 Підбір мікропроцесорних пристроїв

Мікроконтролер (МК) – це єдина інтегральна схема, яка призначена для виконання певного завдання і виконання конкретної програми. МК містить у собі:

- оперативний запам'ятовуючий пристрій (ОЗП);
- постійний запам'ятовуючий пристрій (ПЗП);
- порти вводу-виводу для підключення зовнішніх пристроїв;
- аналого-цифровий пристрій (АЦП);
- контролери різних інтерфейсів;
- контролери переривання та таймери.

Основними перевагами використання МК є:

- низька вартість;
- зниження часу розробки та модифікації;
- підвищення надійності системи за рахунок скорочення з'єднань і кількості корпусів;
- підвищення гнучкості.

Для кращої роботи цієї системи необхідно розділити навантаження на два мікроконтролера: перший – для управління зап'ястка, де будуть використані два сервоприводи та 4 датчика, другий – для управління пальцями протеза, який керуватиме 24 сервоприводами і 24 датчиками.

В якості для першого модулю управління ідеально підійде МК Arduino Nano (рис.3.1), який є аналогом Arduino UNO, але більш у мініатюрному розмірі, простий у використанні і також має достатню кількість периферії. Детальні технічні характеристики наведені у таблиці 3. [29]

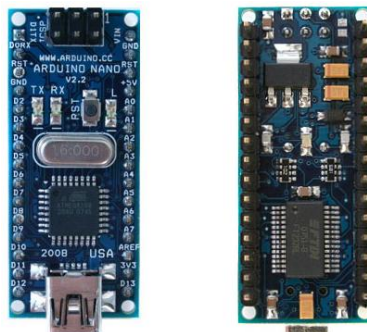


Рисунок 3.1 – платформа Arduino Nano

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		34

Таблиця 3 – технічні характеристики мікроконтролера Arduino Nano

Характеристика	Значення
Мікроконтролер	Atmel ATmega 168 або ATmega328
Робоча напруга (логічний рівень), В	5
Вхідна напруга (рекомендовано), В	7-12
Вхідна напруга (гранична), В	6-20
Цифрові входи/виходи	14 (6 із них виходи ШІМ)
Аналогові входи	8
Постійний струм через вхід/вихід, мА	40
Flash-пам'ять, кБ	ATmega 168 – 16 кБ; ATmega328 – 32 кБ
ОЗП	ATmega 168 – 1 кБ; ATmega328 – 2 кБ
EEPROM	ATmega 168 – 512 байт; ATmega328 – 1 кБ
Тактова частота, МГц	16
Розміри, см	1.85×4.2

Враховуючи кількість виконавчих механізмів та датчиків, для управління пальцями було обрано МК STM32F407VET6 (рис.3.2). Головними перевагами даної інтегральної схеми є велика кількість портів вводу-виводу, наявність аналогової периферії (3 АЦП і 2 ЦАП) і висока продуктивність, завдяки ядру ARM 32 Cortex-M4. Детальні характеристики наведені у таблиці 4.[30]



Рисунок 3.2 – мікроконтролер STM32F407VET6

Таблиця 4 – технічні характеристики мікроконтролера STM32F407VET6

Характеристики	Значення
Ядро	ARM 32 Cortex-M4
Частота роботи, МГц	До 168
Flash-пам'ять, Кб	512
ОЗП, Кб	192
Кількість входів-виходів	82
Роз'єм	SD card
Батарея часів реального часу RTC	CR1220
Підключення модуля бездротового зв'язку	NRF2401
Зовнішня FLASH	W25Q16 16M-bit
Відладковий інтерфейс	JTAG, SWD
Вбудований DC-DC, В	3.3
Кнопки користувача	3 шт + кнопка збросу
Світлодіоди користувача	2 LED
Розміри, см	7.2×8.5
Інтерфейси	3×SPI, 1×USART, 2×UART, 2×I2S, 3×I2C, 1×FSMC, 1×SDIO, 2×CAN, 1×USB 2.0 Controler (DMA), 1×USB HS ULPI, 1×10/100 Ethernet MAC, 1×8-12-бітний паралельний інтерфейс підключення відеокамери.



Рисунок 3.3 – мікросхема драйверів L293D

L293D являє собою чотири сильноточних драйвера із половин Н-мостів. Мікросхема призначена для управління індуктивними навантаженнями, такими як реле, соленоїди, двигуни постійного струму, крокові двигуни, а також другими навантаженнями, що вимагають високого струму. /напруження у додатках з позитивним живленням. Усі входи TTL сумісні. Драйвери

включені в пари: драйвери 1 та 2 включаються виводом 1,2EN, а драйвери 3 та 4 включаються виводом 3,4EN. Коли на вхід, що дозволяє, подається високий логічний рівень, відповідні драйвери включаються, їх виходи стають активними, а їх стан синфазно відповідним входам. Коли на вхідний подається низький логічний рівень, драйвери вимикаються, їх виходи відключаються і залишаються в стані високого опору. При правильних сигналах на входах кожна пара драйверів формує повний Н-міст, здатний керувати напрямком у додатках з електродвигунами та соленоїдами. Технічні характеристики наведено у таблиці 5. [31]

Таблиця 5 – технічні характеристики мікросхеми L293D

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	4.5..36
Струм вихідний / канал, mA	600
Діапазон робочих температур, °C	-40..+150
Число виходів	4
Тип	Half-Bridge
Розміри,	0.300", 7.62mm

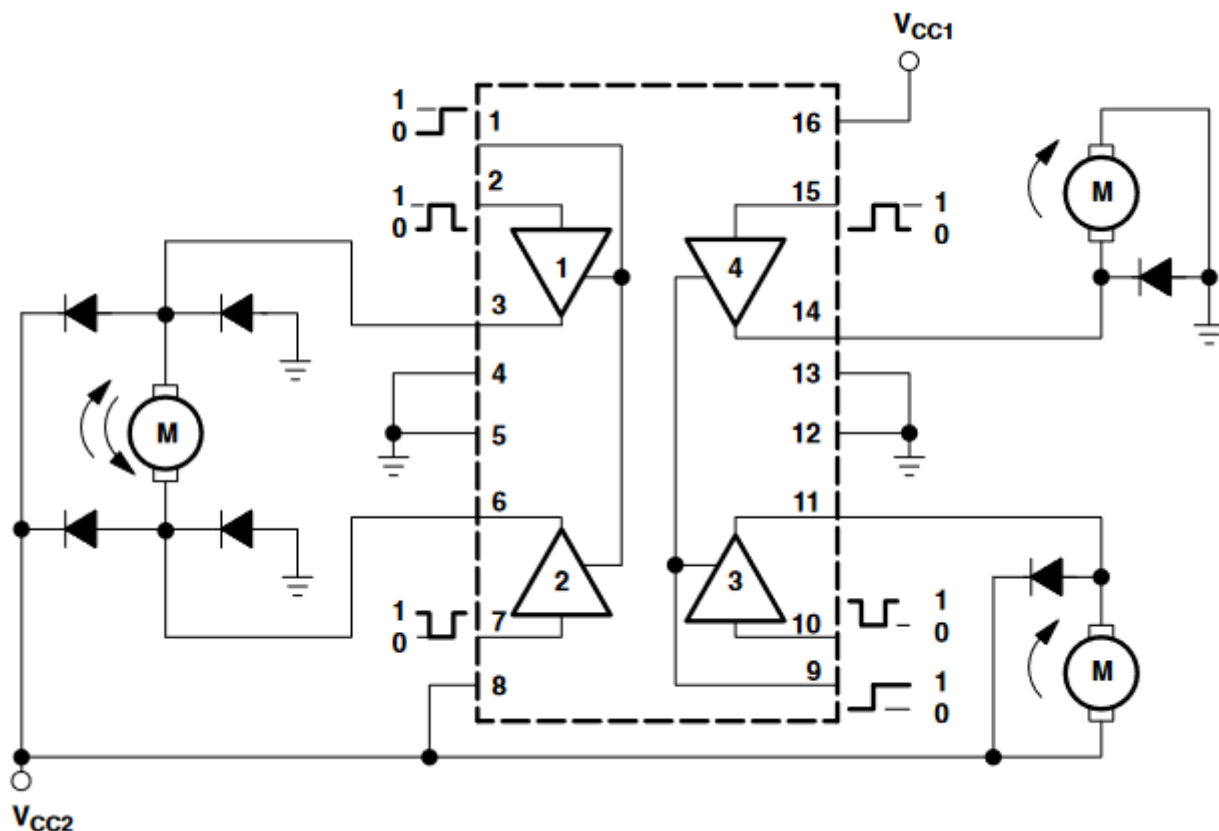


Рисунок 3.4 – схема підключення приводів до драйвера

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

СУ-81 6.151.05.ПЗ

Арк.

37

Через використання великої кількості датчиків, обов'язковим у використанні стає мультиплексор – комутатор інформаційних сигналів, який забезпечуватиме передачу інформації до МК. Кращим рішенням став мультиплексор CD74HC4067 (рис.3.5) через датчі з однаковою адресою. Більш детальні характеристики в таблиці 6.[32]



Рисунок 3.5 – аналоговий мультиплексор CD74HC4067

Таблиця 6 – технічні характеристики аналогового мультиплексора CD74HC4067

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	2.0..10
Внутрішній опір відкритого каналу, Ом	До 80
Діапазон робочих температур, °С	-40..+125
Розміри, см	4×1.8

3.2 Підбір датчиків

Для зняття значень м'язової активності або електроміограми оберемо ЕМГ-датчик МҮО-місго v1.0. (рис.3.6) Такий датчик компактний за розміром, що дає добру нагоду використання у приймальній гільзі, і дозволяє отримати високоякісний сигнал, який формується м'язовими скороченнями. Має вбудовану систему підсилювача та фільтрації сигналу. Даний датчик легко співпрацює з МК Arduino, STM32, Teensy тощо. Для візуалізації сигналів передбачено використання програмного забезпечення, такі як Python, MATLAB [33]. Детальні характеристики наведені у таблиці 7.



Рисунок 3.6 – електроміографічний давач MYO-micro v1.0

Таблиця 7 – технічні характеристики ЕМГ-давача MYO-micro v1.0

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	3.3..5.5.
Коефіцієнт посилення	1000 V/V
Вихідний сигнал	Аналоговий
Діапазон пропускних частот, Гц	8..200
Розміри, см	3×1.2×0.54

Проте необхідно взяти до уваги, що пряме підключення до ПК чи іншого пристрою може бути джерелом завад для такого датчика, тому обов'язковим є використання USB-ізолятора (рис.3.7) – особливого класу пристроїв, використання яких спрощує роботу гальванічно-розв'язаного USB-порта. В нашому випадку, пристрій зменшує завади, які спричинені роботою ПК. [34]



Рисунок 3.7 – USB-ізолятор

Для спрощення вище написаного, складемо схему підключення (рис.3.8) ЕМГ-датчиків та USB-ізолятора до ПК.

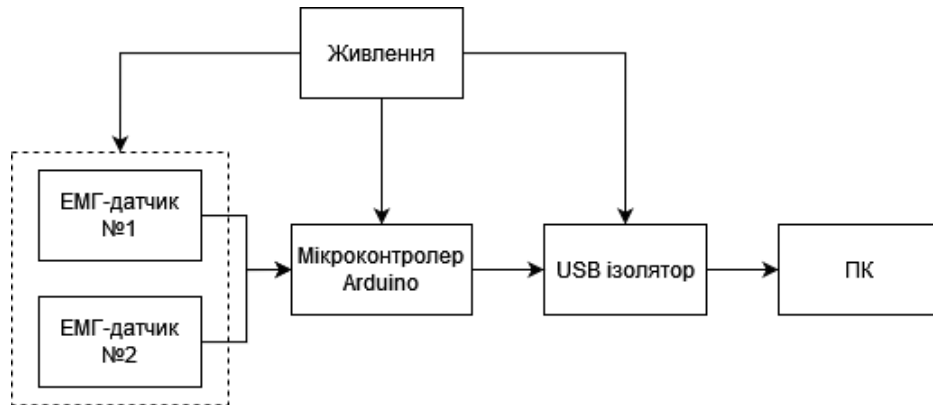


Рисунок 3.8 – схема підключення ЕМГ-датчиків

Для вимірювання лінійного прискорення та кутової швидкості, що в свою чергу дає змогу визначення положення у просторі, планується використання модулів MPU-6050 (рис.3.9). Цей пристрій має на борту акселерометр, гіроскоп і датчик температури. Також в модулі встановлений цифровий процесор руху DMP (Digital Motion Processor), який дозволяє обробляти вихідні дані датчиків, тим самим, зменшуючи навантаження на МК. [35] Оскільки таких модулів необхідно 15 одиниць для кожної фаланги і 2 одиниці для зап'ястка, це значно дасть змогу спростити розрахункові процеси для обох МК. У таблиці 8 наведені детальні характеристики.

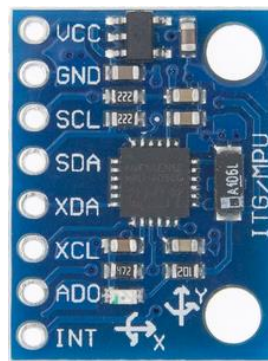


Рисунок 3.9 – 3-вісьовий гіроскоп та акселерометр MPU-6050

Таблиця 8 – технічні характеристики MPU-6050

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	2.375...3.46
Споживаючий струм, мА	До 4
АЦП	16-бітний

Діапазон прискорень	$\pm 2 \pm 4 \pm 8 \pm 16G$
Діапазон «Гіро»	$\pm 250..500..1000..2000 \text{ } ^\circ/\text{сек}$
Інтерфейс передачі даних	I2C
Максимальна швидкість I2C, кГц	400
Внутрішній генератор, МГц	8
Розміри, см	1×2

Окрім модулю MPU-6050 і ЕМГ-датчиків необхідне застосування потенціометричних датчиків. Такі пристрої призначені для перетворення лінійних або кутових переміщень в електричний сигнал і для відтворення функціональних залежностей в автоматичних пристроях. На рисунку 3.8 представлений потенціометр PL310. Оскільки вони будуть використовуватися у штучних аналогах п'ястної кістки, особливо необхідно враховувати розміри датчика. Основними перевагами PL310 є:

- дуже малі розміри;
- чудова лінійність, до $\pm 0,25\%$;
- довгий термін служби: до 100×10^6 ;
- дуже високе розширення: $> 0,015^\circ$.

Детальні технічні характеристики наведені у таблиці 9.[36]



Рисунок 3.10 – потенціометр PL310

Таблиця 9 – технічні характеристики потенціометра PL310

Характеристика	Значення
Метод вимірювання	Потенціометричний
Матеріал корпусу	Анодирований алюміній
Інтерфейс	Аналоговий

Лінійність	До $\pm 0,25\%$
Діапазон вимірювань	360°
Діапазон робочих температур	$-25..+85^\circ\text{C}$
Ресурс	$10 \times 10^6 / 100 \times 10^6$
Клас захисту	IP50

3.3 Підбір виконавчих механізмів

Для даного проекту в якості виконавчих механізмів використаємо серводвигуни, оскільки в роботі необхідна максимальна точність. Окрім точності, такі двигуни мають стабільну роботу, високу завадостійкість, малі габаритні розміри та широкий діапазон контролю швидкості. Головною перевагою у серво серед інших типів двигунів є наявність зворотнього зв'язку, тобто вони мають два контури: передача енергії та передача інформації, яка слугує для покращення точності управління.

На рисунку 3.11 представлено сервопривод CYS-S2112. По-перше, він легко під'єднується до МК типу Arduino або STM32. По-друге, виконуючи механічні рухи зап'ястка «вліво-вправо», цей двигун із легкістю впорається, оскільки його крутний момент досягає $12 \text{ кг} \times \text{см}$ при повній робочій напрузі. І ще одним плюсом двигуна є його титанові шестерні, що в декілька разів підвищує його зносостійкість. Детальні характеристики CYS-S2112 наведені у таблиці 10.[37]



Рисунок 3.11 – сервопривод CYS-S2112

Таблиця 10 – технічні характеристики сервопривода CYS-S2112

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	6.0..7.2

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		42

Робочий струм, мА	80..100
Робоча швидкість	0.12 сек/60°, 0.12/60°
Крутний момент, кг×см	11.0..12.0
Струм перекидання, А	2.8..3.2
Струм холостого ходу, мА	20..20
Вага, г	54
Розмір, см	4×2×3.9
Сплайн зубів	25Т
Тип шестерні	Титановий
Граничний кут	180°

Для виконання рухів зап'ястка «вперед-назад» буде використаний сервопривод MG996 (рис.3.12). Він також легко співпрацює з платформами Arduino, STM32. Досягає крутного моменту до 11 кг×см при напрузі 6 вольт, при 4,8 вольт досягає 9,4 кг×см. Він стабільний у використанні, має надійний захист від пошкоджень. Всі деталі виконані з металу. Детальні характеристики наведені у таблиці 11.[38]



Рисунок 3.12 – сервопривод MG996

Таблиця 11 – технічні характеристики сервопривода MG996

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	4.8..7.2
Крутний момент при 4.8 В	9.4 кг/см
Крутний момент при 7.2 В	11 кг/см
Робоча швидкість при 4.8 В	0.17 сек/60°
Робоча швидкість при 7.2 В	0.13 сек/60°
Кут повороту	180°
Вага, г	55

Розміри, см

4×1.9×4.3

Для управління пальцями нам знадобиться 24 сервопривода: 3×4 одиниць на пальці від мізинця до вказівного, 4 одиниці на великий палець і 8 одиниць на розбирання і подальше використання у штучному аналогу п'ястної кістки. Необхідно враховувати розміри і момент сили сервопривода. З такою задачею ідеально впорається MG90S (рис.3.13). Як і його більш потужні аналоги, також працює з Arduino і STM32 Детальні характеристики наведені у таблиці 12.[39]



Рисунок 3.13 – сервопривод MG90S

Таблиця 12 – технічні характеристики сервопривода MG90S

Характеристика	Значення
Робоча напруга, В	4.8..6
Робоча швидкість при 4.8 В	0.1 сек/60°
Робоча швидкість при 6 В	0.08 сек/60°
Крутний момент при 4.8 В	1.8 кг/см
Крутний момент при 6 В	2.2 кг/см
Вага, г	13.4
Розмір, см	2.3×1.2×2.9

3.4. Висновки

В розділі вибору технічних засобів автоматизації обрано мікропроцесорні пристрої, датчики і виконавчі механізми згідно з поставленими задачами. Вибір цих засобів був обґрунтований відповідно до необхідних функціональних задач.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						44
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

РОЗДІЛ 4 КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНА СИСТЕМА УПРАВЛІННЯ ЕЛЕКТРОПРИВОДОМ ПРОТЕЗА КИСТІ РУКИ

4.1 Алгоритми управління протезом руки

4.1.1 Алгоритм управління кистю протеза

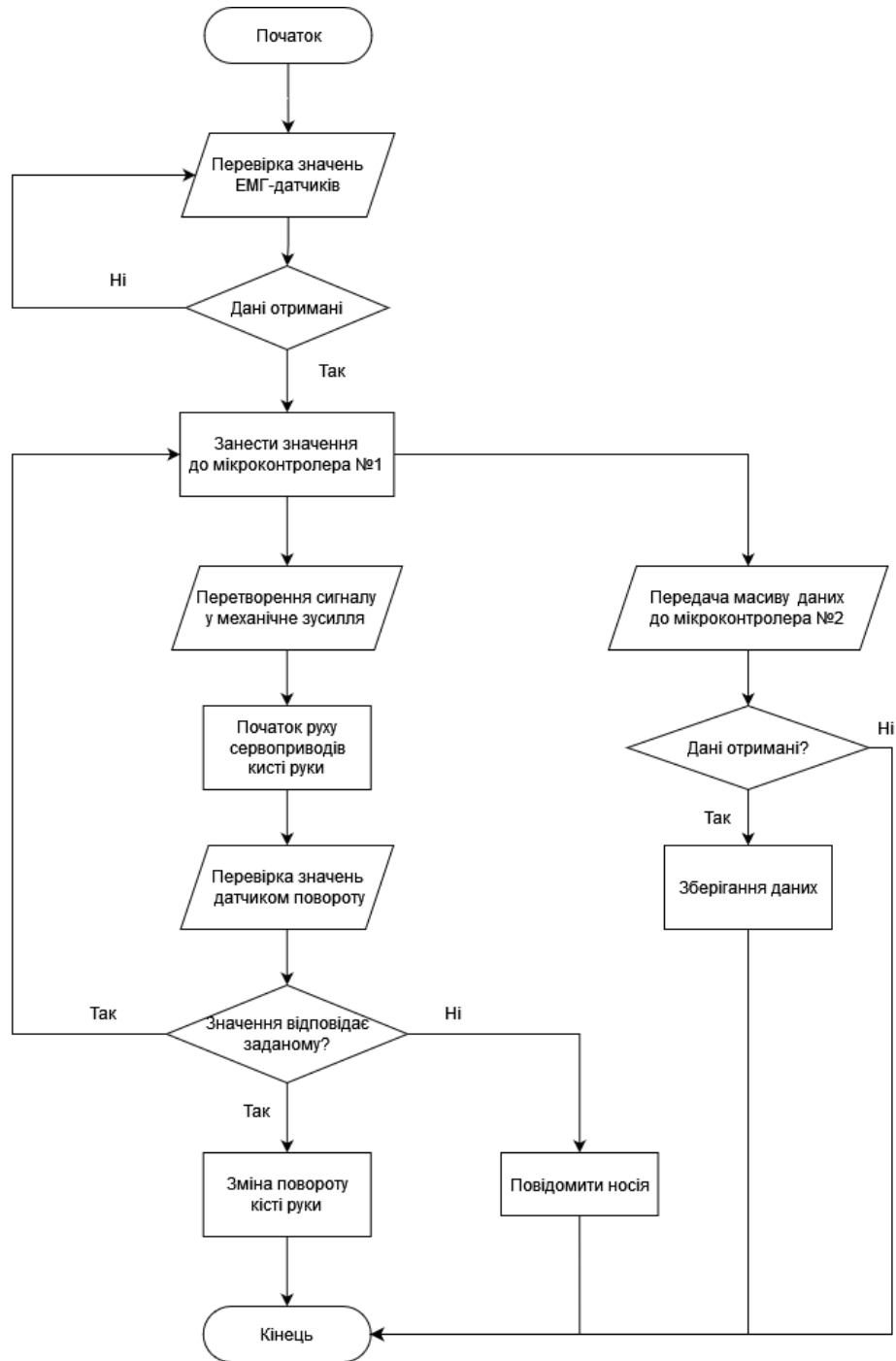


Рисунок 4.1 – алгоритм управління кистю протеза

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

4.1.2 Алгоритм управління пальцями протеза

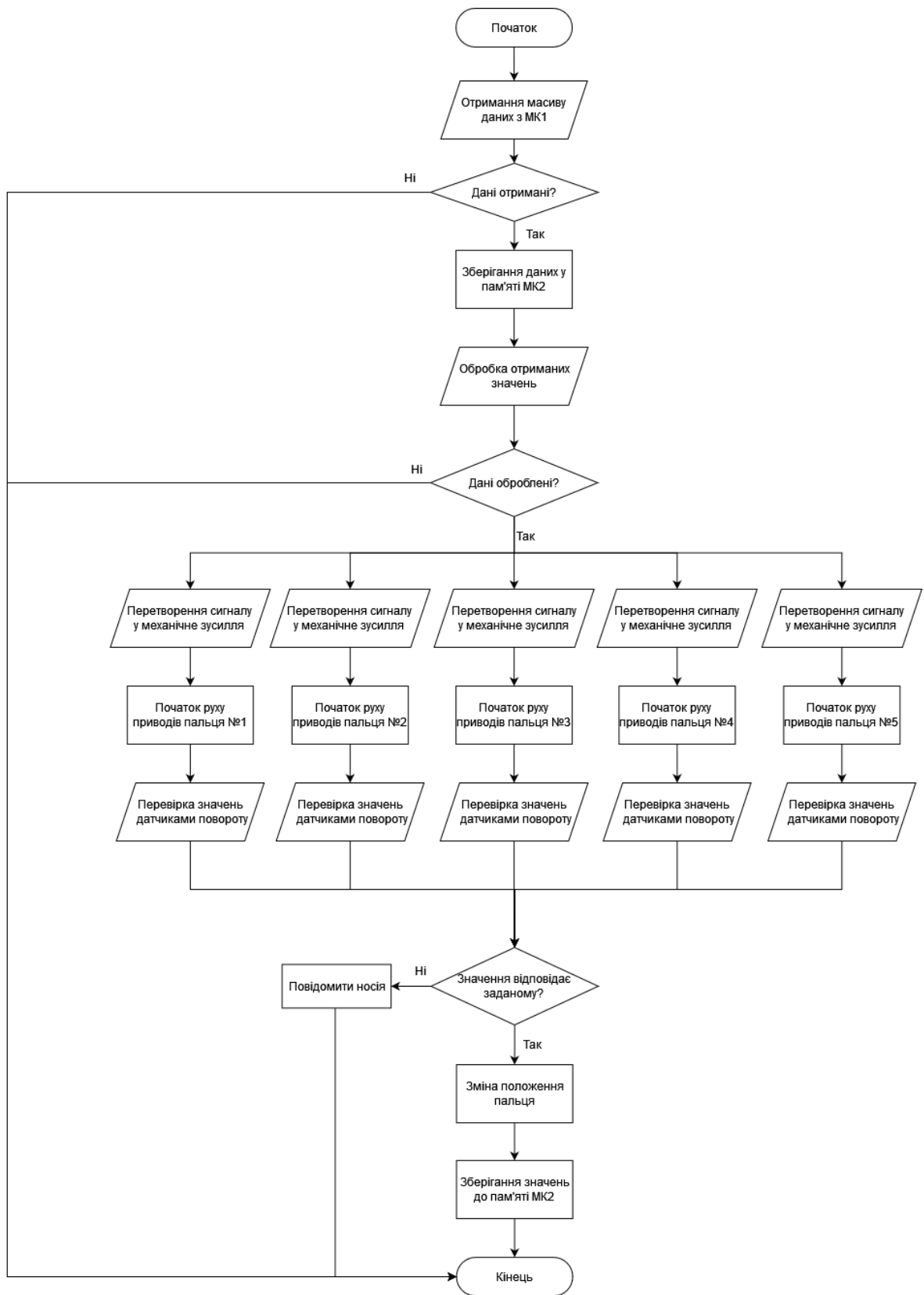


Рисунок 4.2 – алгоритм управління пальцями протеза

Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата

4.2 Висновки

Для управління такими протезами кращим рішенням є розподіл навантажень на мікроконтролери та виконавчі механізми. Було прийняте рішення використання 2 мікроконтролерів в роботі, які будуть відповідати окремо за рухливість кисті руки та за рухливість пальців. Саме тому були побудовані відповідні алгоритми управління для кожного з них.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						47
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

ВИСНОВКИ

У дипломному проекті було розроблено систему автоматизованого управління електроприводом протеза кисті руки, а саме проведено:

Проведено аналіз методів управління протезами верхніх кінцівок та області їх застосування. Було обрано метод управління системою управління, а саме нейроінтерфейс.

В результаті аналізу технологічного процесу було розроблено структурну схему, кінематичну схему, функціональну схему та електричну схему. Були проаналізовані анатомічні та біомехатронічні моменти, завдяки яким було розроблено окремі механізми (променево-зап'ястковий суглоб, п'ясткова кістка, пальці) кисті руки та було розроблено креслення самого протеза. Детально розглянуті окремі контури управління: контур променево-зап'ясткового суглоба, контур великого пальця та спільний контур для інших пальців.

Для забезпечення функціональності були обрані наступні технічні засоби автоматизації: мікропроцесорні пристрої; датчики для зняття активності м'язів (електроміографічні датчики), потенціометричні датчики для фіксування зміни горизонтального кутового зміщення пальця відносно п'ясткової кістки, гіроскопічні датчики із акселерометром для вимірювання лінійного прискорення та кутової швидкості, що в свою чергу дає змогу визначення положення у просторі; виконавчі механізми, що задовольнятимуть габаритні розміри та крутні моменти, для виконання механічних зусиль.

Для управління такою системою було розроблено алгоритми (для управління кистю і для управління пальцями) для кожного мікроконтролера, що відповідатиме за певні задачі.

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						48
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Коробенков Н.О., Кочетов С.С., Григоров П.А. Бионическое протезирование конечности. Сибирский медицинский журнал. Иркутск. – 2019. – с. 24-25
2. Когут І, Маринич В, Бекар С. Стан та перспективи застосування протезних систем у адаптивній фізичній культурі. Теорія і методика фізичного виховання і спорту. 2019;2: 50-56 DOI:10.32652/tmfvs.2019.2.50-56
3. Буров Г.Н., Большаков В.А., Большакова М.А. Принципы создания современных реабилитационных устройств в протезировании верхних конечностей // Вестник всероссийской гильдии протезистов-ортопедов. 2017. № 1 (63). С. 9–13.
4. Ortenzi V. et al. Ultrasound imaging for hand prosthesis control: a comparative study of features and classification methods // Proc. 2015 IEEE Int. Conf. on Rehabilitation Robotics. Singapore, 2015. doi: 10.1109/icorr.2015.7281166
5. Ortega-Palacios R. et al. Low-cost upper limb prosthesis, based on opensource projects with voice-myoelectric hybrid control // Proc. GMEPE/PAHCE. Porto, Portugal, 2018. doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2018.8400727
6. Li Q.M., Lv Y.P. A fuzzy PID control method for the grasping force of an underactuated prosthetic hand // Applied Mechanics and Materials. 2014. V. 551. P. 514–522. doi: 10.4028/www.scientific.net/AMM.551.514
7. Rasouli M. et al. Stable force-myographic control of a prosthetic hand using incremental learning // Proc. 37th Annual Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Milan, Italy, 2015. P. 4828–4831. doi: 10.1109/embc.2015.7319474
8. Fukushima S., Nozaki T., Ohnishi K. Development of haptic prosthetic hand for realization of intuitive operation // Proc. 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society. 2016. P. 6403–6408. doi: 10.1109/IECON.2016.7793456
9. Pan L. et al. Myoelectric control based on a generic musculoskeletal model: toward a multi-user neural-machine interface // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2018. V.26. N.7., P.1435–1442., doi: 10.1109/TNSRE.2018.2838448
10. Winters J.M. Hill-based muscle models: a systems engineering perspective / In: Multiple Muscle Systems. Eds. J.M. Winters, S.L.Y. Woo. Springer, 1990. doi: 10.1007/978-1-4613-9030-5_5
11. Merad M. et al. Intuitive prosthetic control using upper limb inter-joint coordinations and IMU-based shoulder angles measurement: a pilot study // IEEE/RSJ Int. Conf. on Intelligent Robots and Systems. 2016. P. 5677–5682. doi: 10.1109/IROS.2016.7759835

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		49

12. Ruhunage I. et al. EMG signal controlled transhumeral prosthetic with EEG-SSVEP based approach for hand open/close // Proc. IEEE Int. Conf. on Systems, Man, and Cybernetics. Banff, Canada, 2017. P. 3169–3174. doi: 10.1109/SMC.2017.8123115
13. Kim J.H. et al. Three-dimensional upper limb movement decoding from EEG signals // International Winter Workshop on Brain-Computer Interface. Gangwo, South Korea, 2013. P. 109–111. doi: 10.1109/IWW-BCI.2013.6506648
14. Cheesborough J. et al. Targeted muscle reinnervation and advanced prosthetic arms // Seminars in Plastic Surgery. 2015. V. 29. N 1. P. 62–72. doi: 10.1055/s-0035-1544166
15. Tkach Dennis C. et al. Real-time and offline performance of pattern recognition myoelectric control using a generic electrode grid with targeted muscle reinnervation patients // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2014. V. 22. N4. P. 727–734. doi: 10.1109/TNSRE.2014.2302799
16. Аждер В.Д., Аждер Т.Б. Интеллектуальные информационные системы // Новая наука: современное состояние и пути развития. 2017. № 1-2. С. 113–115.
17. Guo W. et al. Toward an enhanced human–machine interface for upper-limb prosthesis control with combined EMG and NIRS signals // IEEE Transactions on Human-Machine Systems. 2017. V. 47. N4. P. 564–575. doi: 10.1109/THMS.2016.2641389
18. Nishino W. et al. Development of a myoelectric prosthesis simulator using augmented reality // IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics. Banff, Canada, 2017. P. 1046–1051. doi: 10.1109/SMC.2017.8122749
19. Оксенюк Д.Н., Черноус Д.А. Минимизация сил и моментов в биомеханической модели конечностей человека // Механика. Научные исследования и учебно-методические разработки. №8, 2014. с. 148-153.
20. Кривенко Антон Николаевич, Гришин Дмитрий Викторович, Буткова Татьяна Владимировна, Андреюк Денис Сергеевич, Кайшева Анна Леонидовна Перспективы развития секторов рынка отечественной биомедицинской продукции // Государственное управление. Электронный вестник. 2020.
21. Міністерство соціальної політики України [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://www.msp.gov.ua/timeline/invalidnist.html>
22. Про внесення змін до постанови Кабінету Міністрів України від 5 квітня 2012 р. № 321 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/362-2021-%D0%BF#Text>

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк. 50
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

23. Українські стартапи на CES 2022: біонічний протез кисті Esper Bionics [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://itc.ua/news/ukrayinski-startapi-na-ces-2022-bionichnij-protez-kisti-esper-bionics-kardiodatchik-cardiomo-ta-emocziyna-svitlodiodna-mask-a-qudi/>
24. Коляденко Г.І. Опорно-руховий апарат, скелет верхньої кінцівки. Анатомія людини : підручник / Г.І.Коляденко. – 6-те видання. – Київ: Либідь, 2014. – с.78-81.
25. Коляденко Г.І. Вчення про м'язи (міологія), м'язи верхньої кінцівки. Анатомія людини : підручник / Г.І.Коляденко. – 6-те видання. – Київ: Либідь, 2014. – с.158-163.
26. Man-Systems Integration Standarts. Volume 1, Section 3 ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS. [Електронний ресурс]. – 2020. – Режим доступу до ресурсу:
<https://msis.jsc.nasa.gov/Volume1.htm>
27. Гурфинкель В.С., Коц Я.М., Шик Я.М. Регуляция позы человека. – Москва: Наука. – 1965. – с.142.
28. Технология изготовления протезов верхних конечностей: Метод.пособие/ В.Г.Петров/ Под. Ред. Г.Н.Бурова. – Санкт-Петербург: Гиппократ. – 2008. – 128 с.
29. Arduino Nano. User Manual. [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<http://arduino.ru/Schematic/ArduinoNanoManual23.pdf>
30. STM32F407VE [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://www.st.com/en/microcontrollers-microprocessors/stm32f407ve.html>
31. Datasheet L293D [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://radioprogram.ru/media/download/977>
32. Datasheet 74HC4067 [Електронний ресурс]. – 2015. – Режим доступу до ресурсу:
https://www.mini-tech.com.ua/download/datasheet/chips/74HC_HCT4067.pdf
33. Datasheet MYO-micro v1.0 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
https://drive.google.com/file/d/1bVvk0ohDEYQ49_hLxt34g4eOd43VD2gA8/view
34. Datasheet USB ізолятор на базі ADUM3160 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
https://drive.google.com/file/d/1wIV1PxUoIiPsf_s-9HFPepKQYeHUyY7J/view
35. Datasheet MPU-6000 and MPU-6050 Product Specification Revision 3.4 [Електронний ресурс]. – 2013. – Режим доступу до ресурсу:
<https://invensense.tdk.com/wp-content/uploads/2015/02/MPU-6000-Datasheet1.pdf>
36. Datasheet Standart Potentiometers PL310 Series [Електронний ресурс]. – 2020. – Режим доступу до ресурсу:
<https://novotechnik.su/upload/iblock/2c9/PL310.pdf>

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						51
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

37. Datasheet CYS_S2112 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://russian.alibaba.com/product-detail/CYS-S2112-Standard-Size-12KG-High-62381253934.html>
38. Datasheet MG996 [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
<https://arduino.ua/prod272-servoprivod-mg996r-15-kg>
39. Datasheet MG90S [Електронний ресурс]. – 2022. – Режим доступу до ресурсу:
https://www.electronicoscaldas.com/datasheet/MG90S_Tower-Pro.pdf

					СУ-81 6.151.05.ПЗ	Арк.
						52
Змн.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дата		

