

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

бакалавр

Освітній рівень

Роботизований протез руки

Назва теми

КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ

Рівень вищої освіти перший

Галузь знань 17 «Електроніка, автоматизація та електронні комунікації»  
Шифр, назва

Спеціальність 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та  
робототехніка»  
Шифр, назва

Освітня програма «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та  
робототехніка»  
Назва


Виконав:

студент III курсу, група АКІТРС-23-1

  
Підпис


Нікіта ПІДВАЛЬНИЙ  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

Керівник

  
Підпис

Денис МАКАРИШКІН  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

Нормоконтролер

  
Підпис

Галина РАДЕЛЬЧУК  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

До захисту допускаю:  
зав. кафедри АКІТтаР

  
Підпис

Людмила КОРЕЦЬКА  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

« 13 » червня 2026 р.

ХМЕЛЬНИЦЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ

Факультет інформаційних технологій

Кафедра автоматизації, комп'ютерно-інтегрованих технологій та робототехніки

Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)

Галузь знань 17 – Електроніка, автоматизація та електронні комунікації

Спеціальність 174 – Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка

Освітня програма Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри АКИТтаР

Людмила КОРЕЦЬКА

07 02

2026р.

**ЗАВДАННЯ  
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

Підвальному Нікіті Максимовичу

Прізвище, ім'я, по батькові студента

1 Тема роботи Роботизований протез руки

Керівник роботи канд. техн. наук, доцент Макаришкін Денис Анатолійович

Прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, учене звання

Затверджено наказом ректора університету № 7 від 20.01.2026р.

2 Строк подання студентом роботи на кафедру 02.02.2026р.


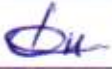


3 Вихідні дані до роботи Основні види рухів людської руки, Вимоги та обмеження, що ставляться до роботизованого протезу руки, Існуючі види протезів верхніх кінцівок

4 Зміст пояснювальної записки (перелік питань, які потрібно розробити)

Проблематика розроблення роботизованого протезу руки, Підбір обладнання для роботизованого протезу руки, Дослідження роботи роботизованого протезу руки

5 Перелік графічного матеріалу (із зазначенням обов'язкових креслень)  
презентаційні матеріали (слайди)

6 Консультанти розділів кваліфікаційної роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Антиплагіат	Федула М.В., доцент кафедри АКИТтаР		
Нормоконтроль	Радельчук Г.І., доцент кафедри АКИТтаР		

7 Дата видачі завдання 07.02.2026р.

## КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

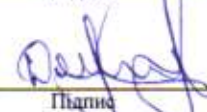
Назва розділу кваліфікаційної роботи	Строк виконання	Примітка
1. Вступ	15.02.2026	Виконано
2. Проблематика розроблення роботизованого протезу руки	28.02.2026	Виконано
3. Підбір обладнання для роботизованого протезу руки	30.03.2026	Виконано
4. Дослідження роботизованого протезу руки	15.04.2026	Виконано
5. Розробка прототипу роботизованого протезу руки	30.04.2026	Виконано
6. Висновки	15.05.2026	Виконано
7. Оформлення пояснювальної записки до КРБ	20.05.2026	Виконано
8. Оформлення пояснювальної записки до КРМ	25.05.2026	Виконано
9. Оформлення презентаційних матеріалів	30.05.2026	Виконано

Студент

  
Підпис

Нікіта ПІДВАЛЬНИЙ  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

Керівник кваліфікаційної роботи

  
Підпис

Денис МАКАРИШКІН  
Ім'я, ПРІЗВИЩЕ

## АНОТАЦІЯ

Тема кваліфікаційної роботи: «Роботизований протез руки».

Автор роботи: Підвальний Нікіта Максимович

Керівник роботи: Макаришкін Денис Анатолійович

Пояснювальна записка: 84 с., 33 рис., 13 табл., 51 джерело.

Графічна частина: 14 презентаційних слайдів

РОБОТ, ПРОТЕЗ РУКИ, МІКРОКОНТРОЛЕР, СЕРВОПРИВІД, ВІДДАЛЕНЕ  
КЕРУВАННЯ, МОДУЛЬ BLUETOOTH, ЕЛЕКТРИЧНА СХЕМА, АЛГОРИТМ,  
ПРОТЕЗУВАННЯ, РОБОТИЗАЦІЯ

Метою кваліфікаційної роботи є проектування та розробка роботизованого протезу руки із застосуванням технологій тривимірного друку, мікроконтролерного керування та сервоприводів, що забезпечує відтворення основних хватальних рухів кисті і відповідає визначеним технічним вимогам до функціональності пристрою. Розроблений роботизований протез руки дозволяє людям із ампутованими верхніми кінцівками виконувати типові побутові завдання, оскільки в протезі реалізовано основні хвати та рухи пальців. Крім того, передбачена можливість дистанційного керування роботизованим протезом руки через модуль Bluetooth.

02.02.2023

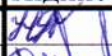



дата

НТБ

Підпис

## ЗМІСТ

ВСТУП.....	5
1 ПРОБЛЕМАТИКА РОЗРОБЛЕННЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ... 9	9
1.1 АКТУАЛЬНІСТЬ РОЗРОБКИ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ ТА ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ ВИДІВ ПРОТЕЗІВ КІНЦІВОК.....	9
1.2 ВИМОГИ ДО РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ .....	18
1.3 МЕТОДОЛОГІЯ ПРОВЕДЕННЯ ДОСЛІДЖЕННЯ.....	25
1.4 ВИСНОВКИ ДО ПЕРШОГО РОЗДІЛУ .....	30
2 ПІДБІР ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ .....	32
2.1 МІКРОКОНТРОЛЕР .....	32
2.2 СЕРВОПРИВОДИ.....	38
2.3 ДАТЧИКИ ТА МОДУЛІ .....	43
2.4 ВИСНОВКИ ДО ДРУГОГО РОЗДІЛУ .....	51
3 ДОСЛІДЖЕННЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ.....	53
3.1 РОЗРОБЛЕННЯ МЕХАНІЧНИХ КОМПОНЕНТІВ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ ...	53
3.2 РОЗРОБЛЕННЯ ЕЛЕКТРИЧНОЇ СХЕМИ ТА АЛГОРИТМУ РОБОТИ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ .....	58
3.3 РОЗРОБЛЕННЯ ПРОТОТИПУ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ ТА ОЦІНКА ЙОГО РОБОТИ.....	66
3.4 ВИСНОВКИ ДО ТРЕТЬОГО РОЗДІЛУ.....	75
ВИСНОВКИ.....	77
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ .....	79

<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>								
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата				
Виконав		Тідвальний Н.М.		02.06.2026	Роботизований протез руки. Пояснювальна записка	Літера	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Макаришкін Д.А.		02.06.2026		у	4	84
Н.контр.		Радельчук Г.І.		13.06.2026	ХНУ гр. АКІТРс-23-1			
Затвер.		Корецька Л.О.		13.06.2026				

## ВСТУП

Сучасна робототехніка є однією з найбільш динамічно прогресуючих галузей науки і техніки, яка за останні десятиліття пройшла шлях від простих механічних маніпуляторів із жорстко заданою програмою дій до складних інтелектуальних систем, здатних адаптуватися до змінних умов середовища і взаємодіяти з людиною у спільному робочому просторі. Стрімкий розвиток мікроелектроніки, систем технічного зору, методів машинного навчання та адитивних технологій виробництва відкрив принципово нові можливості для проектування роботизованих систем із підвищеною функціональністю, мініатюрними габаритами і зниженою вартістю виготовлення. Сьогодні роботи застосовуються у промисловості, сільському господарстві, логістиці, дослідженні космосу та в численних інших сферах, поступово розширюючи коло завдань, які раніше вважалися виключною прерогативою людини [1].

Особливо значущим напрямком застосування робототехніки є медицина, де роботизовані системи вирішують завдання, що безпосередньо впливають на якість і тривалість людського життя. Хірургічні роботизовані комплекси забезпечують виконання мінімально інвазивних операцій із точністю, недосяжною для людської руки, реабілітаційні роботи допомагають пацієнтам відновлювати рухові функції після інсультів та травм, а діагностичні системи на базі штучного інтелекту підвищують точність виявлення захворювань на ранніх стадіях [2]. Інтеграція робототехніки у клінічну практику кардинально змінює підходи до лікування і реабілітації, перетворюючи колись фантастичні концепції на доступні медичні технології.

Одним із найбільш соціально значущих напрямків медичної робототехніки є розробка роботизованих протезів для людей із набутою або вродженою відсутністю кінцівок. Традиційні косметичні та механічні протези забезпечують лише обмежену функціональність і не дозволяють пацієнтам повноцінно виконувати більшість побутових і професійних завдань. Роботизовані протези

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
						5
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		

верхніх кінцівок, оснащені серводвигунами, давачами та мікроконтролерним керуванням, відкривають якісно новий рівень функціональної реабілітації - вони здатні відтворювати хватальні рухи, розрізняти об'єкти різної форми і розміру, а в перспективі - отримувати керуючі сигнали безпосередньо від нервової системи користувача через електроміографічні давачі [3]. Розвиток технологій тривимірного друку додатково демократизував цю сферу, зробивши виготовлення функціональних прототипів протезів доступним не лише для великих медичних корпорацій, але й для університетських дослідницьких груп і навіть окремих інженерів-ентузіастів.

Метою кваліфікаційної роботи є проектування та розробка роботизованого протезу руки із застосуванням технологій тривимірного друку, мікроконтролерного керування та сервоприводів, що забезпечує відтворення основних хватальних рухів кисті і відповідає визначеним технічним вимогам до функціональності пристрою.

Дана кваліфікаційна робота присвячена створенню та програмному керуванню роботизованим протезом руки, що відповідає визначеним технічним вимогам і призначений для підвищення повсякденної функціональності осіб з ампутацією верхніх кінцівок шляхом поєднання механічної конструкції, електронної компонентної бази та програмного забезпечення в єдину інтегровану систему. В межах роботи розглядаються два ключових дослідницьких питання: яким чином слід сконструювати механічну частину протезу, щоб вона відповідала встановленим вимогам до виробу, та яким чином забезпечити ефективну інтеграцію програмного забезпечення й електроніки з механічною підсистемою для досягнення достатнього рівня функціональної продуктивності пристрою. При цьому естетичні та ергономічні характеристики виробу не є предметом оцінювання в рамках даної роботи. Використання готових файлів конструкції з відкритим кодом для проектування функціональної руки, виготовленої методом тривимірного друку, дозволяє суттєво скоротити час, який інакше був би витрачений на розробку і налаштування оригінального дизайну з нуля. Керування

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		6

рухами протезу на основі електроміографічних сигналів м'язів виходить за межі даної роботи і може бути розглянуте як перспективний напрямок подальших досліджень.

Практичне значення кваліфікаційної роботи полягає у розробці функціонального прототипу роботизованого протезу руки, який демонструє реалістичну можливість створення доступного за вартістю та технологічно відтворюваного пристрою для реабілітації осіб з ампутацією верхніх кінцівок із застосуванням широкодоступних компонентів і технології тривимірного друку. На відміну від комерційних роботизованих протезів, вартість яких може сягати десятків тисяч доларів США і які залишаються недоступними для переважної більшості пацієнтів у країнах із середнім і низьким рівнем доходів, розроблений у рамках даної роботи прототип базується на відкритих конструктивних файлах, доступній елементній базі та мікроконтролері з відкритою архітектурою, що принципово знижує собівартість виготовлення і відкриває можливість його відтворення у будь-якій майстерні, оснащеній тривимірним принтером. Практична цінність роботи підсилюється також тим, що в умовах воєнного часу в Україні кількість осіб, які потребують протезування верхніх кінцівок, суттєво зросла, що робить розробку доступних функціональних протезних рішень не лише академічним, але й гострим соціальним завданням.

Результати даної кваліфікаційної роботи можуть бути запроваджені у кількох взаємопов'язаних сферах практичної діяльності. У галузі медичної реабілітації розроблений прототип може слугувати основою для подальшого вдосконалення і клінічного випробування доступного функціонального протезу для пацієнтів із набутою ампутацією кисті або передпліччя - насамперед у закладах медичної реабілітації, протезно-ортопедичних підприємствах та реабілітаційних центрах для військовослужбовців. У сфері освіти і наукових досліджень розроблена система може використовуватись як навчальний стенд на кафедрах автоматизації, робототехніки та біомедичної інженерії для демонстрації принципів мікроконтролерного керування, проектування мехатронних систем і

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		7

основ функціонального протезування. Конструктивні та програмні рішення, отримані в ході роботи, можуть бути використані студентами і дослідниками як відправна точка для подальших розробок у напрямку вдосконалення алгоритмів керування, інтеграції електроміографічного керування або розробки повнофункціонального протезу передпліччя. Нарешті, в контексті волонтерської та гуманітарної діяльності відкрита конструкція протезу і детально задокументована методологія його виготовлення можуть бути передані громадським організаціям і волонтерським об'єднанням, які займаються виготовленням і безоплатним наданням протезів постраждалим від воєнних дій, що надає результатам роботи безпосереднє соціальне значення.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		8

# 1 ПРОБЛЕМАТИКА РОЗРОБЛЕННЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ

## 1.1 Актуальність розробки роботизованого протезу руки та огляд існуючих видів протезів кінцівок

Повномасштабне військове вторгнення на територію України, що розпочалося у лютому 2022 року, спричинило безпрецедентну кількість бойових поранень і травм серед як військовослужбовців, так і цивільного населення. Специфіка сучасного збройного конфлікту - широке застосування мінно-вибухових пристроїв, артилерійських снарядів, безпілотних літальних апаратів ударного типу та касетних боєприпасів - зумовлює високу частку поранень із руйнівним ушкодженням кінцівок, що нерідко призводить до їх ампутації як єдиного засобу збереження життя пораненого.

За оцінками експертів компанії Ottobock - найбільшого у світі виробника протезного обладнання - з початку повномасштабної війни від 20 до 50 тисяч українців втратили одну або декілька кінцівок, що за масштабами порівнюється з показниками Першої світової війни [4]. Для порівняння, менше ніж 2 000 американських ветеранів вторгнень в Афганістан та Ірак зазнали ампутацій, тоді як в Україні ця цифра є на порядок вищою і продовжує зростати щодня.

Відповідно до статистичних даних, які надала Національна служба здоров'я України в інтерв'ю в період з 2022 по 2024 рік було виконано в загальному 93 566 ампутацій [5]. Розподіл по рокам наступний:

- 31 392 ампутації у 2022 році;
- 32 600 ампутацій у 2023 році;
- 29 574 ампутацій у 2024 році.

В розподілі щодо типів ампутацій перше місце займає ампутація нижніх кінцівок, яка становить 24 тисячі, в той час як друге місце займає ампутація верхніх кінцівок, а саме 3 900 ампутацій.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		9

Станом на листопад 2024 року від початку повномасштабного вторгнення було виготовлено 461 протез, із наступним розподілом по рокам:

- 41 протез у 2022 році;
- 217 протезів у 2023 році;
- 103 протези у 2024 році.

Інтерфакс Україна стверджує, що станом на 1 січня 2025 року кількість осіб в Україні, які потребують протезування внаслідок втрати кінцівок становить близько 20 тисяч осіб [6]. Слід враховувати, що кількість поранених військовослужбовців, які втратили кінцівку зростає щоденно, тому станом на лютий 2026 року ця цифра скоріш за все значно зростає.

Попри суттєве збільшення державного фінансування, система протезування в Україні відчуває колосальне навантаження, яке значно перевищує її поточні можливості. До початку повномасштабного вторгнення в Україні щорічно проводили лише кілька тисяч ампутацій, однак зараз система охорони здоров'я є перевантаженою, а багато пацієнтів чекають на виготовлення протезу більше року. Черги на отримання сучасних біонічних протезів у спеціалізованих реабілітаційних центрах є надзвичайно довгими, а комерційна вартість функціональних роботизованих протезів верхніх кінцівок провідних світових виробників сягає десятків тисяч доларів США, що робить їх недоступними для більшості пацієнтів навіть за умови часткової державної компенсації. Саме у цьому контексті розробка відносно доступних роботизованих протезів із застосуванням технології тривимірного друку і широкодоступної мікроконтролерної елементної бази набуває особливої актуальності - такі пристрої можуть вироблятися невеликими серіями у будь-якій оснащій майстерні або університетській лабораторії без залучення великих промислових потужностей.

Окремо слід підкреслити, що потреба у роботизованих протезах верхніх кінцівок не обмежується виключно військовою та постконфліктною реабілітацією. Значна категорія пацієнтів, яка потребує протезування руки, - це

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
						10
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		

особи з вродженими вадами розвитку верхніх кінцівок, зокрема діти, які народжуються з повною або частковою відсутністю кисті чи руки.

З медичної точки зору такі стани об'єднані у групу вроджених поперечних і поздовжніх редуційних дефектів кінцівок. Фокомелія - це вада розвитку, що характеризується відсутністю середніх або проксимальних частин кінцівки, при якій кисть може відходити безпосередньо від тулуба або кріпитися до плеча; залежно від локалізації розрізняють проксимальну, дистальну та повну форми фокомелії [7].

Ектродактилія являє собою вроджену відсутність одного або декількох пальців чи будь-якої частини пальців кисті. Серед інших нозологій, при яких показано протезування верхніх кінцівок, виділяють також аплазію променевої кістки - у тому числі у складі синдрому ТАР (тромбоцитопенія з аплазією променевої кістки), який поєднує відсутність або недорозвиток кісток передпліччя з гематологічними порушеннями - а також синдром амніотичних перетяжок, при якому фіброзні тяжі в порожнині матки можуть спричиняти ампутацію пальців або частин кінцівок ще у внутрішньоутробному періоді. Для таких пацієнтів - особливо дітей - роботизований протез, виготовлений за технологією тривимірного друку, є особливо цінним рішенням, оскільки у міру росту дитини пристрій легко і відносно недорого замінюється на більший розмір без необхідності повного переобладнання, що принципово відрізняє його від традиційних дорогих протезів, які швидко стають завеликими і потребують регулярної заміни [8].

Станом на 2026 рік відповідно до статистичних даних, опублікованих Firtune Business Insights [9], протезування верхніх кінцівок становить третину від загальної кількості запитів на протезування (рис. 1.1) і складає 37,89 %.

За оцінками необхідності протезування на світовому рівні [10] зазначено, що щорічно в світі проводиться більше 1 мільйону ампутацій кінцівок. За оцінками Міжнародної діабетичної федерації кількість ампутацій буде зростати в подальшому, і станом на 2030 рік вони прогнозують зростання з 285 млн до 435

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		11

млн ампутацій. Не враховуючи статистику щодо України, де більшу частку ампутацій викликають поранення внаслідок бойових дій, в світі перше місце серед причин ампутацій займають ампутації внаслідок захворювання судин (54%), а друге місце посідають ампутації внаслідок травмування (45%).



Рисунок 1.1 – Частка потреби у протезах нижніх (зелений) та верхніх (синій) кінцівок

Вищенаведені статистичні дані підкреслюють актуальність розробки роботизованих протезів верхніх кінцівок, які дозволять покращити та спростити життя людям, що пережили ампутацію, або людям з інвалідністю, які народилися без кінцівок внаслідок генетичних захворювань.

Основними характеристиками, які змінюються в залежності від тієї чи іншої моделі протезу, є функціональність протезу та мета його використання.

В деяких випадках використовуються косметичні протези, які також отримали назву пасивних (рис. 1.2). По своїй суті вони представляють собою лише оболонку, яка призначена для відтворення зовнішнього виду кінцівки, яка була втрачена. Такі протези виготовляються здебільшого з міцного пластику, на який можна наносити ряд деталей. До таких деталей можуть відноситись судини. Наявність виконання активних функцій у таких протезів відсутня, проте вони можуть допомогти при виконанні ряду базових рухів, наприклад, утримання предметів [11].



Рисунок 1.2 – Косметичні протези руки

Другий вид протезів за призначенням – це функціональні протези, які по суті є активними пристроями, що допомагають частково відновити функцію втраченої кінцівки. Такі протези можуть імітувати зовнішній вигляд кінцівки, що була втрачена, або ж мати більш сучасний дизайн (рис. 1.3).

Як проміжний клас також відрізняють тренувальні протези кінцівок, які призначені для опанування людиною із ампутованою кінцівкою основних навичок щодо використання протезу. Проте зовнішній вигляд таких протезів залежить в першу чергу від того, який в подальшому буде встановлений протез – активний чи пасивний.

Залежно від рівня ампутацій протези рук поділяються на наступні категорії [12]:

- протез кисті (рис. 1.4, а);
- протез передпліччя (рис. 1.4, б);
- протез плеча (рис. 1.4, в).

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

13



Рисунок 1.3 – Функціональний протез руки



а)



б)



в)

Рисунок 1.4 – Види протезів руки  
а – кисті; б – передпліччя; в - плеча

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.  
14

Протез кисті призначений для відновлення функцій дистального відділу верхньої кінцівки у пацієнтів із ампутацією або вродженою відсутністю кисті при збереженому передпліччі. Сучасні роботизовані протези кисті здатні відтворювати від одного до п'яти незалежних рухів пальців, забезпечуючи виконання різних типів захватів - циліндричного, щипцевого, латерального та сферичного, - що дозволяє користувачу тримати предмети різної форми, розміру і маси. Завдяки збереженому передпліччю та його пронаційно-супінаційним рухам функціональність протезу кисті є найвищою серед усіх рівнів протезування верхньої кінцівки, оскільки власні м'язи передпліччя можуть використовуватися для генерації керуючих сигналів при застосуванні міоелектричного керування [13].

Протез передпліччя застосовується при ампутації на рівні між ліктьовим і променево-зап'ястним суглобами і є одним із найбільш поширених видів протезування верхньої кінцівки. Такий протез відтворює функції відсутнього передпліччя і кисті одночасно - він забезпечує захватні рухи штучних пальців, а у більш складних конструкціях також ротацію зап'ястя [14]. Оскільки ліктьовий суглоб при цьому рівні ампутації є збереженим, користувач протезу передпліччя зберігає природну здатність згинати і розгинати руку в лікті, що суттєво розширює функціональні можливості пристрою у просторі та дозволяє виконувати більшість побутових і частину професійних завдань із прийнятним рівнем самостійності.

Протез плеча є найбільш складним і технічно досконалим видом протезування верхньої кінцівки, що застосовується при ампутації вище ліктьового суглоба або при відсутності всієї руки від плечового суглоба. На відміну від протезів кисті і передпліччя, протез плеча повинен відтворювати одночасно декілька рівнів рухів - згинання і розгинання в ліктьовому суглоб, пронацію і супінацію передпліччя, а також захватні рухи кисті, - що вимагає інтеграції кількох незалежних приводів і складної системи керування в єдину конструкцію [15]. Через значну довжину і масу такого протезу особливої важливості набувають ергономічні характеристики пристрою та надійність кріплення до кукси, оскільки

неправильний розподіл ваги або ненадійна фіксація можуть призвести до швидкого фізичного виснаження користувача і відмови від застосування протезу.

Механічні протези верхніх кінцівок функціонують на основі механічного зв'язку між рухами збережених частин тіла користувача і виконавчими елементами протезу - як правило, за допомогою тросової системи, яка приводиться в дію рухом протилежного плеча, лопатки або залишку кукси [16]. Перевагами механічних протезів є їх відносна простота конструкції, надійність, мала маса, відсутність необхідності у зарядці акумуляторів і порівняно низька вартість виготовлення та обслуговування. Проте функціональні можливості механічних протезів є суттєво обмеженими - вони, як правило, забезпечують лише один або два типи захватів без можливості тонкого регулювання зусилля стискання, а естетичні характеристики таких пристроїв залишають бажати кращого.

Біонічні протези є принципово іншим класом пристроїв, що поєднують електричні приводи, мікроконтролерне керування і систему зчитування біологічних сигналів безпосередньо від нервово-м'язового апарату користувача. В основі керування більшістю сучасних біонічних протезів лежить міоелектричний принцип - електроди, розміщені на поверхні шкіри кукси, реєструють електричні потенціали м'язів при їх скороченні і передають ці сигнали мікроконтролеру, який інтерпретує їх як команди для відповідних приводів пальців і зап'ястя. Найбільш передові біонічні протези здатні відтворювати до 10-14 незалежних рухів, забезпечують зворотний тактильний зв'язок, розпізнають об'єкти за формою і підбирають оптимальний тип захвату автоматично, що наближає їх функціональність до природної руки. Головними недоліками біонічних протезів залишаються висока вартість - від кількох тисяч до 100 000 доларів США для найбільш досконалих моделей - значна маса через наявність акумуляторів і приводів, необхідність регулярного обслуговування та підзарядки, а також складність навчання користувача ефективному керуванню пристроєм [17].



вигляді виделки, ножа, ложки та спеціального захвату для їжі забезпечують самостійне харчування, щітка для волосся та дзеркало з кріпленням - здійснення особистої гігієни, а спеціалізовані гачкоподібні та кутові насадки - виконання різноманітних хватних рухів у побуті, що в сукупності дозволяє особі з ампутацією верхньої кінцівки зберегти максимальний рівень повсякденної незалежності від сторонньої допомоги.

## 1.2 Вимоги до роботизованого протезу руки

При конструюванні роботизованого протезу руки (РПР) в першу чергу необхідно визначити, які основні рухи він повинен виконувати, оскільки в цьому полягає його основне призначення та функціональність. РПР повинен повторювати максимально можливу кількість рухів, які здатна виконувати людська рука.

Основні рухи, які повинен виконувати РПР, наведені на рисунку 1.6. Стискання пальців (щіпання) реалізується шляхом зведення кінчика великого пальця з кінчиком вказівного пальця, утворюючи точкове захоплення дрібних предметів із мінімальною контактною поверхнею. З точки зору реалізації у роботизованому протезі цей рух вимагає незалежного керування щонайменше двома пальцями з точним контролем кута їх зближення та зусилля стискання. У побутовому контексті даний хват використовується при підніманні дрібних плоских предметів із горизонтальної поверхні - наприклад, монети, таблетки або застібки блискавки [19].

Бокове стискання (щіпання) відрізняється від попереднього тим, що великий палець притискається до бічної поверхні вказівного пальця, а не до його кінчика, що забезпечує більшу площу контакту і відповідно вище зусилля утримання при відносно невеликому відкритті захвату. Для роботизованого протезу реалізація цього хвату передбачає бокове відведення великого пальця з подальшим його притисканням до бічної поверхні зігнутого вказівного пальця.

Типовим побутовим прикладом застосування бокового стискання є утримання ключа при відмиканні замку або перегортання сторінок книги.



Рисунок 1.6 – Основні рухи, які повинна виконувати РПР

Трьохточковий захват, який також відомий як щипцевий або трипальцевий хват, реалізується одночасним зведенням великого, вказівного та середнього пальців до спільної точки захоплення, що забезпечує стабільне утримання предметів циліндричної або конічної форми невеликого діаметру. З інженерної точки зору цей хват є одним із найбільш функціонально важливих для роботизованого протезу, оскільки він необхідний для виконання широкого кола

маніпуляцій із дрібними інструментами. Найбільш поширеним побутовим прикладом трьохточкового захвату є тримання ручки або олівця при письмі.

П'ятиточковий захват являє собою повне стискання долоні, при якому всі п'ять пальців одночасно охоплюють предмет і притискають його до долонної поверхні кисті, забезпечуючи максимальну силу утримання серед усіх типів захватів [20]. Для роботизованого протезу реалізація цього хвату є найбільш енергоємною операцією, оскільки вимагає одночасного керування всіма п'ятьма пальцями з координованим розподілом зусилля між ними. У повсякденному житті п'ятиточкове стискання застосовується при утриманні важких або великих предметів - наприклад, молотка, ручки сумки або поручня у громадському транспорті.

Діагональний хват характеризується розміщенням предмета по діагоналі долоні - від основи мізинця до кінчика вказівного пальця, - при якому пальці охоплюють предмет під кутом відносно поздовжньої осі кисті. Такий тип захвату забезпечує поєднання силового утримання з певним ступенем маневреності предмета у долоні, що робить його незамінним при виконанні інструментальних маніпуляцій. Роботизований протез, здатний реалізувати діагональний хват, може застосовуватись, наприклад, при утриманні столового ножа під час нарізання продуктів або при триманні зубної щітки.

Поперечний хват реалізується шляхом охоплення циліндричного предмета всіма чотирма пальцями знизу з притисканням великого пальця зверху, при якому вісь предмета розташована перпендикулярно або під прямим кутом до осі передпліччя. Даний тип захвату забезпечує надійне силове утримання предметів циліндричної форми середнього і великого діаметру і є одним із базових хватів, що мають бути реалізовані у функціональному роботизованому протезі. Типовим прикладом поперечного хвату у побуті є утримання склянки, кружки або рукоятки сковороди при приготуванні їжі.

Сферичний хват передбачає розкриття долоні у формі, що повторює контури кулі або предмета округлої форми, при якому всі пальці рівномірно

охоплюють поверхню об'єкта по дузі, а великий палець протиставляється іншим чотирьом. Цей тип захвату є найбільш складним з точки зору кінематики роботизованого протезу, оскільки вимагає узгодженого керування кутом згинання кожного пальця із збереженням загальної форми долоні. Прикладом використання сферичного хвату у повсякденному житті є утримання яблука, апельсина, м'яча або будь-якого іншого предмета округлої форми.

Хват при відкритій долоні являє собою специфічний тип захвату, при якому предмет утримується на горизонтально розкритій долонній поверхні без активного стискання пальців - фактично долоня виконує функцію підтримуючої платформи. Для роботизованого протезу реалізація цього положення кисті є відносно простою з точки зору керування, однак вимагає точного утримання заданого кута нахилу зап'ястя для запобігання сповзанню предмета. У побуті хват при відкритій долоні використовується при перенесенні плоских або крихких предметів - наприклад, піднесення філіжанки на блюдці, утримання планшету або піднесення страви на долоні.

Розглянуті рухи людина виконує в різній пропорції по відношенню до інших рухів, тобто в таких рухах різний пріоритет. Результати досліджень щодо частоти використання тих чи інших рухів наведено у таблиці 1.1 [21].

Таблиця 1.1 – Пріоритетність рухів людської кисті

Вид хвату	Частота використання, %	Вид стискання	Частота використання, %
Діагональний	15	Щіпання	20
Поперечний	14	Бокове стискання	20
Сферичний	4	Трьохточковий	10
При відкритій долоні	2	П'ятиточковий	15

Важливим обмеженням, яке необхідно враховувати при розробці конструкторської РПР, є його вага. З однієї сторони вага не повинна бути занадто великою для зручності використання РПР людиною, з другої сторони, його вага не повинна бути мінімальною та створювати ефект наявності в людини верхньої кінцівки.

Середня вага людської руки становить 400 г, в той час як передпліччя важить близько 1100 г [22]. Тобто, прототип РПР повинен в ідеалі мати меншу вагу, за середню вагу людини, оскільки вага протезу буде підтримуватись людськими м'якими тканинами, на відміну від «живої» руки, яка тримається кістками.

Розмір руки в людини в першу чергу визначається генетикою. Середня ширина руки становить 8,68 см. Крім того, слід враховувати, що РПР з точки зору обладнання повинен бути таким, щоб при необхідності можна було зменшити розмір лише самого протезу руки без зміщення або змінення модулів електроніки. Таким чином одна й та ж сама електроніка може використовуватись в подальшому для розробки дитячих протезів, в яких буде змінюватись лише розмір самого протезу, а не його керуючого обладнання.

Наступним фактором, який повинен враховуватись при розробці конструкторської РПР, є призначення руки. Тобто чи ця рука є домінантною, чи додатковою. Наприклад, для правші домінантною є права рука, а додатковою – ліва. Призначення руки буде впливати на те, яку необхідно передбачити силу хвату при виконанні рухів за допомогою РПР.

Після аналізу було виокремлено ідеальні значення сили хвату для домінантної та додаткової руки із врахуванням статті, які наведені в таблиці 1.2.

Виготовлення самої конструкторської протезу руки передбачається за допомогою технологій 3D-друку [23]. В зв'язку з цим, необхідно розглянути властивості матеріалів, які теоретично можуть використовуватись для виготовлення РПР. Порівняльна таблиця властивостей пластиків, які використовуються в 3D-друці, наведена у таблиці 1.3 [24].

Таблиця 1.2 – Середньостатистична сила хвату додаткової та домінантної руки

Рука	Сила додаткової руки, кгс		Сила домінантної руки, кгс	
	Жіноча	Чоловіча	Жіноча	Чоловіча
Ліва	27	41	26	42
Права	26	42	29	46

Таблиця 1.3 – Властивості матеріалів для 3D-друку [24]

Матеріал	Індекс текучості, °C	Межа міцності на згин, МПа	Межа міцності на розрив, МПа
PETG	230	55,3	40,18
ABS	220	46,3	30,46
PLA	190	56,8	47,95

Хоча 3D-друк вважається екологічно чистим методом виробництва завдяки високій точності та мінімальній кількості відходів, вибір матеріалу впливає на екосистему та здоров'я людини. На рисунку 1.7 порівняно вплив трьох матеріалів на зміну клімату.

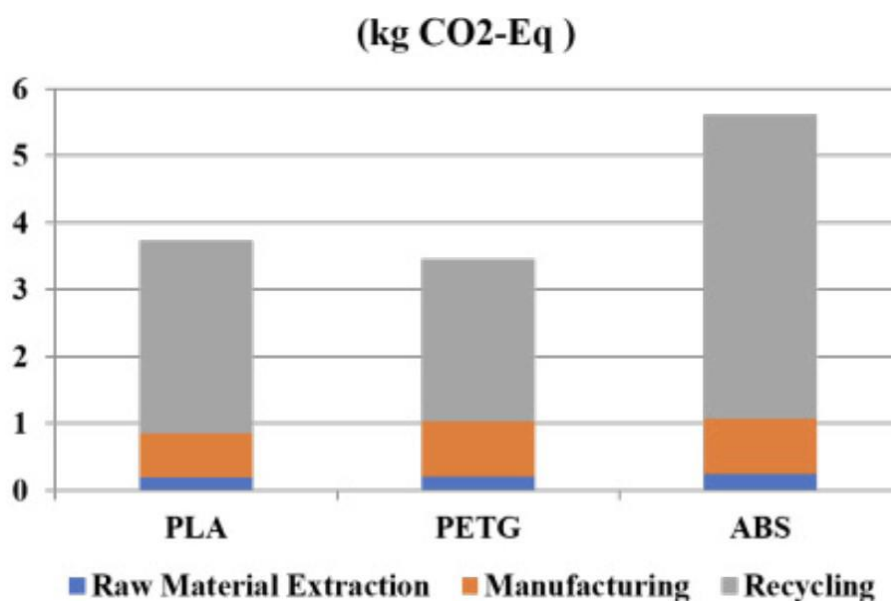


Рисунок 1.7 – Коефіцієнт забруднення матеріалами для 3D-друку

Як бачимо, ABS має найбільший вплив, а PLA та PETG мають порівняно схожий вплив. Завдяки високій міцності на розрив PLA можна використовувати для більшості застосувань без впливу тепла або хімікатів. Таким чином, для RHP PLA є гарною альтернативою недорогим і легкодоступним матеріалам. Такі властивості є перевагою з точки зору можливості ремонту та доступності протеза для широкого кола споживачів.

Завдяки високій міцності на розрив PLA можна використовувати в більшості випадків, за винятком впливу високих температур або хімічних речовин. Таким чином, для RPP PLA є чудовою альтернативою недорогим і легкодоступним матеріалам. Ці властивості забезпечують кращі можливості для ремонту та роблять протез доступним для широкого кола споживачів.

Завдяки використанню гнучких матеріалів можна досягти більшої гнучкості руки. Як правило, під час 3D-друку для виготовлення деталей із більшим діапазоном руху використовують гнучкі нитки. Альтернативним варіантом є 3D-друк ливарних форм та їх заповнення гнучким матеріалом, наприклад силіконом.

Вибір матеріалу залежить від бажаних властивостей матеріалу. Механічні характеристики людського пальця мають вирішальне значення для маніпулювання предметами. Однією з найважливіших властивостей є нелінійна м'якість, що означає, що штучний палець, виготовлений з твердого пластику, надає протезу неприродного відчуття.

Робота RPP полягає у задаванні положення приводному механізму. У випадку RPP кінцеве положення визначається трьома суглобами та фалангами (розділеними кутами  $\theta_1$ ,  $\theta_2$  та  $\theta_3$ ). Знання кінцевого положення має велике значення для оптимізації точності роботи робота. У плоскій кінематиці послідовних ланцюгів кінцеве положення описується за формулами:

$$x = L_3(\cos(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) + L_2(\cos(\theta_1 + \theta_2)) + L_1(\cos \theta_1), \quad (1.1)$$

$$y = L_3(\sin(\theta_1 + \theta_2 + \theta_3)) + L_2(\sin(\theta_1 + \theta_2)) + L_1(\sin \theta_1), \quad (1.2)$$

де  $L_1, L_2, L_3$  – це довжини відповідних ланок РПР, м.

Якщо кути мають регулюватися незалежно один від одного, кожен палець має три ступені свободи (DOF). Використання одного сервомотора обмежує ці можливості та вимагає коригування моменту інерції для кожного суглоба, щоб досягти належного відтворення анатомії людського пальця. Розрахунок кінцевого положення на основі зміщення фаланг називається прямою кінематикою. Для цього необхідні ручні вимірювання та точне регулювання характеристик кожного суглоба.

### 1.3 Методологія проведення дослідження

Розробку РПР можна розділити на ряд етапів, які показані на рисунку 1.8.

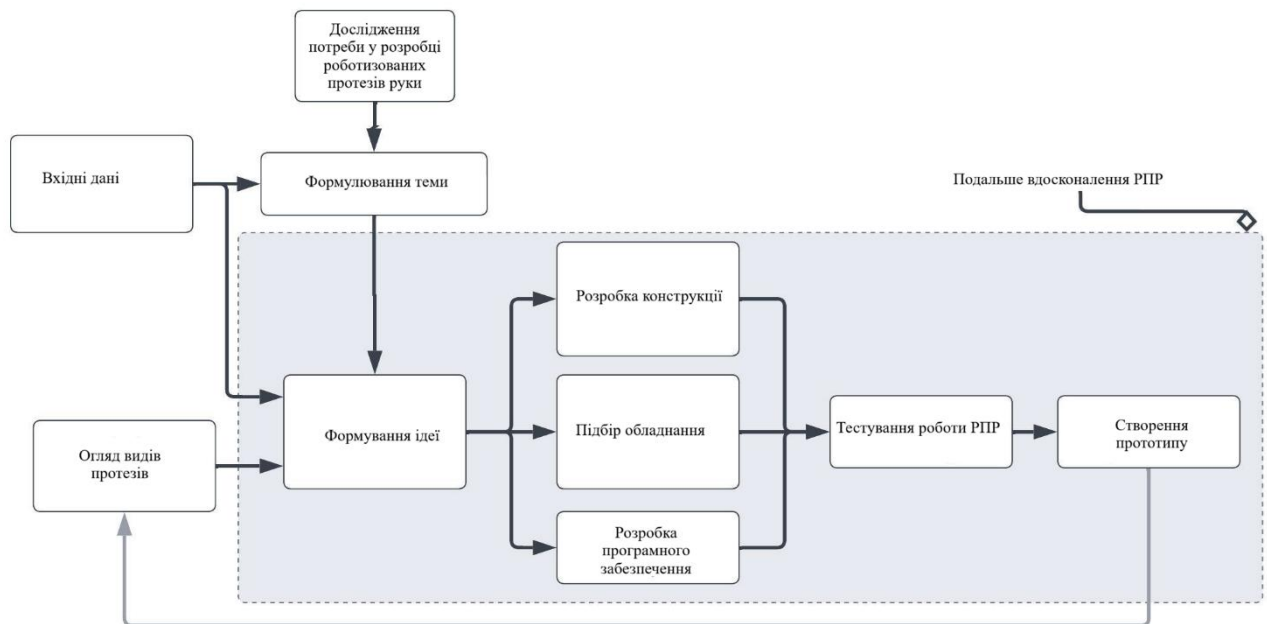


Рисунок 1.8 – Етапи дослідження та розробки роботизованого протезу руки

Відправною точкою всього дослідження є встановлення актуальної суспільної потреби у розроблюваному пристрої. У контексті даної роботи ця потреба визначається як запит на доступний функціональний роботизований протез верхньої кінцівки, що виник внаслідок різкого зростання кількості

ампутацій серед військовослужбовців і цивільного населення України в умовах повномасштабного збройного конфлікту, а також наявності значної кількості осіб із вродженими вадами розвитку верхніх кінцівок. На цьому етапі аналізуються статистичні дані щодо кількості осіб, які потребують протезування, оцінюється доступність існуючих комерційних рішень та їх відповідність фінансовим можливостям потенційних користувачів. Результатом етапу є чітке формулювання проблеми, розв'язання якої є метою даної кваліфікаційної роботи.

На даному етапі застосовуються такі методи дослідження: метод аналізу статистичних даних - для кількісної оцінки масштабу проблеми на підставі офіційних даних Міністерства соціальної політики України та міжнародних організацій; метод порівняльного аналізу - для зіставлення вартості та функціональності існуючих комерційних протезів із потребами цільової аудиторії; метод систематичного огляду літератури - для вивчення наявного наукового і технічного доробку у сфері доступного роботизованого протезування.

Паралельно з дослідженням потреби здійснюється огляд існуючих видів протезів верхніх кінцівок, який є одним із двох незалежних інформаційних потоків, що живлять наступний етап формулювання теми. Вхідні дані - накопичені теоретичні знання у сфері мікроелектроніки, мікроконтролерного програмування, тривимірного друку та біомеханіки верхньої кінцівки - є другим інформаційним потоком, що надходить до блоку формулювання теми. На етапі огляду видів протезів вивчаються конструктивні особливості механічних, міоелектричних і роботизованих протезів кисті, передпліччя і плеча, аналізуються їх функціональні можливості, переваги і недоліки, а також розглядаються відкриті проекти (open-source) роботизованих протезів як потенційна основа для розробки власного рішення. Результатом цих двох паралельних потоків є формулювання конкретної теми кваліфікаційної роботи.

На даному етапі використовуються такі методи: метод систематичного огляду та критичного аналізу науково-технічної літератури - для формування теоретичної бази дослідження; метод порівняльного аналізу існуючих технічних

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		26

рішень - для виявлення їх переваг, недоліків і невирішених проблем; метод узагальнення та класифікації - для систематизації отриманих відомостей і виявлення закономірностей у підходах до проектування роботизованих протезів різних типів та рівнів ампутації.

На підставі сформульованої теми і результатів огляду видів протезів відбувається формування конкретної ідеї продукту - визначаються технічні вимоги до розроблюваного роботизованого протезу руки, встановлюються його функціональні характеристики, обмеження і критерії успішності. Зокрема, на цьому етапі визначається рівень ампутації, для якого проектується протез, кількість і типи захватів які має виконувати пристрій, тип керування, матеріали виготовлення, а також масогабаритні та вартісні обмеження. Формулювання чітких і вимірюваних вимог до продукту є критично важливим кроком, оскільки саме ці вимоги слугуватимуть критеріями оцінки результатів на завершальному етапі тестування. На цьому ж етапі визначаються межі дослідження - зокрема, що керування на основі електроміографічних сигналів виходить за межі даної роботи і є напрямком подальших досліджень.

Методи, що застосовуються на даному етапі: метод декомпозиції - для розбиття загальної задачі проектування на окремі підзадачі, що вирішуються паралельно у трьох гілках розробки; метод функціонального моделювання - для визначення вхідних і вихідних параметрів системи та зв'язків між її підсистемами; метод морфологічного аналізу - для систематичного перебору альтернативних технічних рішень за кожним із параметрів продукту і вибору оптимальної їх комбінації.

Перша з трьох паралельних гілок розробки присвячена проектуванню механічної частини роботизованого протезу руки. На цьому етапі здійснюється вибір або адаптація готових конструктивних файлів із відкритим кодом для тривимірного друку, визначаються матеріали виготовлення деталей, розраховуються геометричні параметри кінематичних ланцюгів пальців, вибирається механізм передачі зусилля від сервоприводів до пальців - тросова

передача, важільний механізм або безпосереднє зчленування, - а також проектуються вузли кріплення протезу до кукси. Результатом етапу є повний комплект тривимірних моделей деталей, готових до друку, та складальне креслення конструкції РПР.

На даному етапі застосовуються такі методи: метод комп'ютерного тривимірного моделювання у середовищі CAD-систем - для розробки та візуалізації конструктивних рішень; метод кінематичного аналізу механізмів - для перевірки правильності рухів ланок при відтворенні заданих типів захватів; метод прототипування засобами адитивного виробництва - для швидкого матеріального втілення розроблених конструктивних рішень з метою їх подальшого фізичного випробування.

Паралельно з розробкою конструкції здійснюється підбір та обґрунтування елементної бази електронної підсистеми протезу. На цьому етапі виконується вибір мікроконтролера, сервоприводів для кожного пальця, джерела живлення, датчиків та інших електронних компонентів із порівняльним аналізом альтернативних варіантів за технічними характеристиками і вартістю. Розробляється принципова електрична схема підключення всіх компонентів системи із зазначенням типів сигналів, рівнів напруг і значень струмів у кожній гілці схеми. Визначається розміщення електронних компонентів у корпусі протезу з урахуванням вимог до масогабаритних характеристик і зручності технічного обслуговування, а також здійснюється вибір акумуляторної батареї з достатньою ємністю для забезпечення прийнятної часу автономної роботи пристрою.

На даному етапі використовуються: метод порівняльного аналізу технічних характеристик - для обґрунтованого вибору оптимальних компонентів серед наявних альтернатив; метод схемотехнічного проектування - для розробки електричної схеми підключення та верифікації сумісності компонентів; метод розрахунку електричних параметрів - для визначення споживаної потужності, підбору захисних елементів і розрахунку часу автономної роботи від акумулятора.

Третя паралельна гілка розробки присвячена написанню програмного забезпечення для мікроконтролера РПР, яке реалізує логіку керування рухами пальців протезу. На цьому етапі розробляється алгоритм керування, що визначає послідовність активації сервоприводів при виконанні кожного із заданих типів захватів, а також реалізується відповідний програмний код. Програмне забезпечення забезпечує зчитування керуючих сигналів від органів управління протезом, їх інтерпретацію відповідно до закладеного алгоритму і формування відповідних команд для кожного сервоприводу із заданими кутами повороту та швидкістю руху. Реалізуються також допоміжні функції - калібрування початкових положень сервоприводів, захист від механічних перевантажень та обробка аварійних ситуацій у процесі роботи пристрою.

На даному етапі застосовуються: метод алгоритмізації - для розробки структурованого алгоритму керування із графічним поданням у вигляді блок-схеми; метод структурного програмування - для написання модульного і легко розширюваного програмного коду; метод покрокового налагодження програми - для послідовної перевірки коректності роботи кожного програмного модуля із використанням монітора послідовного порту мікроконтролера.

Після завершення всіх трьох паралельних гілок розробки здійснюється збірка прототипу і його комплексне тестування. На цьому етапі перевіряється відповідність реалізованого пристрою технічним вимогам, сформульованим на етапі формування ідеї продукту - оцінюється кількість і якість виконуваних типів захватів, вимірюється сила захвату для кожного режиму роботи, перевіряється точність позиціонування пальців, надійність кріплення конструкції та зручність практичного використання. Результати тестування порівнюються із заданими вимогами, виявляються відхилення і формулюються конкретні рекомендації щодо усунення виявлених недоліків для подальшого вдосконалення РПР.

На даному етапі використовуються: метод фізичного експерименту - для практичного вимірювання силових і кінематичних характеристик прототипу; метод порівняльного аналізу - для зіставлення отриманих результатів із вимогами

технічного завдання; метод статистичної обробки результатів вимірювань - для усереднення показників і оцінки відтворюваності результатів при багаторазовому повторенні випробувань.

Завершальним результатом дослідження є створений прототип роботизованого протезу руки, який підтверджує практичну здійсненність запропонованого технічного рішення і відповідає встановленим вимогам за результатами тестування. Зворотний зв'язок від блоку створення прототипу до блоку огляду видів протезів відображає внесок даної роботи у загальний масив знань у галузі роботизованого протезування - отримані практичні результати поповнюють теоретичну базу і можуть слугувати основою для наступних ітерацій розробки в рамках подальших досліджень. Блок «Подальше вдосконалення РПР» позначає перспективні напрямки розвитку розробки за межами даної кваліфікаційної роботи - зокрема інтеграцію міоелектричного керування, реалізацію тактильного зворотного зв'язку, підвищення водозахисту конструкції та розробку повнорозмірного протезу передпліччя на основі отриманого досвіду.

#### 1.4 Висновки до першого розділу

У першому розділі виконано комплексний аналіз предметної області, пов'язаної з розробленням роботизованого протезу руки, та обґрунтовано актуальність виконання дослідження. Показано, що потреба у сучасних роботизованих протезах верхніх кінцівок суттєво зростає внаслідок збільшення кількості випадків ампутацій в Україні, зокрема через воєнні дії, які тривають з 2022 року. Водночас визначено, що проблема втрати верхніх кінцівок не обмежується лише бойовими травмами, оскільки ампутація також може бути наслідком тяжких захворювань, судинних патологій, цукрового діабету, онкологічних процесів, інфекційних уражень або виробничих травм. Це підтверджує широку практичну значущість розроблення роботизованих протезів та можливість їх використання для різних категорій користувачів. Проведено

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
						30
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		

аналіз існуючих типів протезів верхніх кінцівок, розглянуто їх конструктивні особливості, принципи функціонування, переваги та недоліки. Порівняння механічних, тягових, міоелектричних та роботизованих рішень дозволило визначити перспективні напрями вдосконалення конструкції та сформувавши перелік технічних характеристик, яким повинен відповідати розроблюваний роботизований протез руки.

Окрему увагу приділено аналізу наукових публікацій і сучасних технологічних рішень у сфері роботизованого протезування, що дозволило визначити основні тенденції розвитку цієї галузі, виявити наявні технічні обмеження та сформувавши перелік задач, які необхідно вирішити під час розроблення власної конструкції. Виконаний аналіз підтверджує доцільність застосування сучасних методів комп'ютерного проєктування, адитивних технологій виготовлення деталей та мікропроцесорних систем керування для створення доступного, функціонального та економічно обґрунтованого роботизованого протезу.

За результатами першого розділу сформовано методологію проведення дослідження, яка включає шість взаємопов'язаних етапів - від аналізу предметної області та визначення технічних вимог до створення конструкції, математичного моделювання, виготовлення дослідного зразка, експериментальної перевірки його характеристик та оцінювання ефективності запропонованих технічних рішень. Такий послідовний підхід забезпечує системність виконання роботи, дозволяє обґрунтовано приймати конструкторські рішення на кожному етапі розроблення та створює необхідне підґрунтя для виконання наступних розділів кваліфікаційної роботи, присвячених проєктуванню, моделюванню та експериментальному дослідженню роботизованого протезу руки.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		31

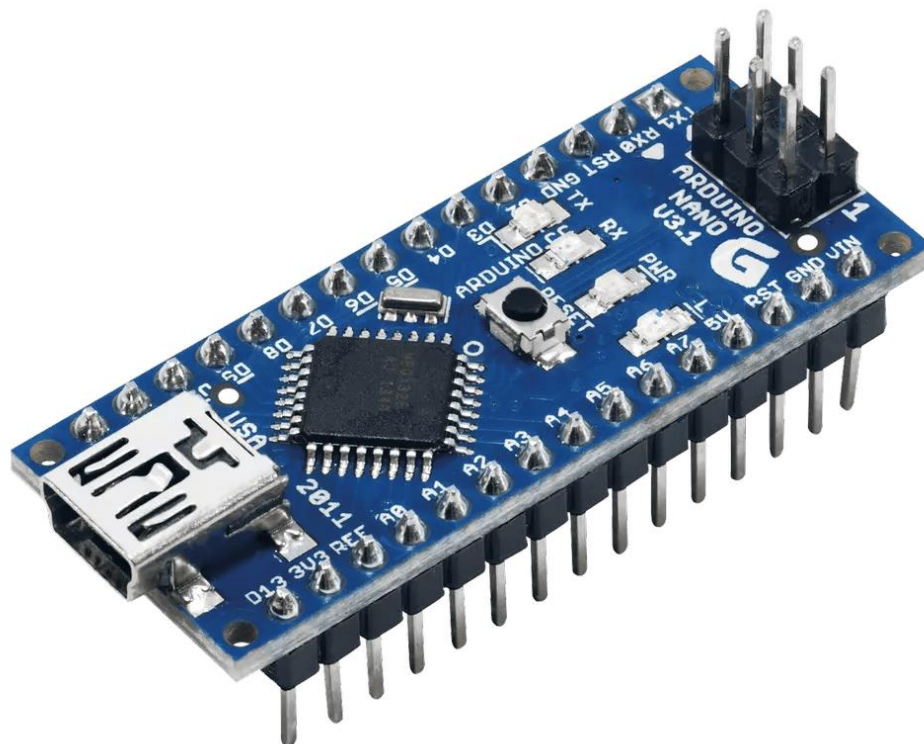
## 2 ПІДБІР ОБЛАДНАННЯ ДЛЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ

### 2.1 Мікроконтролер

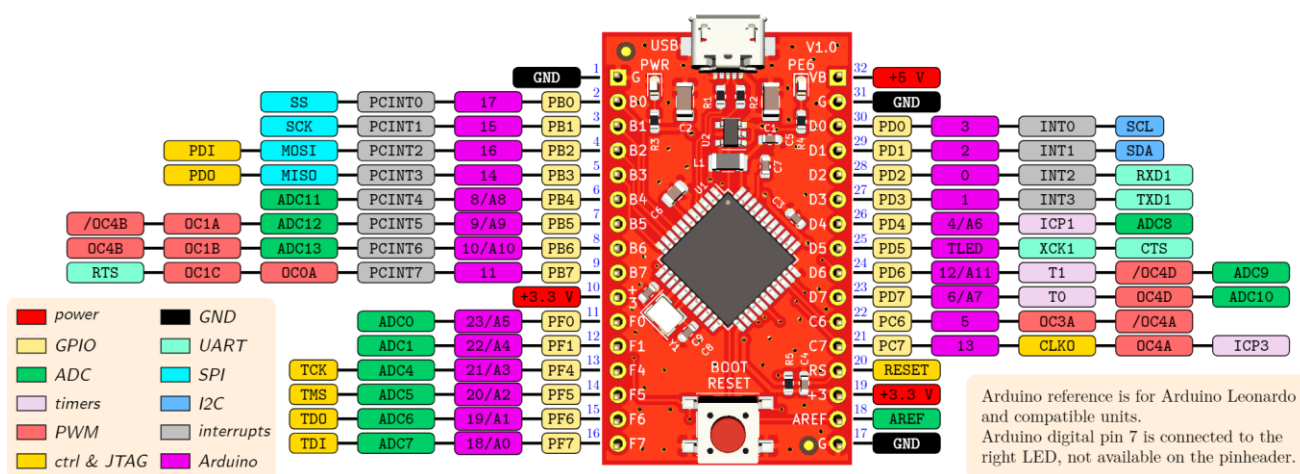
Апаратне забезпечення Arduino – це плата з програмованим мікроконтролером, яка використовується в різних електронних проектах (рис. 2.1). Як однокристальний комп'ютер, мікроконтролер виконує функції центрального процесора на платі. Мікроконтролер має дві пам'яті: SRAM (статична оперативна пам'ять) та флеш-пам'ять [25]. Після відключення живлення пам'ять SRAM скидається.

Флеш-пам'ять зберігає вміст і в основному використовується для зберігання програм. Arduino забезпечує живлення та зв'язок із зовнішніми комп'ютерами через USB-порт. Дані перетворюються за допомогою мікросхеми USB-последовник, що дає змогу програмувати плату. Зв'язок між взаємопов'язаними електричними компонентами забезпечується електронними сигналами. На платі Arduino доступні як цифрові, так і аналогові виводи для підключення датчиків та виконавчих механізмів. Цифрові виводи використовують цифрову логіку і застосовуються як вхідні, так і вихідні, тоді як аналогові виводи зчитують лише аналогові значення; окремі виводи додатково підтримують широтно-імпульсну модуляцію. Зовнішні компоненти також можуть живитися через виводи Arduino 5 В та 3,3 В [26].

Мікроконтролер у роботизованому протезі руки виконує роль центрального керуючого вузла, який об'єднує всі підсистеми пристрою в єдиний злагоджено функціонуючий комплекс. Першочерговою функцією мікроконтролера є зчитування та інтерпретація вхідних керуючих сигналів [27] від органів управління протезом - кнопок, потенціометрів, сенсорних давачів або інших пристроїв введення команд користувача. На підставі отриманих сигналів мікроконтролер виконує обчислення відповідно до закладеного алгоритму керування і визначає, який тип захвату має бути реалізований у конкретний момент часу.



а)



б)

Рисунок 2.1 – Мікроконтролер Arduino Nano

а – зовнішній вигляд; б – схема виходів

Після цього він формує керуючі сигнали у форматі широтно-імпульсної модуляції для кожного із сервоприводів пальців окремо, задаючи їм цільові кути

повороту та швидкість досягнення цих кутів. Окрім керування рухами пальців, мікроконтролер також здійснює моніторинг рівня заряду акумуляторної батареї та може сигналізувати користувачу про необхідність підзарядки пристрою через відповідні індикатори.

Не менш важливою функцією мікроконтролера є забезпечення безпечної роботи протезу шляхом реалізації програмних захистів від аварійних ситуацій. Зокрема, мікроконтролер контролює граничні кути повороту кожного сервоприводу і запобігає їх перевищенню, що унеможлиблює механічне пошкодження кінематичних ланцюгів пальців при некоректних командах керування. У разі виявлення перевантаження - наприклад, при спробі захопити предмет, маса якого перевищує допустиме зусилля сервоприводів, - мікроконтролер може автоматично зупинити рух пальців або відкривати захват для запобігання виходу приводів з ладу.

Крім того, мікроконтролер виконує функцію калібрування системи при кожному ввімкненні пристрою - переводить усі сервоприводи у вихідні положення і перевіряє коректність їх відгуку на тестові команди, що є обов'язковою передумовою для надійної і передбачуваної роботи протезу протягом усього наступного сеансу використання.

Для РПР було обрано мікроконтролер моделі Arduino Nano (рис. 2.1), а його технічні характеристики наведені у таблиці 2.1.

Arduino Nano є одним із найкомпактніших представників родини Arduino і вирізняється серед інших моделей насамперед своїми мініатюрними габаритами - розміри плати становлять лише 45×18 мм, що робить її значно меншою за Arduino Uno (68×53 мм) і тим більше за Arduino Mega 2560 (101×53 мм). Незважаючи на суттєво менший розмір, Arduino Nano побудований на тому самому мікроконтролері ATmega328P, що і Arduino Uno, і має ідентичні обчислювальні характеристики - тактову частоту 16 МГц, 32 кБайт флеш-пам'яті для програм, 2 кБайт оперативної пам'яті SRAM та 1 кБайт енергонезалежної пам'яті EEPROM.

Таблиця 2.1 – Технічні характеристики мікроконтролера Arduino Nano

Характеристика	Значення
Кількість аналогових входів, шт.	8
Частота, МГц	16
Сила струму на входах, мА	40
Тип корпусу	TQFP-32
Кількість цифрових ходів / виходів, шт.	14
Кількість входів/виходів, які можуть використовуватись як ШІМ, шт.	6
Робоча напруга, В	5
Пам'ять, кБ	
EEPROM	1
SRAM	2
флеш	32
Рекомендована вхідна напруга, В	7 - 12

Набір виводів Arduino Nano включає 14 цифрових пінів (з яких 6 підтримують широтно-імпульсну модуляцію) та 8 аналогових входів - на два аналогових входи більше, ніж у Arduino Uno, - що є перевагою при підключенні кількох аналогових датчиків одночасно без застосування мультиплексорів. Підключення до комп'ютера для завантаження програм здійснюється через роз'єм Mini-USB (у старіших версіях) або Micro-USB (у новіших), що є компактнішим рішенням порівняно з роз'ємом USB типу B на Arduino Uno [28].

Принциповою відмінністю Arduino Nano від більш потужних моделей - зокрема Arduino Mega 2560 - є значно менша кількість виводів і обмеженіший обсяг пам'яті, що робить його непридатним для проектів із великою кількістю одночасно підключених компонентів або складними алгоритмами, що потребують значного обсягу оперативної пам'яті. Натомість порівняно з Arduino

Uno головною і фактично єдиною перевагою Nano є саме компактність - функціонально ці дві плати є практично ідентичними, що дозволяє переносити програмний код між ними без жодних змін. У контексті застосування у роботизованому протезі руки Arduino Nano є особливо привабливим вибором саме завдяки мінімальним габаритам, оскільки простір усередині корпусу протезу є вкрай обмеженим і розміщення повнорозмірної плати типу Uno або тим більше Mega є конструктивно ускладненим або взагалі неможливим без суттєвого збільшення розмірів пристрою [29].

Широтно-імпульсна модуляція (ШІМ) являє собою спосіб керування електричними пристроями шляхом формування періодичного прямокутного сигналу із змінною шпаруватістю - тобто змінним співвідношенням між тривалістю активного імпульсу і загальним періодом сигналу. Ключовим параметром широтно-імпульсної модуляції є робочий цикл, який виражається у відсотках і показує, яку частку від загального періоду сигнал перебуває у стані логічної одиниці - наприклад, робочий цикл 25% означає, що сигнал активний лише чверть часу кожного періоду, тоді як робочий цикл 75% відповідає переважно активному сигналу [30]. Принциповою перевагою широтно-імпульсної модуляції є те, що цифровий вихід мікроконтролера, який фізично може перебувати лише у двох станах - увімкнено або вимкнено, - завдяки швидкому перемиканню між цими станами із заданою частотою здатен імітувати аналоговий вихідний сигнал із будь-яким проміжним значенням між нулем і максимальною напругою, що відкриває можливість плавного регулювання різних фізичних величин без застосування дорогих і складних аналогових схем.

В автоматизованих системах широтно-імпульсна модуляція є одним із найбільш поширених і універсальних методів керування виконавчими пристроями, оскільки дозволяє реалізувати плавне і точне регулювання вихідної потужності у широкому діапазоні значень засобами виключно цифрової схемотехніки [31]. Типовими застосуваннями широтно-імпульсної модуляції в автоматизованих системах є регулювання швидкості обертання електродвигунів

постійного струму шляхом зміни середньої напруги живлення обмотки, керування яскравістю освітлення у системах промислового освітлення, регулювання температури нагрівальних елементів у термостатичних установках, а також керування частотними перетворювачами для асинхронних електродвигунів. Висока енергетична ефективність широтно-імпульсної модуляції - транзисторні ключі, що реалізують цей метод, перебувають або у повністю відкритому, або у повністю закритому стані, витрачаючи мінімум потужності на власне перемикання, - робить її особливо привабливою для систем із живленням від акумуляторів або із суворими вимогами до енергоефективності.

У робототехнічних системах широтно-імпульсна модуляція є стандартним протоколом керування сервоприводами - найбільш поширеним типом виконавчих механізмів у роботах, маніпуляторах і протезах. Для сервоприводів стандарту RC (який використовується у переважній більшості аматорських і напівпромислових робототехнічних проектів) кут повороту вихідного валу визначається не робочим циклом сигналу, а тривалістю імпульсу в межах фіксованого періоду 20 мс - імпульс тривалістю 1 мс відповідає повороту на 0 градусів, 1,5 мс - на 90 градусів (центральне положення), а 2 мс - на 180 градусів. Завдяки вбудованій системі зворотного зв'язку сервопривід самостійно відпрацьовує задане положення і утримує його при зовнішньому навантаженні, тому мікроконтролеру достатньо лише задати цільовий кут одним імпульсом і не контролювати поточне положення безперервно, що суттєво спрощує алгоритм керування багатоланковим роботизованим маніпулятором із великою кількістю ступенів свободи [32].

У роботизованому протезі руки широтно-імпульсна модуляція є основним засобом керування кутовим положенням кожного із сервоприводів, що відповідають за згинання і розгинання пальців при виконанні різних типів захватів. Мікроконтролер Arduino Nano формує окремий широтно-імпульсний сигнал для кожного сервоприводу, задаючи кут повороту його вихідного валу відповідно до обраного типу захвату - наприклад, для реалізації трьохточкового захвату мікроконтролер одночасно подає на великий, вказівний і середній пальці

імпульси, що відповідають певному куту згинання, тоді як безіменний палець і мізинець отримують команду на часткове або повне розгинання. Точність керування кутом повороту за допомогою широтно-імпульсної модуляції є достатньою для відтворення природних рухів пальців із кроком близько одного градуса, що забезпечує плавність виконання хватних рухів і дозволяє користувачу протезу інтуїтивно регулювати зусилля стискання при утриманні предметів різної форми та крихкості.

## 2.2 Сервоприводи

Сервопривід (рис. 2.2) являє собою електромеханічний пристрій, який забезпечує точне керування кутовим або лінійним переміщенням вихідного валу на підставі керуючого сигналу від зовнішньої системи управління із обов'язковим застосуванням зворотного зв'язку за положенням. На відміну від звичайного електродвигуна, який просто обертається при подачі напруги без контролю результату, сервопривід містить вбудовану систему зворотного зв'язку - як правило, потенціометр або енкодер, - що дозволяє йому безперервно відстежувати поточне положення вихідного валу і автоматично коригувати рух для досягнення заданої позиції з мінімальною похибкою [33]. Конструктивно сервопривід поєднує в єдиному корпусі електродвигун постійного струму або безколекторний двигун, редуктор для збільшення крутного моменту і зниження швидкості обертання до робочих значень, а також електронну плату керування, що обробляє вхідний сигнал широтно-імпульсної модуляції і замикає контур регулювання положення.

Сучасна номенклатура сервоприводів є досить різноманітною і охоплює пристрої, що суттєво відрізняються за конструкцією, діапазоном кутів повороту, крутним моментом та сферою застосування. За діапазоном обертання розрізняють стандартні позиційні сервоприводи з обмеженим кутом повороту - як правило, від 90 до 270 градусів, - та сервоприводи безперервного обертання, які можуть

обертатись у будь-якому напрямку без обмеження кута. За матеріалом редуктора виділяють сервоприводи з пластиковим редуктором - легші і дешевші, але менш довговічні при значних навантаженнях, - та сервоприводи з металевим редуктором, що характеризуються вищою міцністю і здатністю витримувати більший крутний момент [34]. За типом керуючого інтерфейсу розрізняють аналогові сервоприводи, що керуються стандартним широтно-імпульсним сигналом, та цифрові сервоприводи із вбудованим мікропроцесором, який забезпечує вищу точність позиціонування, швидший відгук на зміну команди і можливість програмного налаштування параметрів роботи через цифровий інтерфейс зв'язку.

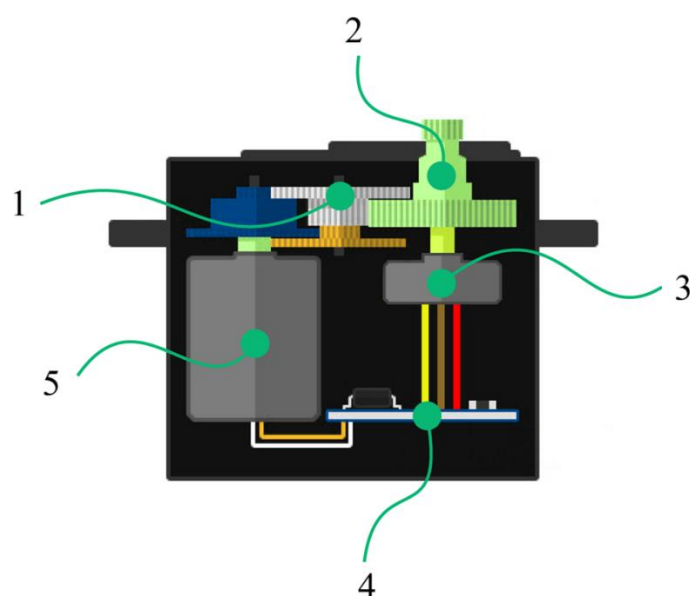


Рисунок 2.2 – Умовна схема сервоприводу

(1 – редуктор; 2 – вихідний вал; 3 – датчик зворотного зв'язку; 4 – схема керування; 5 – редуктор)

В автоматизованих системах і робототехніці сервоприводи виконують роль точних виконавчих механізмів, що перетворюють електричний керуючий сигнал від мікроконтролера або промислового контролера на точний механічний рух із заданими характеристиками положення, швидкості та крутного моменту. У промисловій автоматизації сервоприводи застосовуються у верстатах із числовим

програмним керуванням для точного переміщення інструменту, у конвеєрних системах для дозованої подачі матеріалів, у пакувальному обладнанні для виконання повторюваних захватних операцій [35].

У робототехніці сервоприводи є основними виконавчими елементами маніпуляторів і антропоморфних роботів - кожен ступінь свободи кінцівки робота, як правило, приводиться в дію окремим сервоприводом, що дозволяє незалежно керувати кожним суглобом і реалізовувати складні просторові траєкторії руху. Ключовою перевагою сервоприводів у порівнянні з іншими типами приводів є поєднання точності позиціонування, достатнього крутного моменту і відносної простоти керування через стандартний широтно-імпульсний сигнал, що робить їх універсальним рішенням для широкого класу робототехнічних задач [36].

У конструкції роботизованого протезу руки сервоприводи є безпосередніми виконавчими механізмами, що забезпечують рухи пальців при виконанні різних типів захватів відповідно до команд мікроконтролера. Кожен палець протезу приводиться в рух окремим сервоприводом, вихідний вал якого через тросову передачу або важільний механізм передає зусилля на фаланги пальця, забезпечуючи їх згинання і розгинання у заданому діапазоні кутів.

Вибір конкретної моделі сервоприводу для РПР визначається кількома критеріями - насамперед крутним моментом, достатнім для виконання захватних рухів із зусиллям, необхідним для утримання побутових предметів, а також габаритами і масою, що є критично важливими параметрами з огляду на обмежений внутрішній простір корпусу протезу і необхідність мінімізації загальної маси пристрою для зручності тривалого носіння. Стабільність утримання заданого кута повороту при зовнішньому навантаженні - тобто здатність сервоприводу протистояти силі, яку прикладає захоплений предмет до пальців протезу, - є ще однією принциповою вимогою, що визначає придатність конкретної моделі сервоприводу для застосування у РПР.

Кут положення якоря, встановленого на сервоприводі, змінюється в залежності від ширини імпульсу (рис. 2.3).

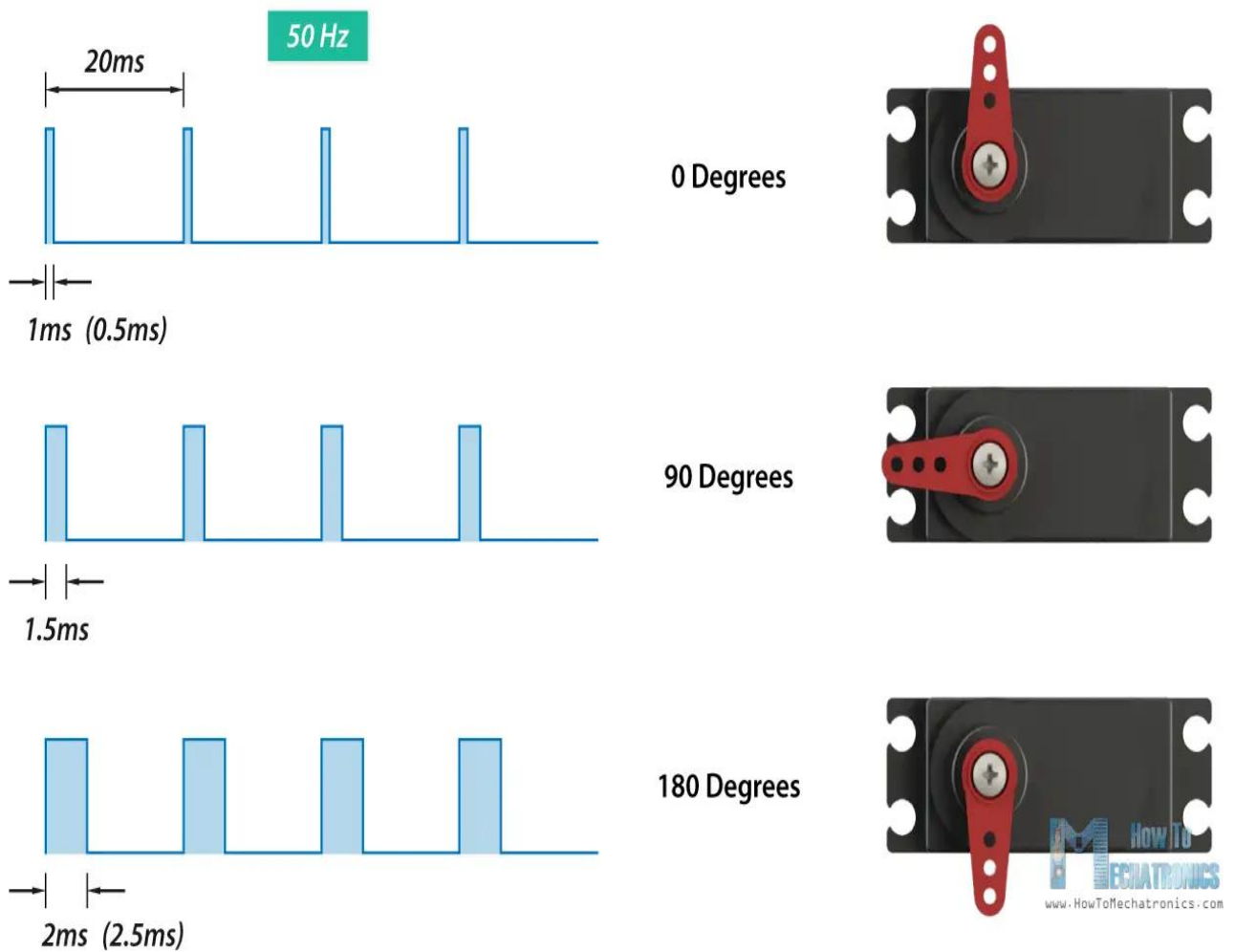


Рисунок 2.3 – Напрямок руху якоря сервоприводу при різних ширині імпульсу

Оскільки РПР призначена для виконання точних рухів, таких як наприклад, тримання кулькової ручки, то більш оптимальним варіантом буде позиційний сервопривід. Крім того, сервопривід повинен бути легким, щоб не збільшувати значною мірою вагу конструкції РПР.

З огляду на це було обрано сервоприводи моделі TowerPro MG996R (рис. 2.4), технічні характеристики якого наведені у таблиці 2.2 [37]. Ця модель сервоприводів набула широкого поширення в автоматизованих системах керування та використовується для повороту деталей різноманітних механізмів та їх конструктивних складових.



## 2.3 Датчики та модулі

Датчики у роботизованих системах виконують роль сенсорного апарату, без якого будь-який робот є фактично сліпим і нездатним адаптуватись до змінних умов навколишнього середовища. Вони забезпечують безперервний потік інформації про просторове положення робота та його ланок, стан навколишнього середовища, наявність і характеристики об'єктів взаємодії, а також внутрішні параметри самої системи - температуру двигунів, рівень заряду акумулятора, зусилля у приводах. Отримані від датчиків дані надходять до керуючого контролера, який на їх підставі приймає рішення щодо подальших дій робота, реалізуючи таким чином замкнений контур керування із зворотним зв'язком [38]. Без датчиків виконання будь-якого нетривіального завдання - переміщення у просторі, маніпулювання предметами, взаємодія з людиною - було б принципово неможливим, оскільки робот не мав би жодної інформації про результати власних дій і стан середовища, в якому він функціонує.

Робот-гуманоїд Atlas від Boston Dynamics (рис. 2.5) є одним із найбільш сенсорно насичених роботизованих платформ у світі і використовує цілий комплекс різнорідних датчиків для забезпечення динамічної рівноваги і навігації у складному середовищі. Зокрема, для просторової орієнтації та побудови тривимірної карти оточення Atlas оснащений лідарним датчиком Carnegie Robotics MultiSense SL, який випромінює лазерні імпульси і вимірює час їх повернення, формуючи детальну хмару точок навколишнього простору з точністю до кількох міліметрів на відстані до 10 метрів [39].

Для контролю положення тіла і динамічного балансування у суглобах кожної кінцівки встановлено інерційні вимірювальні блоки та енкодери з роздільною здатністю понад 10 000 відліків на оберт, що дозволяє системі керування відстежувати кутове положення кожного суглоба з надвисокою точністю і реагувати на зовнішні збурення - поштовхи, нерівності поверхні - за мілісекунди.

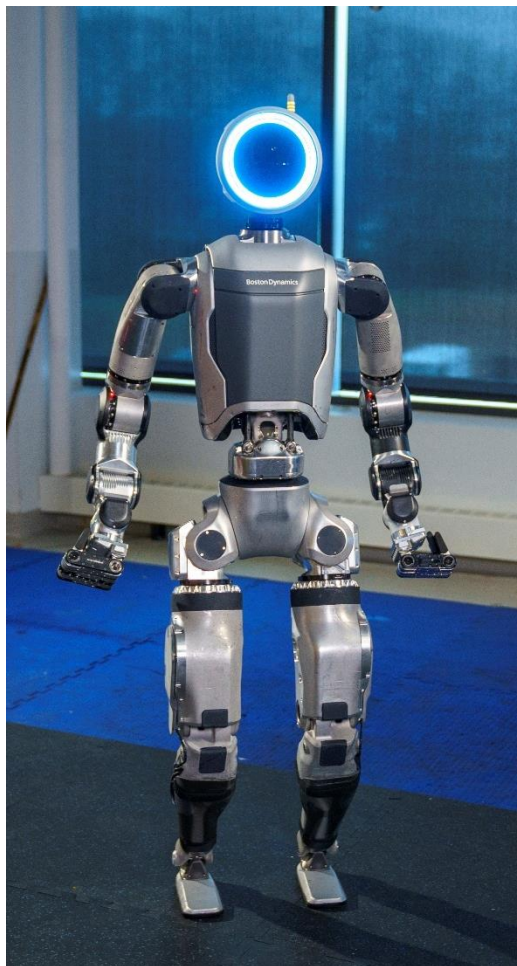


Рисунок 2.5 – Робот-гуманоїд Atlas від Boston Dynamics

Робот-собака Spot від тієї ж компанії використовує п'ять стереокамер виробництва самої Boston Dynamics, розміщених по периметру корпусу, які забезпечують огляд на 360 градусів і дозволяють роботу самостійно обходити перешкоди, підніматись по сходах і утримувати рівновагу на нерівних поверхнях без втручання оператора.

Використання датчиків потребують навіть більш прості за конструкцією побутові роботи. Наприклад, робот-пилосос Roomba серії j9+ (рис. 2.6) від компанії iRobot оснащений системою навігації iAdapt 3.0, яка поєднує одразу кілька типів датчиків для ефективного прибирання приміщень. Основним навігаційним датчиком є структурований лідар PrecisionVision Mapping, що сканує простір на висоті корпусу і будує детальну карту кімнати, доповнену даними від фронтальної RGB-камери для розпізнавання перешкод - зокрема



Резистор, чутливий до сили, являє собою пасивний електронний компонент, електричний опір якого змінюється залежно від величини механічного тиску, що прикладається до його активної зони. В основі принципу дії цього датчика лежить явище п'єзорезистивності - при стисканні чутливого елемента спеціальний полімерний композитний матеріал, з якого виготовлено активний шар датчика, змінює свою провідність: що більший тиск прикладається до поверхні, то більша кількість струмопровідних частинок у складі полімеру вступає в контакт між собою, що призводить до зменшення електричного опору датчика [40].

У ненавантаженому стані опір резистора, чутливого до сили, є практично нескінченним - порядку кількох мегаом, - тоді як при максимальному навантаженні він знижується до кількох сотень Ом. Мікроконтролер зчитує цю зміну опору через подільник напруги, перетворюючи аналоговий сигнал на цифрове значення за допомогою вбудованого аналогово-цифрового перетворювача, що дозволяє визначити як факт наявності контакту з предметом, так і приблизну величину прикладеного зусилля.

Датчик згинання являє собою гнучкий резистивний елемент у вигляді тонкої пластини, електричний опір якої змінюється пропорційно куту його вигину відносно початкового прямолінійного положення. Принцип роботи датчика згинання базується на тому, що його активний шар виготовлено з електропровідного резистивного чорнила, нанесеного на гнучку полімерну підкладку - при згинанні датчика провідний шар розтягується на зовнішній стороні вигину, що збільшує відстань між провідними частинками матеріалу і призводить до зростання електричного опору датчика пропорційно до кута згинання. У прямолінійному стані опір датчика згинання є мінімальним і становить, як правило, близько 10 кОм, тоді як при максимальному згинанні на 90 градусів він зростає до 35 кОм і більше залежно від конкретної моделі та довжини чутливого елемента [41]. Мікроконтролер зчитує поточне значення опору через подільник напруги аналогічно до резистора, чутливого до сили, і на підставі попередньо проведеного калібрування перетворює виміряне значення напруги на

відповідний кут згинання у градусах, що дозволяє у реальному часі відстежувати положення пальців як у керуючій рукавичці, так і безпосередньо у кінематичному ланцюгу протезу.

Датчик чутливості до сили типу FSR (від англ. force sensitive resistor) у РПР виконує функцію тактильного зворотного зв'язку, що є принципово важливим для забезпечення безпечного і контрольованого захоплення предметів різної крихкості та маси. Розміщений на кінчиках або долонній поверхні пальців протезу, цей датчик безперервно вимірює величину контактної тиску між поверхнею пальця і захопленим предметом та передає відповідний аналоговий сигнал на мікроконтролер. На підставі отриманих даних мікроконтролер регулює зусилля стискання сервоприводів - якщо виміряний тиск перевищує задане порогове значення, система автоматично зменшує зусилля захвату, запобігаючи раздавлюванню крихких предметів, наприклад яєць або пластикових стаканів. Без датчика сили користувач протезу змушений візуально контролювати кожен захват, що є надзвичайно виснажливим і робить неможливим виконання багатьох побутових задач, де зоровий контроль зусилля є недостатнім або неможливим.

Для РПР з огляду на жорсткі вимоги до мінімізації габаритів оптимальним вибором є датчик Interlink Electronics FSR 400 (рис. 2.7) з діаметром чутливої зони лише 7,62 мм і загальними розмірами 38×14 мм при товщині менше 0,5 мм. Характеристики датчика наведені в таблиці 2.3 [42]. Діапазон вимірювання сили становить від 0,2 до 20 Н, що повністю покриває діапазон зусиль при побутових хватних операціях.

На сьогоднішній день найбільшого поширення цей датчик отримав при необхідності відслідковування сили в рукавицях оператора або на криволінійних поверхнях.

Датчик згинання у РПР може використовуватись у двох принципово різних ролях залежно від архітектури системи керування. У першому варіанті датчики згинання розміщуються на здоровій руці користувача у вигляді рукавички і слугують інтерфейсом керування протезом - вимірюючи кут згинання кожного

пальця здорової руки, вони передають відповідні сигнали на мікроконтролер, який відтворює аналогічні рухи на протезі, забезпечуючи інтуїтивне і природне керування.



Рисунок 2.7 – Датчик сили опору Interlink Electronics FSR 400

Таблиця 2.3 – Технічні характеристики датчику Interlink Electronics FSR 400

Характеристика	Значення
Діапазон вимірювання, Н	0,2 – 20
Форма активної області	Коло
Діаметр активної області, мм	5
Довжина, мм	38
Товщина, мм	0,35
Вартість, грн.	1374

У другому варіанті датчик згину розміщуються безпосередньо у кінематичних ланцюгах пальців самого протезу і виконують функцію датчика зворотного зв'язку за положенням - вимірюючи фактичний кут згинання кожної фаланги і передаючи цю інформацію мікроконтролеру для коригування команд керування сервоприводами. Таким чином мікроконтролер завжди знає реальне

положення кожного пальця протезу і може точно відпрацювати задані кути захвату незалежно від величини навантаження на пальці. В цій конструкції РПР передбачається використання датчику згину для відслідковування ступеня згинання пальця.

Для РПР було обрано резистивний датчик згину 2,2'' (рис. 2.8), технічні характеристики якого наведені у таблиці 2.4 [43].



Рисунок 2.8 – Датчик згину

Таблиця 2.4 – Технічні характеристики датчику згину

Характеристика	Значення
Робоча температура, °С	-35 ... +80
Номінальна потужність, Вт	0,5
Опір, кОм	10
Опір при згині на 180°, кОм	22
Похибка опору, %	± 30
Опір при згині на 90°, кОм	14
Максимальна кількість згинів, шт.	більше 1000000
Пікова потужність, Вт	1

Модуль Bluetooth 4.0 (рис. 2.9) у РПР буде використовуватись як бездротовий інтерфейс для передачі керуючих сигналів від зовнішнього пристрою керування - наприклад, смартфона, спеціалізованого пульта або керуючої рукавички з датчиками згинання - безпосередньо до мікроконтролера протезу без використання фізичних дротів, які суттєво обмежували б свободу рухів користувача і знижували зручність повсякденного застосування пристрою. Технічні характеристики модулю наведені у таблиці 2.5 [44].

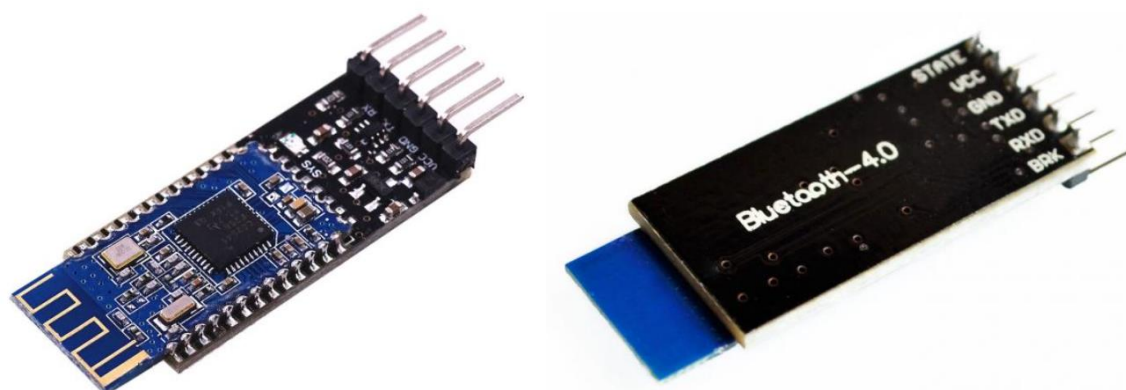


Рисунок 2.9 – Bluetooth 4.0 модуль

Таблиця 2.5 – Технічні характеристики модулю Bluetooth 4.0

Характеристика	Значення
Діапазон температур, °С	-40 ... +85
Інтерфейси	GPIO, UART, SPI, I2C, PWM, ADC
Частота, ГГц	2,4
Мікросхема	CC2541
Напруга живлення, В	3,6 – 5
Профілі	L2CAP, GAP, SMP, GATT
Чутливість приймача, дБм	-94
Швидкість передачі, Мбіт/с	1
Потужність передавача, дБм	0
Flash-пам'ять, кБ	128

Стандарт Bluetooth 4.0 є особливо ефективним для цього застосування завдяки надзвичайно низькому енергоспоживанню у порівнянні з попередніми версіями протоколу - пристрій може підтримувати стабільне бездротове з'єднання протягом тривалого часу без суттєвого розрядження акумулятора протезу, що є критично важливим параметром для пристроїв із жорсткими обмеженнями на масу і ємність батареї. Дальність стабільного з'єднання до 10 метрів є більш ніж достатньою для більшості сценаріїв застосування протезу у побуті та на виробництві.

Другим важливим напрямком застосування модуля Bluetooth 4.0 у роботизованому протезі руки є передача діагностичних даних на смартфон або планшет користувача чи лікаря-реабілітолога у режимі реального часу. Через бездротове з'єднання мікроконтролер протезу може безперервно транслювати на мобільний додаток інформацію про поточні кути положення кожного пальця, величину зусилля захвату за даними резисторів, чутливих до сили, рівень заряду акумулятора та температуру силових елементів, що дозволяє своєчасно виявляти відхилення у роботі пристрою і планувати технічне обслуговування до виникнення відмови. Крім того, через той самий канал Bluetooth може здійснюватись безпроводне оновлення програмного забезпечення мікроконтролера протезу, що дозволяє розробникам вдосконалювати алгоритми керування і додавати нові типи захватів без необхідності фізичного підключення протезу до комп'ютера через дротовий інтерфейс, що значно спрощує процес підтримки і розвитку пристрою протягом усього терміну його експлуатації.

#### 2.4 Висновки до другого розділу

В другому розділі виконано підбір обладнання для роботизованого протезу руки. Це обладнання складається із мікроконтролера Arduino Nano, датчику згину та датчику сили опору Interlink Electronics FSR 400, а також сервоприводів TowerPro MG996R і Bluetooth модулю.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		51

Мікроконтролер виконує функцію керуючого обладнання в РПР, датчик згину призначений для відслідковування згину пальців протезу руки, датчик сили опору буде відслідковувати силу, з якою виконується захват об'єкта, модуль Bluetooth виконує функцію передачі інформації, а сервоприводи виконують роль виконавчого механізму, який призначений для реалізації кінематики руху роботизованого протезу руки.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		52

### 3 ДОСЛІДЖЕННЯ РОБОТИЗОВАНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ

#### 3.1 Розроблення механічних компонентів роботизованого протезу руки

Перед розробленням механічних компонентів РПР необхідно виокреслити основні вимоги, які ставляться до роботизованого протезу руки. В першу чергу слід відзначити, що для людей, які потребують протезів, найважливішим параметром є зручність та комфорт їх кріплення та подальшого використання. Далі слідують функціональність та зовнішній вигляд.

В якості показника, який буде відповідати за комфортність використання РПР, було обрано його оптимальну вагу. Інші параметри, яким повинен відповідати РПР, наведені в таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Вимоги, які ставляться до РПР

Параметр	Значення
Вага, кг	Менше 1
Сила хвату, Н	1,5
Статичне навантаження, Н	10
Точність позиціонування, °	5
Кількість ступенів свободи, шт.	5

Вимоги до маси та ширини РПР сформовані на підставі середньостатистичних антропометричних параметрів кисті дорослої людини. Зазначені характеристики визначають допустимі діапазони відповідних параметрів пристрою, однак не є визначальними критеріями його успішності - значно важливішими з функціональної точки зору є кількість ступенів свободи, максимальна сила захвату та вартість виготовлення.

Кількість ступенів свободи прийнята рівною п'яти - по одному приводу на кожен палець кисті. Таке конструктивне рішення забезпечує високу функціональну корисність пристрою і дозволяє відтворювати переважну

більшість класифікованих типів рухів руки. Слід зазначити, що потенційно один додатковий ступінь свободи може бути отриманий шляхом моторизації п'ясткової кістки великого пальця, що дозволило б суттєво розширити діапазон виконуваних хватів, однак реалізація цього рішення виходить за межі даної роботи і є перспективним напрямком подальшого вдосконалення конструкції.

Досягнутий рівень зусилля захвату забезпечує можливість впевненого утримання типових побутових предметів - чашки, столового ножа, зубної щітки тощо. Крім того, достатня максимальна статична вантажопідйомність пристрою дозволяє користувачу виконувати більш навантажені операції, зокрема перенесення важких предметів на кшталт наповненої сумки з продуктами, що суттєво підвищує рівень повсякденної незалежності особи з ампутацією верхньої кінцівки.

Для виготовлення гнучких з'єднань кінематичних ланцюгів пальців було досліджено та порівняно кілька матеріалів і технологічних підходів. На початковому етапі з'єднання виготовлялись методом лиття із застосуванням різних рецептур силіконових сумішей і тривимірно надрукованих форм. Використання звичайного силікону виявилось непрактичним через його значне прилипання до стінок форми та тривалий час полімеризації - близько трьох діб. З метою скорочення часу затвердіння було випробувано силікон із додаванням крохмалю - перша партія такої суміші затверділа приблизно за годину, однак отримані з'єднання мали недостатню механічну міцність.

Подальші дослідження різних концентрацій крохмалю дали неоднорідні результати і виявили принципову складність стабільного відтворення з'єднань із заданими властивостями методом лиття. У зв'язку з цим було прийнято рішення дослідити альтернативний підхід - виготовлення гнучких елементів методом тривимірного друку із застосування термопластичного поліуретану (TPU) [45]. Після відповідного налаштування параметрів друку даний підхід дозволив отримати гнучкі з'єднання з достатнім рівнем механічної міцності і

відтворюваністю геометричних характеристик, що зумовило його прийняття як основного методу виготовлення гнучких елементів конструкції протезу.

Перед виготовленням РПР технологією 3D-друку, необхідно виконати моделювання конструктивних елементів РПР, тобто виконати модель кисті.

Конструкція гнучкої руки передбачає використання шарнірних з'єднань із термопластичного поліуретану, виготовлених методом тривимірного друку із товщиною шару 0,1 мм - такий параметр друку є принциповим, оскільки забезпечує монолітність структури шарніра і запобігає розшаруванню матеріалу між шарами під час циклічних навантажень у процесі експлуатації.

Ключовою інженерною задачею при проектуванні гнучких з'єднань [46, 47] є досягнення оптимального балансу між двома протилежними вимогами - з одного боку, механічний опір шарнірів має бути достатньо низьким, щоб не спричиняти надмірних втрат потужності сервоприводів при згинанні та розгинанні пальців, а з іншого - достатньо високим для надійного витримування як внутрішніх навантажень від зусилля приводів, так і зовнішніх навантажень від предметів, що захоплюються, без пластичної деформації або руйнування матеріалу. Досягнення цього балансу є необхідною умовою забезпечення ефективної і довговічної роботи кінематичних ланцюгів пальців РПР в умовах повсякденного використання.

Для РПР було розроблено моделі суглобів, які з'єднують конструктивні елементи долоні, тобто будуть виконувати роль реальних суглобів в пальцях людської долоні. Ці з'єднання показані на рисунку 3.1.

Оскільки тросова тяга кріпиться безпосередньо до кінчика пальця, суглоби проксимальної фаланги - тобто ті, що розташовані найближче до долоні і фіксують першу ланку пальця, - зазнають найбільших механічних навантажень у процесі роботи протезу. Аналогічна закономірність спостерігається і щодо зовнішніх навантажень від предметів, що захоплюються, оскільки сили взаємодії із зовнішнім середовищем прикладаються переважно до кінчиків пальців і через

кінематичний ланцюг передаються на проксимальні суглоби з найбільшим плечем моменту.

На підставі формули 1.1 та 1.2, що описує залежність між положенням кінчика пальця і точкою прикладання зовнішньої сили, було визначено величину моменту у кожному суглобі кінематичного ланцюга. Результати розрахунку підтвердили необхідність диференційованого підходу до проектування шарнірів - суглоб, найближчий до долоні, потребує максимальної механічної міцності, тоді як суглоби дистальних фаланг можуть мати меншу товщину стінок і відповідно меншу масу без ризику руйнування під робочим навантаженням. Різні варіанти конструктивного виконання шарнірів із поступово зростаючою міцністю від лівого до правого зображено на рисунку 3.1.

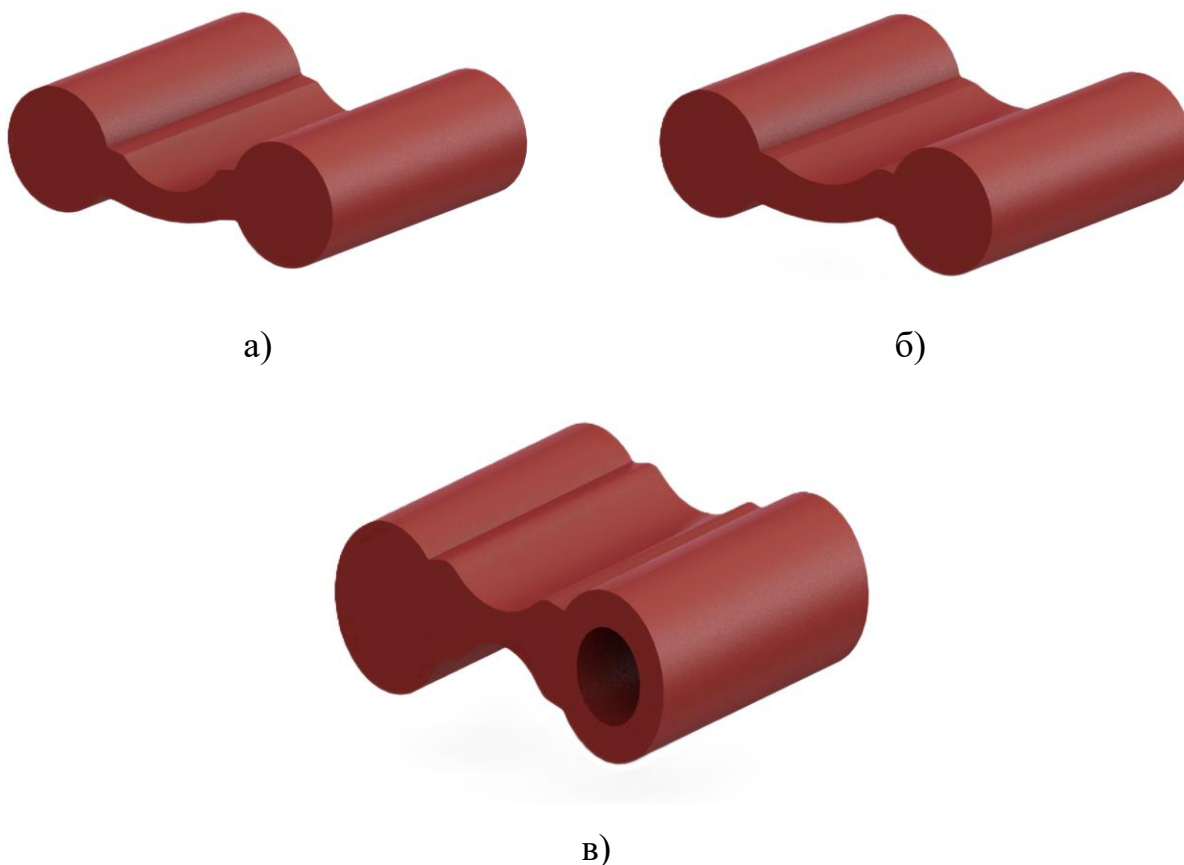


Рисунок 3.1 – Модель суглобів пальців РПР

а – з'єднання кінчика пальця; б – з'єднання середньої фаланги; в – з'єднання першої фаланги з долонею

Встановлення електронних приладів вимагає додаткового кріплення для п'яти сервоприводів та використання додаткових деталей. На рисунку 3.2 показано верхню та нижню частини кріплення руки, де кріплення двигуна розміщене всередині верхньої частини. Ці компоненти забезпечують міцне з'єднання, що дозволяє кріпити двигуни до пальців долоні за допомогою шнура. Отвори для кріпильних елементів оснащені різьбовими вставками, що підвищує міцність та спрощує збірку. Додаткове місце для зберігання дозволяє розмістити один із двох акумуляторних блоків, що живлять сервоприводи.



Рисунок 3.2 – Моделі верхньої та нижньої частини руки РПР

Щоб обмежити вагу РПР, використовується заповнення 20% разом із декількома прорізами. Це забезпечує додаткову стабільність кріплення руки без додавання зайвої ваги. Верхнє та нижнє кріплення розділені вздовж середини, щоб полегшити процес 3D-друку. Окремі деталі склеюються та фіксуються за допомогою направляючих у пластику.

В результаті була розроблена тривимірна модель кисті (рис. 3.3).

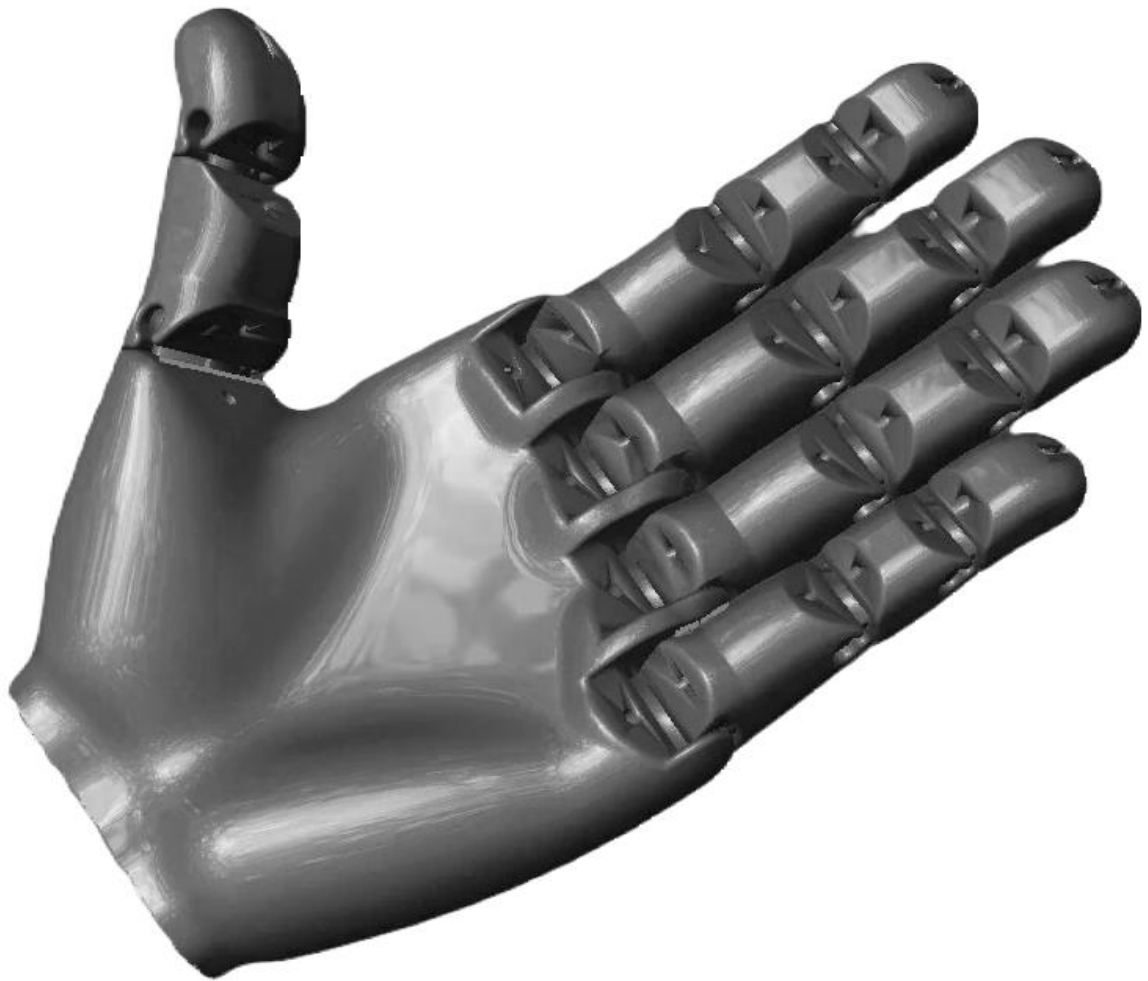


Рисунок 3.3 – Тривимірна модель кисті РПР

### 3.2 Розроблення електричної схеми та алгоритму роботи роботизованого протезу руки

Для функціонування РПР необхідно в першу чергу розробити електричну схему підключення обладнання. Обладнання РПР наступне:

- мікроконтролер Arduino Nano;
- п'ять сервоприводів TowerPro MG996R;
- п'ять датчиків згину Spectra Symbol;
- датчик сили Interlink Electronics;
- модуль Bluetooth 4.0.

Підключення компонентів наведено у таблицях 3.2 – 3.5.

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

58

Таблиця 3.2 – Підключення сервоприводів TowerPro MG996R

Вивід сервоприводу	Підключення до мікроконтролера	Призначення
Живлення	5V	Зовнішнє джерело живлення 5В
Земля	GND	Загальна земля
Сигнали сервоприводів	Піни 3, 5, 6, 9, 10	ШІМ-керування

Таблиця 3.3 – Підключення датчиків згину

Вивід датчика	Підключення до мікроконтролера	Призначення
1	3,3 В або 5 В (через резистор 10 кОм)	Подільник напруги
2	Пін A0 (великий палець) Пін A1 (вказівний палець) Пін A2 (середні палець) Пін A3 (безіменний палець) Пін A4 (мізинець)	Сигнальний вихід

Таблиця 3.4 – Підключення датчиків сили

Вивід датчика	Підключення до мікроконтролера	Призначення
1	5 В (через резистор 10 кОм)	Подільник напруги
2	Пін A5 (великий палець) Пін A6 (вказівний палець) Пін A7 (середні палець) Пін D11 (безіменний палець) Пін D12 (мізинець)	Сигнальний вихід

Електрична схема підключення компонентів наведена на рисунку 3.4.

Таблиця 3.5 – Підключення Bluetooth модуля

Вивід модуля	Підключення до мікроконтролера	Призначення
RXD	D1	Отримання даних
TXD	D0	Передача даних
GND	GND	Земля
VCC	5V	Живлення

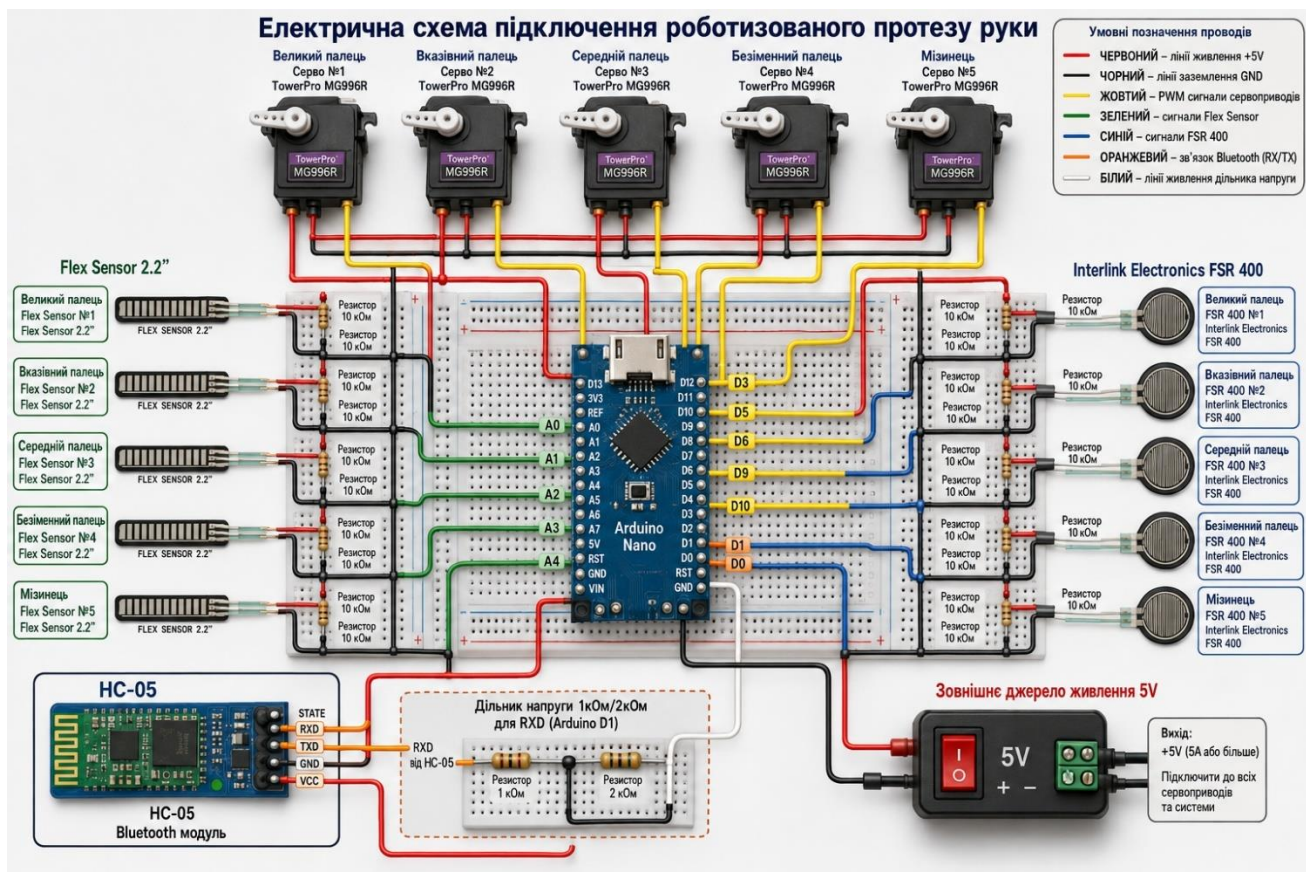


Рисунок 3.4 – Електрична схема підключення компонентів роботизованого протезу руки

Для функціонування та експлуатації РПР необхідно також виконати розробку алгоритму роботи [48]. Розроблений алгоритм показаний на рисунку 3.5, представляє собою логіку функціонування всього РПР та основні обмеження, які наявні при використанні протезу руки.

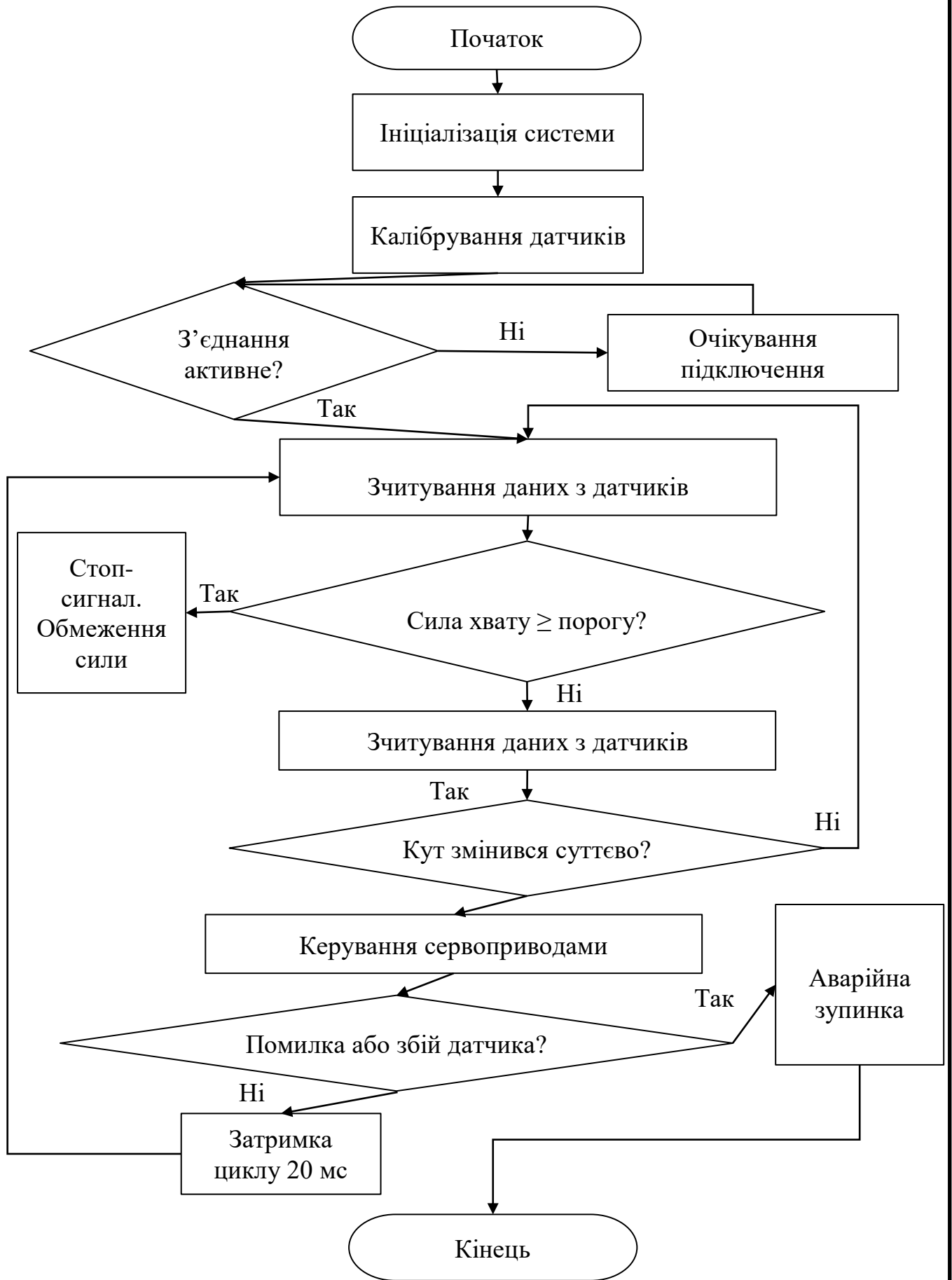


Рисунок 3.5 – Алгоритм роботи роботизованого протезу руки

РПР – це мехатронний пристрій, що відтворює природні рухи кисті людини шляхом інтерпретації сигналів з датчиків і перетворення їх у механічний рух за допомогою сервоприводів. Алгоритм функціонування пристрою являє собою замкнений цикл управління, у якому кожна ітерація охоплює зчитування даних з датчиків, їх цифрову обробку, формування керуючих сигналів та передачу зворотного зв'язку до зовнішнього додатку через канал безпроводного зв'язку.

Керуючим елементом слугує мікроконтролер Arduino Nano на базі процесора ATmega328P з тактовою частотою 16 МГц, що забезпечує достатню обчислювальну потужність для паралельної обробки аналогових сигналів, генерації ШІМ-виходів та обслуговування UART-інтерфейсу Bluetooth-модуля. П'ять незалежних каналів керування забезпечують індивідуальне управління кожним пальцем через сервоприводи TowerPro MG996R, які здатні розвивати крутний момент до 9,4 кг·см і функціонують у кутовому діапазоні від 0° до 180°.

Після подачі живлення мікроконтролер розпочинає виконання програми з блоку ініціалізації. На цьому етапі відбувається налаштування всіх периферійних пристроїв: ініціюються АЦ канали для датчика згину та датчика сили FSR 400, конфігуруються ШІМ-виходи для п'яти сервоприводів, запускається UART-інтерфейс зі швидкістю 9600 або 38400 бод для зв'язку з Bluetooth-модулем.

Невід'ємною частиною старту є процедура калібрування датчиків. Датчик згину являє собою резистивний елемент, опір якого змінюється в діапазоні приблизно від 10 до 110 кОм залежно від кута вигину. У стані спокою (пряме положення пальця) зчитується мінімальне значення АЦП, а при максимальному згині – граничне. Ці два значення зберігаються як калібрувальні константи MIN\_BEND та MAX\_BEND і використовуються надалі для лінійного масштабування сигналу. Аналогічно для датчика сили FSR 400 визначаються порогові значення: FORCE\_MIN (стан без навантаження) та FORCE\_MAX (максимально допустима сила хвату, що запобігає пошкодженню захопленого предмета або самого механізму). Сервоприводи виводяться у вихідне положення – 90° (нейтральне), що відповідає злегка зігнутому стану пальців.

Після успішного калібрування алгоритм переходить до перевірки наявності активного Bluetooth-з'єднання. Якщо до Bluetooth-модуля не підключено жодного зовнішнього пристрою (мобільного телефону чи планшета), мікроконтролер входить у стан очікування, час від часу надсилаючи широкомовний запит. Цей стан не блокує виконання програми — реалізований як неблокуючий таймер засобами функції `millis()`, що дозволяє паралельно виконувати інші перевірки.

Щойно з'єднання встановлено, система визначає поточний режим керування. Передбачено два режими. Автономний режим – протез функціонує повністю самостійно, орієнтуючись виключно на показання вбудованих датчиків. Це основний режим для повсякденного використання. Режим дистанційного керування через Bluetooth – зовнішній застосунок надсилає команди у вигляді серіалізованих пакетів, що містять цільові кути для кожного сервоприводу або ідентифікатори попередньо збережених жестів. Перемикання між режимами можливе в будь-який момент і відбувається при отриманні відповідної команди по Bluetooth.

У кожному циклі основного циклу виконується послідовне зчитування показань обох датчиків. Функція `analogRead()` мікроконтролера перетворює аналогову напругу на виходах датчиків у 10-бітні цифрові значення в діапазоні 0–1023, що відповідають напрузі 0–5 В.

Датчик згину підключається за схемою дільника напруги: послідовно з ним встановлюється постійний резистор номіналом 10–47 кОм. При зміні кута вигину змінюється опір датчика, відповідно змінюється і падіння напруги, яке зчитує АЦП мікроконтролера. Значення, що відповідає прямому положенню пальця, дає малий цифровий код, а максимальний згин дає великий.

Датчик сили FSR 400 компанії Interlink Electronics також підключається через дільник напруги з резистором 10 кОм. Принцип дії заснований на зміні провідності полімерного шару під дією тиску: без навантаження опір перевищує 1 МОм, при максимальному навантаженні (~100 Н) він знижується до кількох

сотень Ом. Таким чином, зростання прикладеної сили відповідає зростанню значення АЦП.

Для підвищення стійкості до перешкод обидва значення піддаються цифровій фільтрації. Застосовується ковзне середнє по 8–16 відлікам, що ефективно пригнічує короточасні імпульсні завади. Додатково може бути застосований рекурсивний фільтр першого порядку (експоненціальне згладжування), де коефіцієнт  $\alpha$  вибирається в межах 0,1–0,3 залежно від бажаного компромісу між швидкістю та плавністю.

Після фільтрації значення сили хвату порівнюється з граничним порогом. Якщо зафіксоване значення перевищує поріг, це свідчить про те, що протез занадто сильно стискає предмет. У такому разі формується стоп-сигнал: поточна позиція всіх сервоприводів фіксується, подальший рух у напрямку стискання блокується. Додатково через Bluetooth надсилається сповіщення до мобільного застосунку з відповідним попередженням.

Ця підсистема є критично важливою з точки зору безпеки: вона запобігає як пошкодженню предметів маніпуляції, так і виходу з ладу самого механізму протеза чи травмуванню тканин кукси. Реалізація стоп-сигналу виконується пріоритетно — ця перевірка стоїть раніше за блок обчислення керуючих сигналів і не може бути оминута жодним із режимів.

Якщо значення сили знаходиться в допустимих межах, алгоритм виконує маппінг: нормалізовані значення датчика згину лінійно відображаються на кутовий діапазон сервоприводу. Для цього використовується функція  $\tan()$  або її аналог. Отриманий кут обмежується в діапазоні  $0^\circ$ – $180^\circ$  для захисту механіки.

Перед безпосередньою передачею команди сервоприводу виконується перевірка: чи відрізняється нове цільове положення від поточного більш ніж на задану мертву зону (наприклад,  $\pm 2^\circ$ ). Це запобігає постійному мікродрижанням сервоприводів у відповідь на шум давача і суттєво подовжує ресурс механічних компонентів.

Для забезпечення природності та плавності рухів між поточним і цільовим положеннями виконується лінійна інтерполяція з кроком, що залежить від частоти циклу (20 мс). Максимальна кутова швидкість обмежується програмно до значення, що не перевищує механічні можливості TowerPro MG996R (приблизно 0,19 с/60°). Це запобігає ривкам і знижує інерційні навантаження на передавальні елементи.

Сформований цільовий кут перетворюється у тривалість ШІМ-імпульсу: стандартно 0° відповідає імпульсу 1000 мкс, 90° - 1500 мкс, 180° - 2000 мкс, при частоті ШІМ 50 Гц. Бібліотека Servo.h для Arduino виконує цей розрахунок автоматично при виклику методу servo.write(angle).

Після кожного оновлення позицій сервоприводів мікроконтролер формує та надсилає через Bluetooth пакет зворотного зв'язку, що містить поточні кути кожного з п'яти приводів, нормалізоване значення сили хвату (0–100 %), ознаку активного режиму та статус системи (норма / попередження / аварія). Ці дані відображаються у мобільному застосунку для моніторингу стану протеза.

В кінці кожного циклу виконується перевірка цілісності системи: контролюється наявність відповідей від сервоприводів (якщо підтримується зворотний зв'язок), перевіряються показання на наявність виходу за фізичні межі, відстежуються таймаути у зв'язку з Bluetooth. За наявності критичної помилки всі сервоприводи переводяться у нейтральне положення, Bluetooth-каналом надсилається аварійне повідомлення, а індикаторний світлодіод переходить у режим частого блимання. Система залишається в цьому стані до ручного скидання або усунення несправності.

Загальний час одного циклу управління становить приблизно 20 мс, що відповідає частоті оновлення 50 Гц. З них близько 2–4 мс витрачається на зчитування та фільтрацію показань датчиків, 1–2 мс – на обчислення та інтерполяцію, решта — на обслуговування ШІМ і UART. Це забезпечує достатньо швидко реакцію на зміну положення пальця (затримка не перевищує 40–60 мс з

урахуванням фільтрації) і водночас залишає ресурс процесора для обробки Bluetooth-команд.

### 3.3 Розроблення прототипу роботизованого протезу руки та оцінка його роботи

Перед розробкою фінального прототипу РПР за допомогою технології 3D-друку, було виготовлено проміжний прототип для перевірки роботи електроніки та перевірки правильності з'єднання всіх компонентів РПР. Цей проміжний прототип (рис. 3.6) був зібраний на основі звичайної будівельної рукавиці [49].

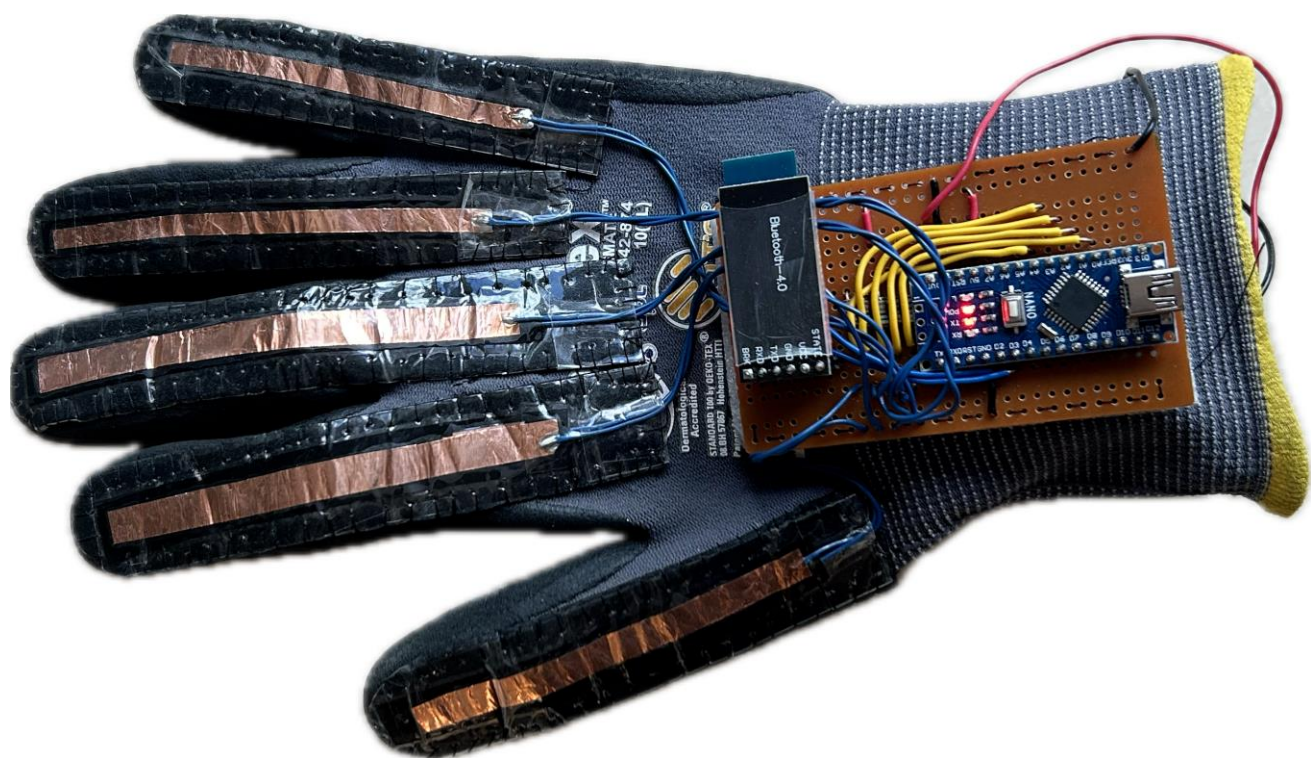


Рисунок 3.6 – Прототип для перевірки роботи електроніки РПР

Кінцевий прототип РПР показаний на рисунку 3.7. З рисунку видно, яким чином виконана інтеграція електронних компонентів у раніше представлену механічну конструкцію. Конструкція стає портативною завдяки розміщенню батарей усередині та під кріпленням на руці, що усуває необхідність у

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

66

зовнішньому джерелі живлення – важлива особливість, враховуючи, що конструкція призначена для носіння на тілі людини.



Рисунок 3.7 – Прототип роботизованого протезу руки

При відкритті нижньої частини руки РПР стає видно внутрішню конструкцію. П'ять двигунів розташовані всередині кріплення руки; вони з'єднані з рукою сервоприводу та плетеною рибальською волосінню, що витримує натяг до 10,4 кг, яка веде до кінчиків пальців. При повороті двигунів на 180° рука сервоприводу натягує волосінь і втягує пальці. Лінії налаштовані так, щоб мати невелике натягнення, коли двигуни знаходяться в положенні спокою, що усуває будь-який провис у русі пальця. Прокладка кабелів, що з'єднують датчики тиску з платою, показана на рисунку 3.8. Така конфігурація зменшує ризик потенційної шкоди та заплутування кабелів з основним джгутом, прокладеним на задній частині РПР.

Вага прототипу після закріплення та підключення всіх компонентів становила 875 г, що відповідає вимогам щодо ваги (менше 1 кг).

Після виготовлення прототипу РПР також необхідно провести оцінку його функціональності та ефективності використання. Оцінка механічних характеристик та експлуатаційних показників необхідна для того, щоб зробити висновок, чи відповідає виріб зазначеним вимогам до продукту. Серед використовуваних методів – аналіз методом кінцевих елементів (МСЕ) [50], дослідження механічних навантажень на компоненти [51], оцінка

експлуатаційних показників, визначення максимальної вихідної сили приводу РПР та перевірка функціональності з метою з'ясування, чи можна використовувати ці експлуатаційні показники для виконання повсякденних завдань.



Рисунок 3.8 – Розміщення сервоприводів в РПР

Для оцінки контролю над РПР при його використанні було виконано ряд рухів, які спрямовані на імітацію рухів людини. Результати відтворення жестів показані на рисунку 3.9.

Дослідження проводилось наступним чином. Проміжний прототип рукавиці (рис. 3.6) використовувався людиною, яка робила певні жести. Дані з проміжного прототипу передавались через модуль Bluetooth до РПР, яка повинна була повторювати рухи за людиною. Результати показали високий рівень повторюваності рухів та достатню точність їх виконання.

Оскільки РПР призначений в першу чергу для надання допомоги людям із ампутованими кінцівками при виконанні повсякденних завдань, РПР було перевірено на виконання хвату об'єктів та їх утримання у руці. Крім того, була перевірена сила хвату, тобто чи не занадто вона велика для руйнування предмету.

Результати такої перевірки наведені на рисунку 3.10, що підтверджує виконання РПР основних рухів кисті (згинання пальців та різні види хвату).



а)



б)



в)



г)

Рисунок 3.9 – Перевірка рухів пальців РПР

а – згинання пальців в кулак; б – робота вказівного та середнього пальців;  
в – робота великого пальця та мізинця; г – одночасна робота всіх пальців

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

69



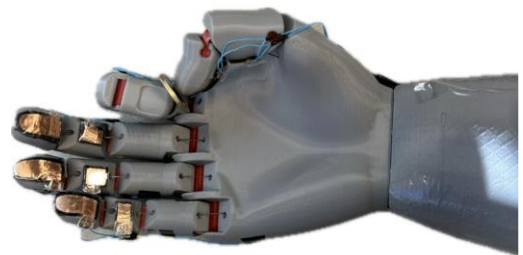
а)



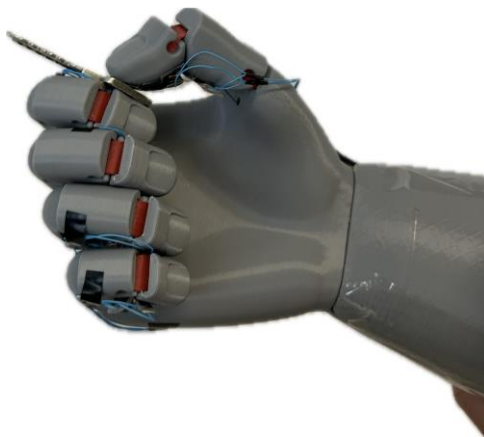
б)



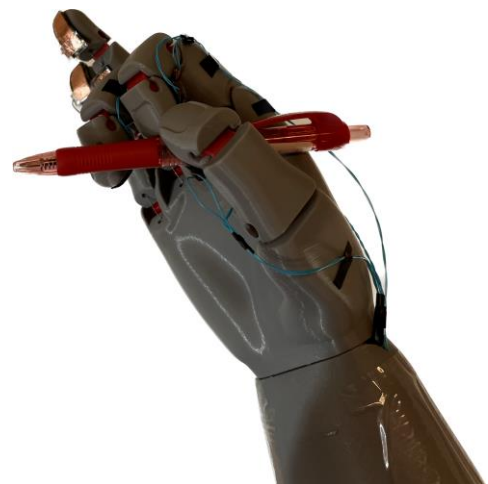
в)



г)



д)



е)

Рисунок 3.10 – Перевірка РПР на утримання об'єктів та виконання хватів  
а – стакан; б – телефон; в – сумка; г – монета; д – паста; е - ручка

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.  
70

Також були проведені дослідження на замір сили, з якою утримається об'єкт. Тобто, проводилась перевірка на повторюваність результатів утримання одно і того ж самого об'єкту п'ять разів. Результати сили, з якою утримувався об'єкт при кожному випробуванні наведені на рисунку 3.11.

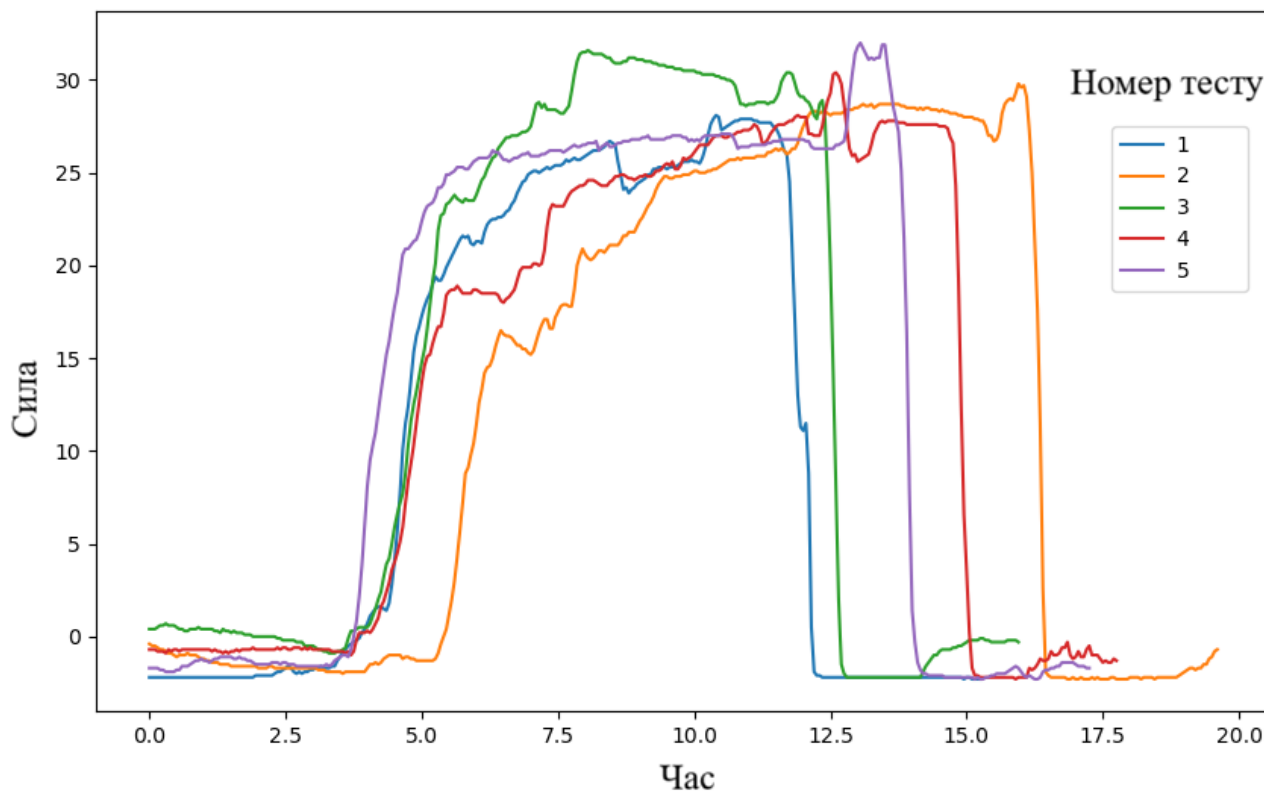


Рисунок 3.11 – Перевірка сили утримання об'єкту за допомогою РПР

В результаті було встановлено, що максимальне відхилення по силі утримання об'єкту становило 1,4 Н. Мінімальне значення сили хвату становило 28,1 Н, а максимальне – 32 Н. Середнє значення сили хвату об'єкту становить 30,4 Н.

Також РПР перевірявся на статичні навантаження. У випадку людської руки максимальне статичне навантаження та сила зчеплення дорівнюють одна одній; тут вони визначаються як максимальна сила, яку можна витримати протягом короткого проміжку часу. Ця властивість є корисною під час захоплення предмета для запобігання ковзанню або під час перенесення важкого предмета. Через

особливості сервопривода сила зчеплення та максимальне статичне навантаження відрізняються. Вихідний крутний момент залежить від того, чи потрібно змінити положення (сила зчеплення), чи утримувати статичне положення (статичне навантаження).

Оцінка максимального статичного навантаження передбачає фіксацію пальців у нерухомому положенні та одночасне збільшення навантаження на всі пальці. Пікове значення фіксується, коли об'єкт, що навантажується, вислизає з рукоятки. Експеримент дав результат 6 100 г, що перевищує вимоги, які були першочергово поставлені до РПР.

Перевірка на точність позиціонування виконувалась на прикладі роботи вказівного пальця, тобто на основі зміни кута його розміщення у просторі (рис. 3.12).

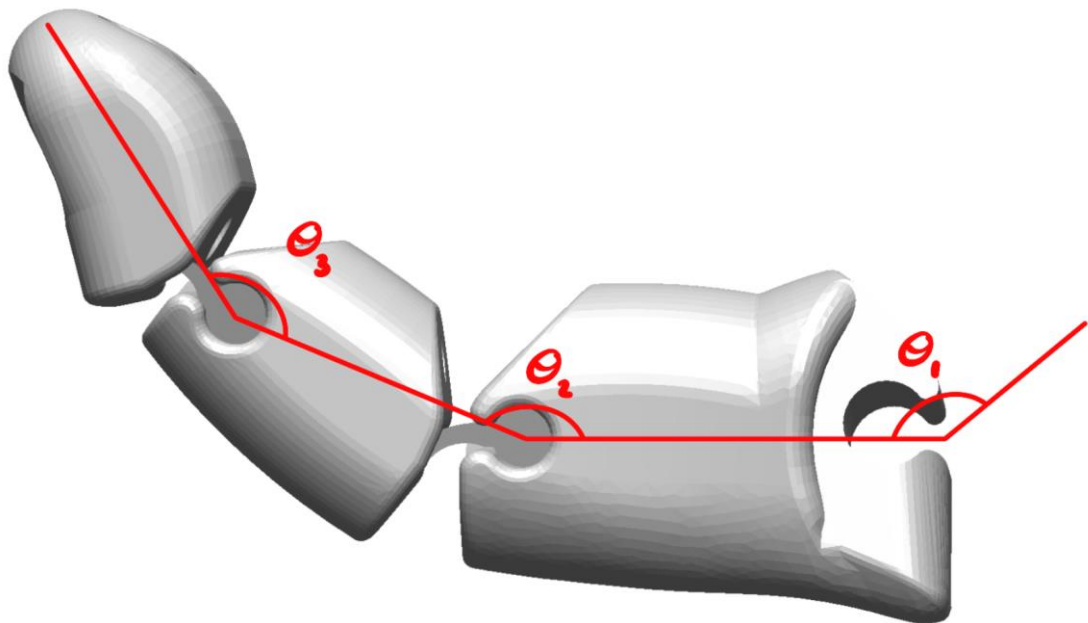
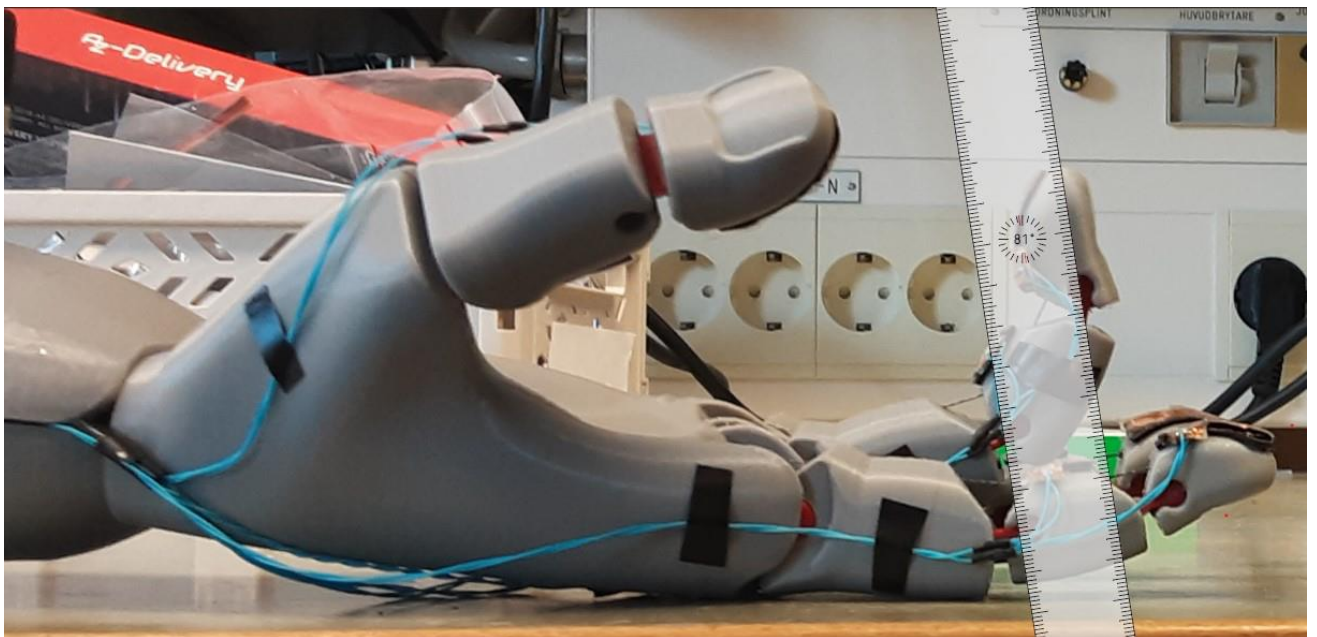


Рисунок 3.12 – Відповідність кутів положенням фаланг пальців РПР

Дослідження точності позиціонування проводилось аналогічно до перевірки роботи пальців РПР, тобто із використанням первинного прототипу. Результати перевірки показані на рисунку 3.13. Встановлено, що максимальне відхилення кутів фаланг становить  $5^\circ$ .



a)



б)

Рисунок 3.13 – Перевірка точності позиціонування пальця РПР

Під час експлуатації РПР на його компоненти діють сили, що залежать від конкретних умов. Загалом їх можна розподілити на динамічні сили, що виникають при перериванні рухів пальців (наприклад, при захопленні предмета), та статичні

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

73

сили, що протидіють навантаженню. Оскільки електродвигун має вищий крутний момент зупинки, саме статична ситуація є найбільш цікавою при дослідженні максимальної сили, що діє на руку. Створення протеза для цієї ситуації підтверджує його міцність щодо динамічних сил.

Оцінка максимального статичного навантаження дає результат у 6 100 г; таке надмірне навантаження не рекомендується під час щоденного використання, що призводить до обмеження навантаження, яке використовується в аналізі МСЕ.

Перевірка міцності конструктивних елементів РПР проводилась відповідно до схеми, показаної на рисунку 3.14. Навантаження 10 Н прикладається до верхівки вказівного пальця, що показано на рисунку 18. Конструкція складається з двох гнучких шарнірів з відповідними фалангами, показаних на рисунку 3.15. Цей аналіз показує, який компонент слід вважати критичним.

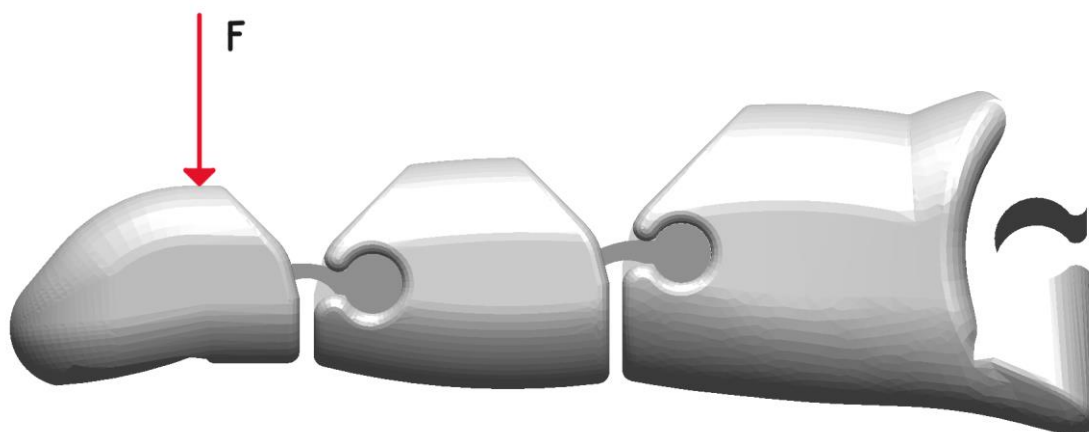


Рисунок 3.14 – Схема перевірки РПР за допомогою МСЕ

Прикладання навантаження 10 Н до однієї сторони з'єднання та фіксація іншої призводить до максимального напруження 4,83 МПа (рис. 3.16). З огляду на межу плинності матеріалу ТПУ, яка становить 8,6 МПа, розміри з'єднання вважаються придатними для даного застосування. Наявний запас міцності вказує на можливість подальшого зменшення розмірів, однак це може негативно вплинути на пружні властивості з'єднань. Збереження цих розмірів гарантує міцність з'єднання в умовах застосування.

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

74

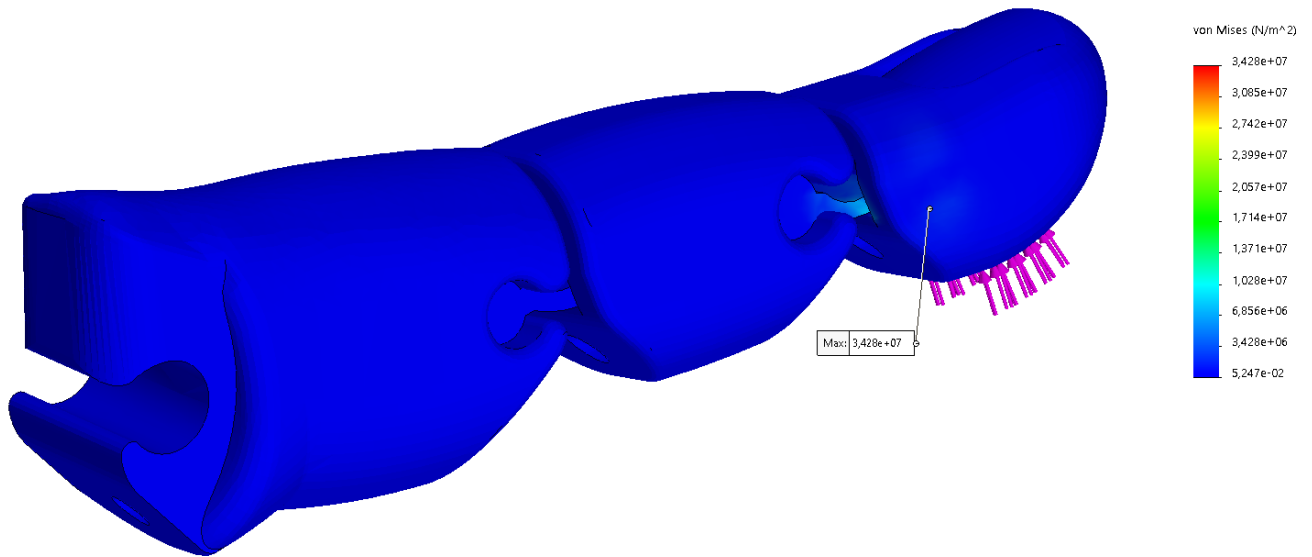


Рисунок 3.15 – Результати перевірки за допомогою МСЕ

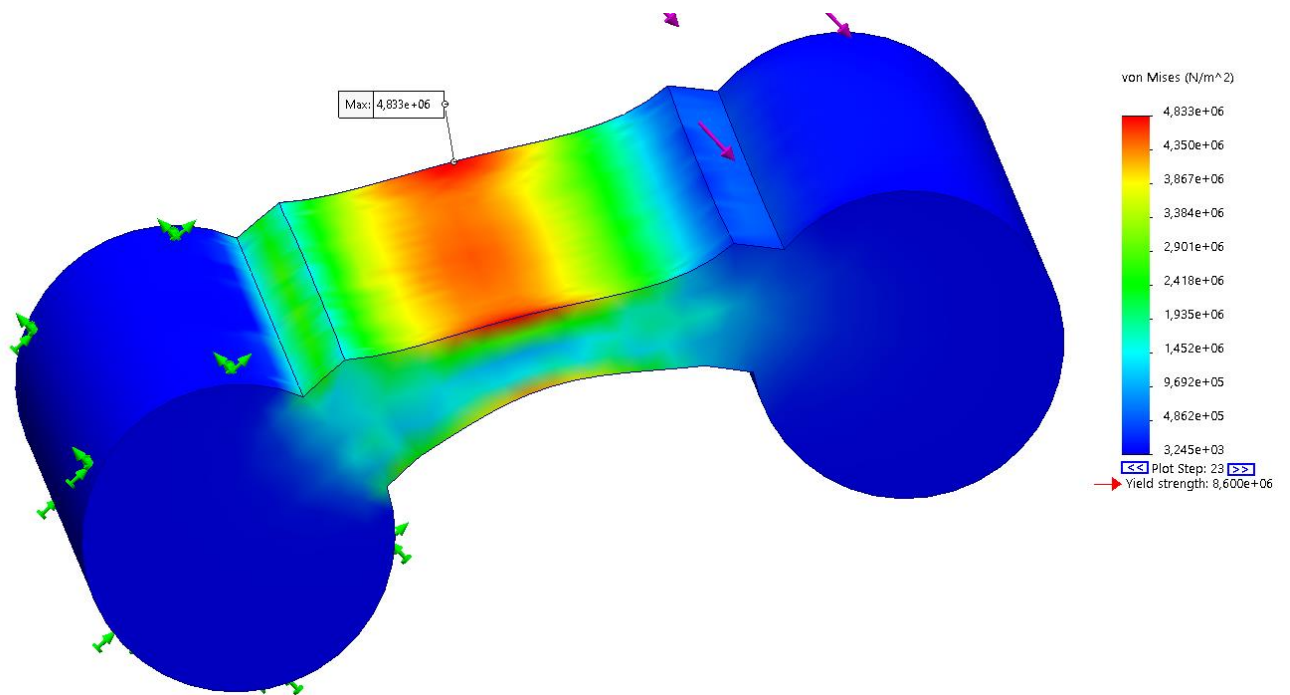


Рисунок 3.16 – Розподіл механічних навантажень під впливом сили

### 3.4 Висновки до третього розділу

В третьому розділі було виконано дослідження розробленого роботизованого протезу руки. Спочатку було наведено розробку механічних компонентів РПР, а саме з'єднань, які відповідають з'єднанням фаланг людських

Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата

*КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ*

Арк.

75

пальців. Також в розділі наведені розроблену електричну схему підключення компонентів РПР та алгоритм його роботи.

Також в розділі наведено розроблений прототип РПР та виконано оцінку його роботи. Оцінка функціональності РПР виконувалась шляхом перевірки міцності РПР на стійкість до статичного навантаження за допомогою методу скінченних елементів. Також перевірка включала в себе перевірку рухів окремих пальців РПР та перевірку на тримання об'єктів різної форми, які повторюють різні види хвату людської руки.

Оцінка максимального статичного навантаження, яке здатен витримати РПР, показала результат у 6,1 кг, що є достатнім для протезу. Перевірка повторюваності рухів показала незначне відхилення у позиціонуванні пальця в межах 5°.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		76

## ВИСНОВКИ

В першому розділі виконано огляд проблематики розроблення роботизованого протезу руки. В розділі наведено актуальність розробки такого РПР, яка набуває особливої актуальності в розрізі статистики щодо кількості ампутацій кінцівок в Україні, яка різко зросла з 2022 року у зв'язку із воєнними діями. Також виокреслено основні захворювання, при яких можлива ампутація верхніх кінцівок. Тобто, результати кваліфікаційної роботи можна використовувати як для розробки протезів для військовослужбовців, які втратили кінцівку, так і для людей, які втратили кінцівку внаслідок захворювань.

В розділі проведено огляд існуючих видів протезів кінцівок та їх конструкцію. Виокреслено вимоги до РПР, який розробляється, а саме: яка повинна бути вага РПР, яка повинна бути сила стискання кисті в РПР, які габаритні розміри повинні бути в РПР. Також в розділі наведена методологія проведення дослідження при розробці конструкції роботизованого протезу руки, яка складається із шести основних етапів.

В другому розділі виконано підбір обладнання для роботизованого протезу руки. Це обладнання складається із мікроконтролера Arduino Nano, датчику згину та датчику сили опору Interlink Electronics FSR 400, а також сервоприводів TowerPro MG996R і Bluetooth модулю.

Мікроконтролер виконує функцію керуючого обладнання в РПР, датчик згину призначений для відслідковування згину пальців протезу руки, датчик сили опору буде відслідковувати силу, з якою виконується захват об'єкта, модуль Bluetooth виконує функцію передачі інформації, а сервоприводи виконують роль виконавчого механізму, який призначений для реалізації кінематики руху роботизованого протезу руки.

В третьому розділі було виконано дослідження розробленого роботизованого протезу руки. Спочатку було наведено розробку механічних компонентів РПР, а саме з'єднань, які відповідають з'єднанням фаланг людських

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
						77
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		

пальців. Також в розділі наведені розроблену електричну схему підключення компонентів РПР та алгоритм його роботи.

Також в розділі наведено розроблений прототип РПР та виконано оцінку його роботи. Оцінка функціональності РПР виконувалась шляхом перевірки міцності РПР на стійкість до статичного навантаження за допомогою методу скінченних елементів. Також перевірка включала в себе перевірку рухів окремих пальців РПР та перевірку на тримання об'єктів різної форми, які повторюють різні види хвату людської руки.

Оцінка максимального статичного навантаження, яке здатен витримати РПР, показала результат у 6,1 кг, що є достатнім для протезу. Перевірка повторюваності рухів показала незначне відхилення у позиціонуванні пальця в межах 5°.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		78

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАНЬ

1. Трет'як А.В. Основи робототехніки: навчальний посібник для студентів спеціальностей 133 «Галузеве машинобудування», 141 «Електроенергетика, електротехніка та електромеханіка», 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка» / А.В. Трет'як, А.М. Кльон. – Полтава, видавництво національного університету «Полтавська політехніка імені Юрія Кондратюка», 2024. – 135 с.
2. Білодід В. Інтеграція робототехніки до хірургічної практики / В. Білодід // Ukrainian Scientific Medical Youth Journal. – Issue 3 (149), 2024. – р. 46-57.
3. Семінська Н.В. Виготовлення протезів нижніх кінцівок: виклики, аналіз і можливі рішення / Н.В. Семінська, О.С. Мусієнко, І.В. Слободянюк та ін. // Biomedical Engineering and Technology. – Issue 14 (2), 2024. – р. 1-10.
4. Ottobock publishes Annual Report 2025. Режим доступу: <https://corporate.ottobock.com/en/media/newsroom/ottobock-publishes-annual-report-for-2025> (дата звернення: 01.02.2026).
5. Лише 10% з мільярда. Чому в Україні не використали гроші, виділені на біонічні протези для військових. Режим доступу: <https://life.pravda.com.ua/health/chomu-v-ukrajini-vinik-velikiy-zalishokgrosheyvidil-enih-na-protezuвання-viyskovih-305564/> (дата звернення: 04.02.2026).
6. Близько 20 тисяч людей в Україні потребують протезування внаслідок війни. Режим доступу: <https://bukvy.org/blyzko-20-tysyach-lyudej-v-ukrayini-potrebuyut-protezuвання-vnaslidok-vijny-protez-hub/> (дата звернення: 05.02.2026).
7. Ванюк Д.В. Основи дефектології : навчально-методичний посібник для здобувачів другого (магістерського) рівня вищої освіти за спеціальністю 227 «Фізична терапія, ерготерапія» / Д. В. Ванюк [та ін]. – Запоріжжя : ЗДМФУ, 2023. – 133 с.
8. Сіренко А.Г. Основи загальної та медичної генетики / Сіренко А. Г. – Івано-Франківськ: Видавець Супрун В. П., 2023. - 558 с.

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
						79
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		

9. Limb Prosthetics Market. Режим доступу: <https://www.fortunebusinessinsights.com/limb-prosthetics-market-106893> (дата звернення: 05.02.2026).

10. 29 Limb Loss Statistics, Facts & Demographics. Режим доступу: <https://promedeast.com/limb-loss-statistics/> (дата звернення: 08.02.2026).

11. Метал, що покращує життя. Протезування в Україні, джерела фінансування та лідери галузі. [Електронний ресурс]. – Режим доступу: <https://ain.ua/2025/04/24/metal-iakii-pokrashhuje-zittia-protezuванняvukrayinidzere-lafinansuvannia-ta-lideri-galuzi/> (дата звернення: 11.02.2026).

12. Види протезів руки та ноги: що важливо знати перед вибором виробу. Режим доступу: [https://arol-plus.com/articles/prostheses\\_types](https://arol-plus.com/articles/prostheses_types) (дата звернення: 13.02.2026).

13. Худецький І.Ю. Протезування та штучні органи. Конспект лекцій: навч. посіб. для студ. спеціальності 163 «Біомедична інженерія» / І. Ю. Худецький, Ю. В. Антонова-Рафі, Г. В. Мельник, Є. В. Сніцар ; КПІ ім. Ігоря Сікорського. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, 2021. – 184 с.

14. Салєєва А.Д. Конструювання та технології виготовлення протезів верхніх кінцівок: навч. посіб. / А. Д. Салєєва, О. Г. Аврунін, О. М. Литвиненко, О. Г. Скрипка, Л. О. Белєвцова, Т. О. Трофименко, О. С. Істоміна, К. Г. Селіванова. - Харків: ХНУРЕ, 2023. - 226 с.

15. Шереметьєва А.Ю. Сучасний розвиток протезів кінцівок / А.Ю. Шереметьєва, І.О. Криворучко // Міжнародна науково-практична інтернет-конференція «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи». – Вінниця, ВНТУ. – 2025. – с. 12-15.

16. Салєєва А.Д. Біомеханічні основи протезування та ортезування: навчальний посібник / А. Д. Салєєва, В. В. Семенець, Т. В. Носова, І. М. Василенко, П. О. Баєв, С. В. Корнєєв, О. М. Литвиненко, І. В. Карпенко, І. М. Чернишова, І. В. Кабаненко. - Харків: ХНУРЕ, 2022. - 352 с.

17. Біонічний протез руки. Що варто знати. Режим доступу: <https://protezhub.com/blog/bionichnyy-protez-ruky-shcho-varto-znaty> (дата звернення: 16.02.2026).

18. Індивідуальне виготовлення протезів верхніх кінцівок: комфорт, функціональність, природний рух. Режим доступу: <https://tovortoped.com.ua/ua/bezkoshtovne-protezuвання/protezi-verhnih-kincivok/> (дата звернення: 20.02.2026).

19. Гакман А.В. Основи біомеханіки руху: навчальний посібник / укл. А. В. Гакман. Чернівці : Чернівецький нац. ун-т, 2019. 144 с.

20. Сметанюк О.В. Біомеханіка та клінічна кінезіологія. Частина 1 : навчальний посібник / О. В. Сметанюк, Т. С. Булик, А. В. Олексюк. Чернівці: БДМУ, 2025. 248 с.

21. Попадюха Ю.А. Сучасна реабілітаційна інженерія / Ю.А. Попадюха. – Центр учбової літератури. – 2022. – 1108 с.

22. Коц С.М. Анатомія людини. Навчальний посібник / С.М. Коц, В.П. Коц. – Харків: ХНПУ, 2022. – 336 с.

23. Манжілевський О.Д. Сучасні адитивні технології 3D друку. Особливості практичного застосування : навчальний посібник / О. Д. Манжілевський, Р. Д. Іскович-Лотоцький. – Вінниця : ВНТУ, 2021. – 105 с.

24. Матеріали для 3D друку. Режим доступу: [https://3d4u.com.ua/uk/blog/category/11-3d-printingmaterials?srsId=AfmBOorBkc-DfgDHzIBko9k5Zc4vZ\\_JHNkRFNmGLWb6KD6PEUO1-vH0Bg](https://3d4u.com.ua/uk/blog/category/11-3d-printingmaterials?srsId=AfmBOorBkc-DfgDHzIBko9k5Zc4vZ_JHNkRFNmGLWb6KD6PEUO1-vH0Bg) (дата звернення: 26.02.2026).

25. Поджаренко В.О. Основи мікропроцесорної техніки. Навчальний посібник / В.О. Поджаренко, В.Ю. Кучерук, В.М. Севастьянов. - Вінниця: ВНТУ, 2006. - 226 с.

26. Новацький А.О. Мікропроцесорні та мікроконтролерні системи : підручник. У 2 ч. Ч. 1. Мікропроцесорні системи / А. О. Новацький. – Київ : КПІ ім. Ігоря Сікорського, Вид-во «Політехніка», 2020. – 361 с.

27. Бенько Т.Г. Мікроконтролери: Навчально – методичний посібник / Т.Г. Бенько – Івано-Франківськ, Прикарпатський національний університет ім. Василя Стефаника, 2023. – 151 с.

28. Ткачов В.В. Мікропроцесорна техніка: навч. посібник/В.В. Ткачов, Г. Грулер, Н. Нойбергер та ін. – Д.: Національний гірничий університет, 2012. – 188 с.

29. Arduino Nano V3.0 AVR ATmega328P з розпаяними конекторами. Режим доступу: <https://arduino.ua/prod166-arduino-nano-v3-0-avr-atmega328pzrozpajanimikonektorami?srsltid=AfmBOooxTfzGxXsb5NHRb83OyICWI3X3-9T7nXzCF-djndMHsdqy-cX> (дата звернення: 14.03.2026).

30. Ловейкін В.С. Мехатроніка: навчальний посібник / В.С. Ловейкін, Ю.О. Ромасевич, Ю.В. Човнюк. – к., 2012. – 357 с.

31. Черевко О.І. Автоматизація виробничих процесів: підручник / О.І. Черевко, Л.В. Кіптєла, В.М. Михайлов, О.Є. Загорулько. – Харк. держ. ун-т харчування та торігвлі. – Харків, 2014. – 186 с.

32. Іваницький В.П. Дослідження вузлів та систем автоматизованого керування у робототехніці. Методичні вказівки до лабораторних робіт з дисципліни «Монтаж та експлуатація робототехнічних комплексів» / В.П. Іваницький, Р.О. Мешко. - Ужгород: в-во УжНУ, 2023. – 40 с.

33. Худолій С.С. та ін. Методичні рекомендації до лабораторних робіт з дисципліни «Сервоприводи» для студентів спеціальності 141 Електроенергетика, електротехніка та електромеханіка / Нац. техн. ун-т «Дніпровська політехніка». – Д. : НТУ «ДП», 2021. – 39 с.

34. Серводвигун: повний посібник із промислових серводвигунів, застосування, вибір і продуктивність. Режим доступу: <https://ua.aurickmotor.com/news/servo-motor-the-complete-guide-to-industrial17845-485043934208.html> (дата звернення: 18.03.2026).

					<i>КвРАКІТР.2023153.01.17.ПЗ</i>	Арк.
Зм.	Арк.	№докум.	Підпис	Дата		82

35. Дьомін Д.О. Автоматизовані системи управління: навч. посіб. / Д. О. Дьомін, П. С. Пензєв. – Харків : ТОВ "ТЕХНОЛОГІЧНИЙ ЦЕНТР ГРУП", 2024. – 130 с.

36. Невлюдов І. Ш. ВЕАМ робототехніка: навч. посіб. / І. Ш. Невлюдов, В. В. Євсєєв, С. С. Максимова ; Харків. нац. ун-т радіоелектроніки, кафедра комп'ютерно-інтегрованих технологій, автоматизації та робототехніки (КІТАР). – Кривий Ріг : Видавець Чернявський Д. О., 2024. – 276 с.

37. Серводвигун Towe Pro MG996R 360°. Режим доступу: [https://arduino.ua/prod5187-servodvigyn-tower-pro-mg996r360?srsltid=AfmBOoosy-NQQWpxXBFPU4IKwNd0CG-pSUXDfXGUp\\_a279GAQQmm\\_Ao0g](https://arduino.ua/prod5187-servodvigyn-tower-pro-mg996r360?srsltid=AfmBOoosy-NQQWpxXBFPU4IKwNd0CG-pSUXDfXGUp_a279GAQQmm_Ao0g) (дата звернення: 21.03.2026).

38. Коваленко І.О. Метрологія та вимірювальна техніка. Навчальний посібник / І.О. Коваленко, А.М. Коваль. – Житомир: ЖІТІ, 2001. – 652 с.

39. Atlas. Boston Dynamics. Режим доступу: <https://bostondynamics.com/products/atlas/> (дата звернення: 29.03.2026).

40. Бурштинський М.В. Давачі / М.В. Бурштинський, М.В. Хай, Харчишин Б.М. – 2-ге вид. доповн. – Львів: ТзОВ „Простір М”, 2014. – 202 с.

41. Трунов О. М. Датчики та сенсори робототехнічних систем : навч. посіб. для підготовки бакалаврів за спец. 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка» / О. М. Трунов. – Миколаїв : Вид-во ЧНУ ім. Петра Могили, 2023. – 56 с.

42. FSR 400 датчик сили опору. Режим доступу: <https://smartmarket.net.ua/ua/p3013693192-datchik-sily-soprotivleniya.html> (дата звернення: 03.04.2026).

43. Резистивний датчик згину flex sensor 2.2''. Режим доступу: <https://diylab.com.ua/p147882681-rezistivnij-datchik-zginu.html> (дата звернення: 03.04.2026).

44. Модуль Bluetooth 4.0 на CC2541 (HM-10). Режим доступу: <https://arduino.ua/prod1291-modul-bluetooth-4-0-na-cc2541-hm10?srsid=AfmBOor-OPgboCz5okjMPvhUYpPB1Ne-k7rWQ8V09dgoaWTiJzOlf3SSi> (дата звернення: 07.04.2026).

45. TPU (термопластичний поліуретан) для 3D-друку. Режим доступу: <https://makerly.eu/uk/tpu-termoplastichnyj-poliuretan-dlya-3d-pechatu/> (дата звернення: 26.04.2026).

46. Пуховський Є.С. Проектування гнучких виробничих систем машинобудування. Навчальний посібник. Частина I. / Є.С. Пуховський, Ю.М. Малафеев. – К.: НТУУ «КПІ», 2017. – 286 с.

47. Манько, Т. А. Технологічні аспекти створення елементів гнучких виробничих систем: навч. посіб. /Т. А. Манько, Ю. В. Ткачов.—Д.: РВВ ДНУ, 2010.—168 с.

48. Булгакова О.С. Алгоритмізація і програмування: теорія та практика : навчальний посібник для дистанційного навчання / О. С. Булгакова, В. В. Зосімов, Г. В. Ходякова. – Миколаїв: СПД Румянцева, 2021. – 138 с.

49. Рукавиці будівельні професійні з опором 5 рівня. Режим доступу: <https://universaltools.com.ua/perchatki-s-urovнем-soprotivleniya-porezam-5-razmer-hxl-11-4932471427> (дата звернення: 11.05.2026).

50. Дубенець В.Г. Основи методу скінченних елементів: Навчальний посібник / В.Г. Дубенець, В.В. Хільчевський, О.В. Савченко. – Чернігів: ЧДТУ, 2007. – 288 с.

51. Мамаєв Л.М. Дослідження динаміки, міцності і технологічності механічних систем : монографія / Л. М. Мамаєв, О. Д. Романюк, О. В. Нікулін та ін. — Кам'янське : ДДТУ, 2017. — 183 с.

РЕЦЕНЗІЯ НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

Дипломник: Підвальный Нікіта Максимович

Тема: Роботизований протез руки

Спеціальність: 174 «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та  
робототехніка»

Обсяг кваліфікаційної роботи:

Кількість сторінок записки 84

1. Короткий зміст роботи та прийнятих рішень: створено роботизований протез  
руки
2. Висновок про відповідність роботи дипломному завданню: Робота повністю відповідає  
поставленому завданню
3. Характеристика виконання кожного розділу, ступінь використання останніх досягнень  
науки і техніки і передових методів роботи: В першому розділі виконано огляд  
проблематики розроблення роботизованого протезу руки. В розділі наведено  
актуальність розробки такого РПР, яка набуває особливої актуальності в розрізі  
статистики щодо кількості ампутацій кінцівок в Україні, яка різко зросла з 2022 року  
у зв'язку із воєнними діями. В другому розділі виконано підбір обладнання для  
роботизованого протезу руки. Це обладнання складається із мікроконтролера  
Arduino Nano, датчику згину та датчику сили опору Interlink Electronics FSR 400, а  
також сервоприводів TowerPro MG996R і Bluetooth модулю. В третьому розділі було  
виконано дослідження розробленого роботизованого протезу руки. Спочатку було  
наведено розробку механічних компонентів РПР, а саме з'єднань, які відповідають  
з'єднанням фаланг людських пальців. Також в розділі наведені розроблену  
електричну схему підключення компонентів РПР та алгоритм його роботи. Також в  
розділі наведено розроблений прототип РПР та виконано оцінку його роботи.
4. Позитивні сторони роботи: висока практична цінність роботи.

5. Негативні сторони роботи: математична складова пояснювальної записки щодо кінематики руху роботизованого протезу руки не розкриває всі можливі рухи протезу

6. Оцінка графічного оформлення та пояснювальної записки роботи: Пояснювальна записка оформлена коректно, згідно діючих стандартів оформлення документації

7. Відгук про роботу в цілому: Робота виконана на належному науково-технічному рівні.

8. Інші зауваження: відсутні

9. Оцінка дипломної роботи: добре ( С/73 )

Рецензент (прізвище, ім'я, по батькові, посада, місце роботи) \_\_\_\_\_

Майдан Павло Сергійович, канд. техн. наук,  
доцент каф МАЕЕС ХНУ

"11" 08 2026 р.

Майдан (підпис)

Завідувачу кафедри автоматизації,  
комп'ютерно-інтегрованих технологій та  
робототехніки  
Людмилі КОРЕЦЬКІЙ  
здобувача вищої освіти  
Підвальний Нікіта Максимович  
факультет ІТ, курс ІІІ, група АКІТРС-23-1

### ЗАЯВА

З правилами чинного Положення про систему забезпечення академічної доброчесності у Хмельницькому національному університеті, згідно з яким виявлення академічного плагіату є підставою для відмови в допуску кваліфікаційної роботи до захисту і застосування заходів академічної відповідальності, ознайомлений. Про використання спеціалізованих програмних засобів (СПЗ) StrikePlagiarism та Anti-Plagiarism для перевірки кваліфікаційних робіт здобувачів вищої освіти на наявність академічного плагіату оповіщений. Надаю університету право на передачу моєї роботи для обробки та збереження в базах даних СПЗ і використання роботи для виявлення академічного плагіату в інших роботах, які перевіряються СПЗ.

Також надаю свою згоду на обробку й збереження університетом моєї роботи в Інституційному репозитарії Хмельницького національного університету.

Робота надається для перевірки в електронному варіанті. Електронна версія моєї роботи збігається (ідентична) з друкованою.

09.06.2023

дата



підпис

## Протокол аналізу звіту подібності експертом

Заявляю, що я ознайомився (-лась) з Повним звітом подібності, який був згенерований Системою виявлення і запобігання плагіату щодо роботи:

**Автор:** Нікіта ПІДВАЛЬНИЙ

**Співавтор:**

**Назва:** Підвальний (на антиплагіат)

**Експерт:** Денис МАКАРИШКІН

**Підрозділ:** Кафедра автоматизації, комп'ютерно-інтегрованих технологій та робототехніки

**Коефіцієнт подібності 1:** 0.33%

**Коефіцієнт подібності 2:** 0%

**Мікропробіли:** 0

**Заміна букв:** 0

**Інтервали:** 0

**Білі знаки:** 2

**Дата створення звіту:** 2026-06-13 20:06:09.0

Після аналізу Звіту подібності констатую наступне:

Запозичення, виявлені в роботі є законними і не є плагіатом. Рівень подібності не перевищує допустимої межі. Таким чином робота незалежна і приймається.

Запозичення не є плагіатом, але перевищено граничне значення рівня подібностей. Таким чином робота повертається на доопрацювання.

Виявлено запозичення і плагіат або навмисні текстові спотворення (маніпуляції), як передбачувані спроби укриття плагіату, які роблять роботу невідповідною вимогам законодавства (Ст. 32. ЗУ Про вищу освіту, пункт 3.1, Ст. 42. ЗУ Про освіту) та вимог НАЗЯВО (Критерій 5), а також кодексу етики і процедур. Таким чином робота не приймається.

Обґрунтування:

2026-06-13



Доцент Микола Федула

Дата

експерт

**РІШЕННЯ ЕКСПЕРТНОЇ КОМІСІЇ**  
**КАФЕДРИ АВТОМАТИЗАЦІЇ, КОМП'ЮТЕРНО-ІНТЕГРОВАНИХ ТЕХНОЛОГІЙ ТА**  
**РОБОТОТЕХНІКИ ПРО ДОПУСК КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ ДО ЗАХИСТУ**

Назва кваліфікаційної роботи: «Роботизований протез руки»

Автор Підвальний Нікіта Максимович

Освітня програма: Освітньо-професійна програма «Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка»

Рівень вищої освіти: перший (бакалаврський)

Спеціальність: 174 – Автоматизація, комп'ютерно-інтегровані технології та робототехніка

Науковий керівник: Макаришкін Денис Анатолійович, кандидат технічних наук, доцент

На основі аналізу кваліфікаційної роботи на дотримання вимог академічної доброчесності (у т. ч. відсутності ознак академічного плагіату) з урахуванням результатів перевірки роботи спеціалізованим програмним засобом(ами) комісія зробила такий висновок:

№	Висновок	Позначка про відповідність
1	Ознаки академічного плагіату	
1.1	Запозичення, виявлені в роботі є законними і не є академічним плагіатом. Робота приймається до захисту.	відповідає
1.2	Виявлені запозичення не є академічним плагіатом, розміщені в розділах, які не описують безпосередньо авторське дослідження, але кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи. Робота приймається до захисту, але має бути відкоригована.	
1.3	Виявлені запозичення не є академічним плагіатом, але частково розміщені в розділах, які описують безпосередньо авторське дослідження, а кількість цитат перевищує обсяг, виправданий поставленою метою роботи. Робота може бути допущена до захисту після того як буде відкоригована та доопрацьована і успішно пройде повторну перевірку на академічний плагіат.	
1.4	Робота містить навмисні текстові спотворення, передбачувані спроби укриття текстових запозичень або інші прояви академічного плагіату. Робота містить фабрикацію або фальсифікацію даних. Робота не допускається до захисту.	
2	Інші види порушень академічної доброчесності	

Підтвердження:

Запозичення, виявлені в роботі, є законними і не є плагіатом, оскільки:

1) у тексті роботи системами перевірки на плагіат виявлено схожість з деякими документами в частині загальноживаних обов'язкових словосполучень у стандартних бланках, у структурі змісту, назвах розділів/підрозділів, у назвах публікацій у переліку джерел посилання;

2) усі запозичення є фрагментарними або мають належним чином оформленні посилання;

3) виявлені модифікації тексту не впливають на відсоток схожості.

Сумарний обсяг всіх запозичень, визначений системою виявлення збігів ідентичності/ схожості, складає 0.33% і адресується до 27 джерела, що, з урахуванням наведених обґрунтувань, відповідає характеру теми і свідчить на користь кваліфікаційної роботи.

Дата 13.06.2026

Завідувач кафедри

Гарант освітньої програми

Керівник кваліфікаційної роботи


Людмила КОРЕЦЬКА

Юрій ФОРКУН

Денис МАКАРИШКІН