



Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет \_\_\_\_\_ комп'ютерної інженерії та управління \_\_\_\_\_

Кафедра \_\_\_\_\_ електронних обчислювальних машин \_\_\_\_\_

Рівень вищої освіти \_\_\_\_\_ перший (бакалаврський) \_\_\_\_\_

Спеціальність \_\_\_\_\_ 123 «Комп'ютерна інженерія» \_\_\_\_\_  
(код і повна назва)

Тип програми \_\_\_\_\_ освітньо-професійна \_\_\_\_\_  
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма \_\_\_\_\_ Комп'ютерна інженерія \_\_\_\_\_  
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри \_\_\_\_\_  
(підпис)

“ \_\_\_\_\_ ” \_\_\_\_\_ 20\_\_ р.

**ЗАВДАННЯ**

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві \_\_\_\_\_ Шолкіну Михайлу Миколайовичу \_\_\_\_\_  
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Система стабілізації та руху сервоприводів для протезу нижніх кінцівок \_\_\_\_\_

затверджена наказом по університету від “ 26 ” травня 2025 р. № 424 Ст \_\_\_\_\_

2. Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії 16 червня 2025 р. \_\_\_\_\_

3. Вхідні дані до роботи Сервопривід, привод безколекторного двигуна, енкодер, Arduino, протез, система стабілізації \_\_\_\_\_

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати у роботі \_\_\_\_\_

1) Аналіз предметної області \_\_\_\_\_

2) Аналіз існуючих рішень \_\_\_\_\_

3) Аналіз компонентної бали для системи \_\_\_\_\_

4) Проектування системи \_\_\_\_\_

5) Проведення тестування прототипу \_\_\_\_\_

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій \_\_\_\_\_

Слайд-презентація – 9 слайдів \_\_\_\_\_

Додаток Б – Схема 3х фазного драйвера для BLDC мотора \_\_\_\_\_

Додаток Г – Креслення створеного прототипу та специфікація до креслення \_\_\_\_\_

6. Консультанти розділів роботи (заповнюється за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1 )

| Найменування розділу | Консультант<br>(посада, прізвище, ім'я, по батькові) | Позначка консультанта про виконання розділу |      |
|----------------------|--|---|------|
|                      |  | підпис                                      | дата |
|                      |  |   |      |
|                      |  |   |      |

### КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

| № | Назва етапів роботи                         | Строк / терміни виконання етапів роботи | Примітка |
|---|---|---|----------|
| 1 | Отримання завдання на кваліфікаційну роботу | 26.05.2025                              | Виконано |
| 2 | Аналіз предметної області                   | 27.05.2025                              | Виконано |
| 3 | Аналіз теоретичних відомостей               | 28.05.2025 - 29.05.2025                 | Виконано |
| 4 | Проектування системи                        | 30.05.2025 - 31.05.2025                 | Виконано |
| 5 | Реалізація прототипу системи стабілізації   | 01.06.2025 - 05.06.2025                 | Виконано |
| 6 | Оформлення пояснювальної записки            | 05.06.2025 - 07.06.2025                 | Виконано |
| 7 | Захист кваліфікаційної роботи               | 19.06.2025                              |          |
|   |   |   |          |
|   |   |   |          |
|   |   |   |          |
|   |   |   |          |

Дата видачі завдання “ 26 ” травня 2025 р.

Здобувач \_\_\_\_\_

(підпис)

Керівник роботи \_\_\_\_\_

(підпис)

ст. викл. Ольга ЄРОШЕНКО \_\_\_\_\_

(посада, власне ім'я, прізвище)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 63 с., 28 рис., 4 дод., 15 джерел.

СЕРВОПРИВІД, ЕЛЕКТРИЧНИЙ ДВИГУН, BLDC, FOC, PWM, ARDUINO, C++, СУГЛОБ, ПРОТЕЗ, КОЛІНО, СТАБІЛІЗАЦІЯ, ПРОТЕЗ НИЖНІХ КІНЦІВОК, ПОЗИЦІОНУВАННЯ.

Метою кваліфікаційної роботи є створення функціонального та керованого прототипу для протезів нижніх кінцівок шляхом розробки, реалізації та експериментального дослідження прототипу системи сервоприводу, здатної забезпечувати точне позиціонування та утримання положення. Отримане рішення та результати аналізу спрямовані на поглиблення розуміння практичних аспектів побудови таких систем та можуть бути використані для подальших розробок у сфері біомедичної інженерії та протезування. У ході дослідження застосовувалися методи теоретичного аналізу принципів роботи електродвигунів, силової електроніки та систем автоматичного керування. Використовувалися методи комп'ютерного моделювання для проектування та перевірки принципових електричних схем (на прикладі розробки власного драйвера). Для створення демонстраційного стенду застосовано технології 3D-моделювання та 3D-друку. Експериментальна частина включала налаштування та тестування апаратного забезпечення сервоприводу, зокрема конфігурацію драйвера ODrive, та вимірювання параметрів руху за допомогою датчика зворотного зв'язку. Застосовано методи цифрового керування безколекторними двигунами, включаючи принципи ШІМ та векторного керування (FOC).

## ABSTRACT

Bachelor's thesis: 63 pages, 28 figures, 4 appendices, 15 sources.

SERVO, ELECTRIC MOTOR, BLDC, FOC, PWM, ARDUINO, C++, JOINT, PROSTHESIS, KNEE, STABILISATION, LOWER LIMB PROSTHESIS, POSITIONING.

The aim of the qualification work is to create a functional and controllable prototype for lower limb prostheses by developing, implementing and experimentally investigating a prototype servo drive system capable of providing accurate positioning and position retention. The resulting solution and analysis results are aimed at deepening the understanding of the practical aspects of building such systems and can be used for further developments in the field of biomedical engineering and prosthetics. The research involved theoretical analysis of the principles of operation of electric motors, power electronics and automatic control systems. Computer modelling techniques were used to design and test circuit diagrams (using the example of developing an in-house driver). 3D modelling and 3D printing technologies were used to create the demonstration stand. The experimental part included setting up and testing the servo drive hardware, including the configuration of the ODrive driver, and measuring motion parameters using a feedback sensor. The methods of digital control of the brushless motors, including the principles of PWM and vector control (FOC), were applied.

## ЗМІСТ

|  |    |
|--|----|
| СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ.....  | 8  |
| ВСТУП .....  | 10 |
| 1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ .....  | 12 |
| 1.1 Опис предметної галузі .....   | 12 |
| 1.2. Огляд існуючих технічних рішень в активному протезуванні .....                    | 15 |
| 1.2.1. Класифікація протезів: пасивні та активні рішення .....                         | 15 |
| 1.2.2. Реалізовані системи керування та стабілізації .....                             | 16 |
| 1.2.3. Аналіз комерційних зразків та дослідницьких проектів .....                      | 17 |
| 1.3. Актуальність розробки та потенційні сфери застосування .....                      | 19 |
| 1.4. Постановка задачі: Формулювання функціональних та технічних вимог до системи..... | 20 |
| 2 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА КОМПОНЕНТНА БАЗА СИСТЕМИ СЕРВОПРИВОДІВ.....                     | 22 |
| 2.1. Компоненти сервоприводу для протезування .....                                    | 22 |
| 2.1.1. Електродвигуни .....  | 22 |
| 2.1.2. Системи зворотного зв'язку.....   | 25 |
| 2.1.3. Драйвери безколекторних двигунів.....   | 28 |
| 2.2. Механічна конструкція та передача руху.....                                       | 32 |
| 2.2.1. Вибір матеріалів для елементів протезу та стенду .....                          | 32 |
| 2.2.3. Системи передачі потужності в протезуванні.....                                 | 33 |
| 2.3. Принципи керування рухом .....  | 34 |
| 3 РОЗРОБКА ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОТОТИПУ СИСТЕМИ.....                      | 36 |
| 3.1. Опис розробленого демонстраційного стенду .....                                   | 36 |
| 3.1.1. Представлення 3D-моделей та ключових конструктивних рішень стенду .....         | 36 |
| 3.1.2. Обґрунтування вибору компонентів для реалізації прототипу .....                 | 38 |

|   |    |
|---|----|
| 3.2. Практична реалізація та налаштування системи на базі ODrive..... | 43 |
| 3.2.1. Конфігурація драйвера ODrive .....                             | 43 |
| 3.2.2. Розробка системи керування .....                               | 45 |
| 3.3. Результати роботи створеного прототипу.....                      | 50 |
| ВИСНОВКИ.....   | 53 |
| ДОДАТОК А ГРАФІЧНИЙ МАТЕРІАЛ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ .....             | 56 |
| ДОДАТОК Б ПРИНЦИПОВА ЕЛЕКТРИЧНА СХЕМА ВЛАСНОГО<br>ДРАЙВЕРА .....      | 59 |
| ДОДАТОК В ЛІСТИНГИ ПРОГРАМНОГО КОДУ НА ARDUINO<br>NANO .....          | 60 |
| ДОДАТОК Г .....   | 62 |

## СКОРОЧЕННЯ ТА УМОВНІ ПОЗНАКИ

Біоінженерія (біомедична інженерія) – мультидисциплінарна галузь науки і техніки, що застосовує інженерні принципи для вирішення медичних проблем та покращення якості життя людини.

Драйвер (контролер, електронний комутатор) – електронний пристрій, що виконує ключову функцію послідовного подавання напруги на обмотки статора безколекторного двигуна для забезпечення його контрольованого обертання.

Енкодер – датчик, що перетворює механічне переміщення (кутове або лінійне) на послідовність електричних сигналів, які містять інформацію про величину та напрямок цього переміщення.

Arduino – програмована мікроконтролерна платформа, що використовується для створення електронних пристроїв та систем автоматизації.

BLDC (Безколекторні двигуни постійного струму, БДПС) – тип двигунів постійного струму, в яких функцію механічного колектора виконує електронний комутатор (драйвер), що забезпечує високий ККД, надійність та довгий термін служби.

FOC (Field-Oriented Control, Векторне керування) – метод керування, що дозволяє незалежно контролювати магнітний потік і момент двигуна, забезпечуючи плавний рух, високу ефективність та точний контроль.

IMU (Inertial Measurement Unit, Інерційний вимірювальний модуль) – модуль, що містить акселерометри та гіроскопи і використовується для відстеження природних рухів кінцівки (кутових положень, швидкостей та прискорень).

ODrive – відкритий (open-source) проект драйвера, розроблений для високопродуктивного керування сервоприводами, що підтримує векторне керування (FOC) і може працювати в широкому діапазоні напруг.

Open-source hardware and software – відкриті проекти апаратного та програмного забезпечення, що дозволяють спільнотам розробників ділитися напрацюваннями та прискорювати загальний прогрес.

PETG (Поліетилентерефталат-гліколь) – пластик, обраний для 3D-друку компонентів стенду, що характеризується хорошою механічною міцністю, ударостійкістю та низькою усадкою.

PMSM (Permanent Magnet Synchronous Motors, Синхронні двигуни з постійними магнітами) – сучасні синхронні двигуни, які за принципом дії та характеристиками дуже близькі до BLDC двигунів.

PWM (Pulse Width Modulation, Широтно-Імпульсна Модуляція, ШІМ) – базова техніка керування потужністю, що подається на двигун, шляхом швидкого перемикання напруги живлення зі зміною коефіцієнта заповнення (duty cycle).

VESC (Vedder Electronic Speed Controller) – проект драйвера, популярний в електротранспорті та робототехніці.

## ВСТУП

Ми живемо в епоху, коли темпи технологічного прогресу вражають уяву, перетворюючи те, що ще вчора здавалося науковою фантастикою, на буденну реальність. Сучасний світ дійсно перетворився на величезний простір для інновацій, де натхненні інженерною думкою та творчим пошуком виникають дивовижні технології та пристрої. Ця неупинна хода прогресу, яку дехто метафорично називає "магією технологічного світу", торкається практично кожної сфери людського існування. З одного боку, технології пропонують рішення для полегшення повсякденних завдань – від автоматизованого приготування їжі та інтелектуальних систем прибирання до миттєвого доступу до інформації та спілкування через континенти. Вони покликані робити наше життя комфортнішим, ефективнішим та більш насиченим. Однак, поряд із вирішенням побутових питань, технологічний розвиток відкриває можливості для подолання значно складніших викликів, що стоять перед людством. Серед таких викликів особливе місце посідають проблеми, пов'язані зі здоров'ям та якістю життя людей, котрі зіткнулися з серйозними фізичними обмеженнями. Одним із найтяжчих випробувань, яке може спіткати людину, є втрата кінцівки. Незалежно від того, чи стала ця втрата наслідком вродженої вади, нещасного випадку, важкої хвороби або травми, отриманої внаслідок бойових дій чи інших катастроф, її вплив на життя є надзвичайно глибоким. Це не просто фізичне обмеження; це кардинальна зміна звичного способу буття, що зачіпає психологічний стан, соціальну адаптацію, професійну реалізацію та загальне відчуття повноцінності. Можливість вільно рухатися, виконувати елементарні дії, бути незалежним у самообслуговуванні – все це ставиться під загрозу, суттєво знижуючи якість життя.

На жаль, у сучасних реаліях, позначених глобальними та регіональними конфліктами, техногенними аваріями та іншими кризовими

явищами, ризик отримання травм, що призводять до ампутації кінцівок, значно зріс. Ця обставина лише підкреслює актуальність та гостру суспільну потребу в розробці та вдосконаленні ефективних засобів реабілітації та протезування. Суспільство та науково-інженерна спільнота не можуть залишатися осторонь цієї проблеми, адже допомога тим, хто її потребує, є одним із маркерів гуманності та цивілізаційного розвитку.

Галузь протезування переживає справжню революцію завдяки досягненням у мікроелектроніці, матеріалознавстві, робототехніці, біомеханіці та інформаційних технологіях. Якщо раніше протези виконували переважно косметичну функцію або забезпечували лише базову опору, то сьогодні мова йде про створення активних, або біонічних, протезів, здатних значною мірою відтворювати природні рухи втраченої кінцівки. Використання легких та міцних композитних матеріалів, мініатюрних та потужних сервоприводів, чутливих сенсорів та інтелектуальних систем керування на основі мікроконтролерів та навіть штучного інтелекту дозволяє досягти вражаючого рівня функціональності.

Для людини здатність ходити є не просто фізіологічною функцією; це синонім свободи, незалежності та можливості повноцінно взаємодіяти зі світом. Втрата цієї здатності може призвести до ізоляції та відчуття безпорадності. Тому зусилля, спрямовані на відновлення рухової активності, зокрема ходи, мають не лише медичне, а й глибоке соціально-психологічне значення. Саме тому зосередження на розробці технологічних рішень, здатних повернути або компенсувати втрачену функцію нижніх кінцівок, є одним із пріоритетних напрямків сучасної біомедичної інженерії та темою, що лежить в основі даної кваліфікаційної роботи.

Метою представленої кваліфікаційної роботи є дослідження принципів функціонування систем стабілізації та руху сервоприводів, а також розробка та випробування прототипу модуля, що імітує роботу людського суглоба (наприклад, колінного), з перспективою його використання у конструкціях протезів нижніх кінцівок для відновлення рухливості людини.

# 1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ

## 1.1 Опис предметної галузі

Предметна галузь, що досліджується в рамках даної кваліфікаційної роботи, – системи стабілізації та руху сервоприводів для протезів нижніх кінцівок – є яскравим прикладом практичного втілення досягнень сучасної біоінженерії. Біоінженерія, або біомедична інженерія, являє собою мультидисциплінарну галузь науки і техніки, що застосовує інженерні принципи, методи та технології для вирішення медичних проблем та покращення якості життя людини. Її фундаментальна місія полягає в поглибленні розуміння біологічних систем, розробці ефективних методів діагностики, лікування захворювань, а також створенні засобів для компенсації або відновлення втрачених функцій організму.

У цьому різноманітті напрямків протезування посідає особливе місце, оскільки воно безпосередньо спрямоване на відновлення фізичної цілісності та функціональних можливостей людини після втрати частини тіла. Протезування кінцівок, зокрема нижніх, є одним із найдавніших і водночас найдинамічніших напрямків біоінженерії. Його кінцевою метою є не просто створення "замінника" втраченої кінцівки, а розробка такого пристрою, який би максимально органічно інтегрувався з тілом користувача, дозволяючи йому вести активний та незалежний спосіб життя. Відновлення здатності ходити, стояти, підніматися сходами – це не лише повернення фізичних можливостей, а й значний крок до психологічної реабілітації та соціальної адаптації.

Еволюція протезування нижніх кінцівок є наочною ілюстрацією того, як стрімкий розвиток сучасних технічних засобів трансформує цілі галузі. Якщо на зорі свого існування протези були переважно пасивними, громіздкими конструкціями з дерева чи металу, що забезпечували лише

елементарну опору, то сьогодні ми є свідками появи високотехнологічних біонічних систем. Цей стрибок став можливим завдяки синергії досягнень у мікроелектроніці, матеріалознавстві, робототехніці, інформатиці та біомеханіці. Сучасні протези все частіше оснащуються власними джерелами енергії, мініатюрними, але потужними двигунами (актуаторами), складною системою сенсорів та мікропроцесорним керуванням, що дозволяє їм активно взаємодіяти з користувачем та навколишнім середовищем, адаптуючись до різних умов руху.

Удосконалення апаратних засобів веде до вдосконалення роботи з інформацією яку надають, або якою керують пристрої. Дослідники та розробники мають доступ до тисяч наукових публікацій, технічних описів, патентів, результатів клінічних випробувань. Виникають цілі спільноти ентузіастів та професіоналів, що працюють над відкритими проектами (open-source hardware and software), ділячись своїми напрацюваннями та прискорюючи загальний прогрес. Це створює унікальне середовище для швидкого поширення інновацій та міждисциплінарного співробітництва. Водночас, велика кількість інформації вимагає від фахівців високого рівня компетенції для її критичного осмислення, верифікації та ефективного застосування, а також уміння орієнтуватися в інформаційному потоці, щоб вправно у ньому орієнтуватись.

Ще однією характерною рисою сучасного етапу розвитку технологій для протезування є значна варіативність апаратних засобів для вирішення схожих завдань. Розробник, що проектує, наприклад, активний колінний модуль, стикається з широким вибором компонентів: від різних моделей двигунів з необхідними параметрами крутного моменту та швидкості, до різноманітних типів отримання зворотного зв'язку для точного позиціонування. Сучасні засоби пропонують як готові рішення для розв'язання поставлених задач, так і великий обсяг інформації та менш значних компонентів які можуть призвести для створення чогось нового, ентузіастами. Наприклад можливість розробляти власні драйвери, на базі

спеціалізованих мікросхем чи мікроконтролерів. Аналогічний вибір стосується сенсорів для зчитування кутів, тиску, біопотенціалів, а також мікроконтролерів для реалізації алгоритмів керування вищого рівня. Така різноманітність апаратних рішень, з одного боку, надає надзвичайну гнучкість і дозволяє створювати більш спеціалізовані та оптимізовані пристрої, але вона ж ускладнює процес вибору, тестування сумісності та інтеграції компонентів у єдину злагоджену систему, вимагаючи від інженерів глибоких знань та системного підходу до проектування.

Незважаючи на різноманітність конструктивних рішень, сучасні активні протези нижніх кінцівок мають низку ключових аспектів, що визначають їх функціональність (рисунки 1.1).

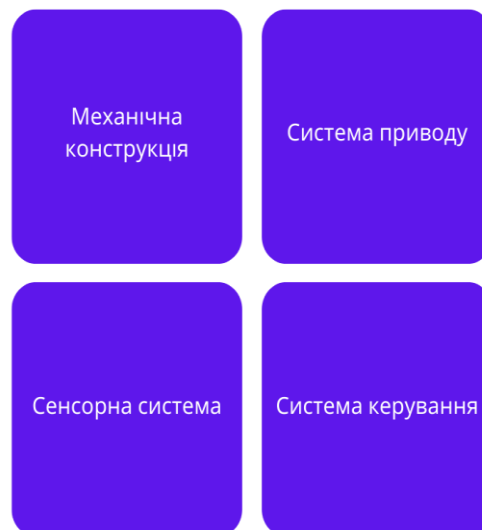


Рисунок 1.1 – Ключові аспекти функціональності активного протезу

Незважаючи на значні досягнення, предметна галузь протезування нижніх кінцівок все ще стоїть перед низкою серйозних перепон. До технічних викликів належать: забезпечення достатньої енергоефективності для тривалої автономної роботи (цілий день без підзарядки); подальше зменшення ваги та габаритів протезів для зниження метаболічних витрат користувача; досягнення максимально природнього та інтуїтивного методу керування людиною протезом; підвищення надійності, довговічності та стійкості до

зовнішніх впливів (волога, пил, удари); зниження рівня шуму. Біомедичні та фізіологічні виклики включають створення ідеально комфортних та сумісних посадових для культі гільз, розробку ефективних стратегій адаптації та навчання користувачів, а також запобігання атрофії м'язів культі. Не менш важливими є економічні та соціальні аспекти: висока вартість сучасних протезів обмежує їх доступність для широкого кола пацієнтів; необхідна стандартизація компонентів та методів тестування, а також великий запит на створення більш дешевих методів створення окремих компонентів.

## 1.2. Огляд існуючих технічних рішень в активному протезуванні

Сучасне протезування нижніх кінцівок переживає період активного технологічного розвитку, що супроводжується появою принципово нових підходів до відновлення рухової функції. Еволюція від простих механічних пристроїв до складних систем відкриває нові можливості для максимального відновлення якості життя пацієнтів. Розвиток електроніки, сенсорних технологій та алгоритмів керування дозволив створити протези, що здатні активно взаємодіяти з користувачем та навколишнім середовищем. Сучасні системи не лише пасивно підтримують рух, а й активно сприяють його виконанню, адаптуючись до різних умов та типів активності. Це створює передумови для значного покращення функціональних можливостей користувачів протезів.

### 1.2.1. Класифікація протезів: пасивні та активні рішення

Пасивні протези є найбільш поширеним типом протезів, що використовуються сьогодні. Вони не мають власних джерел енергії та покладаються виключно на енергію, яку користувач вкладає в рух. Основним принципом роботи таких протезів є використання механічних пружин та демпферів для накопичення та повернення енергії під час циклу ходьби.

Головними перевагами пасивних протезів є їх надійність, простота в обслуговуванні та відносно низька вартість виробництва. Однак функціональність таких систем значно обмежена порівняно з природною кінцівкою, оскільки вони не здатні активно допомагати користувачу під час складних типів руху, таких як підйом по сходах або ходьба по нерівній поверхні.

Створення активних протезів це значний крок вперед у розвитку протезування, забезпечуючи додаткову енергію для виконання рухів, максимально наближених до природних. Такі системи мають приводи різного типу, включаючи електричні, пневматичні або гідравлічні. Вони здатні генерувати активні моменти в суглобах протеза. Ключовою особливістю активних протезів є наявність складних сенсорних систем для аналізу навколишнього середовища та бажання користувача. Мікропроцесорні системи керування реального часу, обробляючи інформацію від множини датчиків та адаптуючи поведінку протеза. Адаптивність забезпечує активну допомогу при підйомі по сходах, схилах та інших складних поверхнях.

Дослідження показують, що використання активних протезів може зменшити енергетичні витрати користувача на 10-20% порівняно з пасивними аналогами.<sup>[6]</sup> Користувачі відзначають більш природну ходу та значне зменшення стабілізуючих рухів, які зазвичай зустрічаються при використанні пасивних протезів.

## 1.2.2. Реалізовані системи керування та стабілізації

### 1.2.2.1 Алгоритми керування

Більшість комерційних активних протезів використовують кінцеві автомати для керування. Цей підхід передбачає розподіл циклу ходьби на дискретні стани з чітко визначеними правилами переходу між ними на основі сенсорних даних. Хоча такі системи є простими в реалізації та налагодженні, вони мають обмежену здатність до адаптації в нестандартних ситуаціях. Все

частіше можна побачити наявність досліджень, які засновують метод керування на створена адаптивного алгоритму з використанням нейронних мереж та машинного навчання для оцінки виду ходи людини та збільшення прогнозування роботи разом з використання неточних сенсорних даних.

#### 1.2.2.2 Системи стабілізації

Забезпечення стабільності є одним з найскладніших завдань в активному протезуванні. Системи компенсації нестабільності працюють в реальному часі, активно коригуючи траєкторію руху та швидко реагуючи на зміни положення центру мас користувача. Сучасні алгоритми здатні прогнозувати потенційно небезпечні ситуації і запобігати падінням шляхом превентивної корекції параметрів руху. Концепція адаптивної жорсткості передбачає динамічну зміну механічних властивостей суглобів протягом циклу ходьби. Під час використання протезу як опори жорсткість збільшується для забезпечення стабільної підтримки ваги тіла, а під час переносу ваги протезу зменшується для забезпечення природності та плавності руху. Така адаптація дозволяє оптимізувати енергетичну ефективність та комфорт користування протезом.

#### 1.2.3. Аналіз комерційних зразків та дослідницьких проектів

##### 1.2.3.1 Комерційні рішення

Össur Proprio Foot став одним з перших успішних комерційних активних протезів стопи. Система використовує гіроскоп для визначення положення стопи в просторі та забезпечує активне зменшення куту між стопою та гомілкою для гарантування відступу пальців під час переносу кінцівки. Протез автоматично адаптується до проблем поверхні, а батарея забезпечує роботу до п'яти днів без підзарядження, що робить систему практичною для щоденного використання (рисунок 1.2).



Рисунок 1.2 – Приклад протезу Össur Proprio Foot

Blatchford Elan Foot представляє альтернативний підхід, використовуючи гідравлічний привід з електронним керуванням. Система аналізує навантаження та автоматично адаптується до швидкості ходьби користувача. Особливо відзначається покращена стабільність системи на сходах та сходах, що значно розширює можливості користувачів у повсякденному житті.

У сфері протезування коліна лідерські позиції отримує Ottobock C-Leg (рисунок 1.3). Системи забезпечують частоту вимірювань 50 разів за секунду для точного керування гідравлічною системою з електронним керуванням. Інтуїтивне керування базується на аналізі біомеханічних сигналів користувача, що дозволяє досягти природності руху, близької до здорової кінцівки.



Рисунок 1.3 – Приклад протезу Ottobock C-Leg

### 1.2.3.1 Дослідницькі проекти

Розробка Hugh Herr в MIT призвела до створення BiOM T2. Ця система демонструє активний push-off, що забезпечує зменшення енергетичних витрат користувача на 14% порівняно з пасивними протезами. Унікальність підходу полягає в оптимальному поєднанні пружинних елементів та електромотора для досягнення максимальної енергетичної ефективності. Адаптивне керування базується на комплексному аналізі EMG та IMU сенсорів.

Дослідники Vanderbilt University створили унікальний двосуглобовий активний протез, який забезпечує незалежне керування коліном та кісточкою. Система демонструє важливість комплексного підходу до протезування, коли координація між суглобами відіграє критичну роль у забезпеченні природності руху.

### 1.3. Актуальність розробки та потенційні сфери застосування

Актуальність розробки систем стабілізації та руху сервоприводів для протезів нижніх кінцівок сьогодні важко переоцінити, і вона зумовлена комплексом медико-соціальних, економічних та технологічних чинників. Щороку у світі мільйони людей стикаються з необхідністю ампутації кінцівок внаслідок різноманітних причин: ускладнень хронічних захворювань (таких як цукровий діабет та захворювання периферичних судин), важких травм внаслідок дорожньо-транспортних пригод, виробничих катастроф, стихійних лих, військових дій, а також вроджених вад розвитку. В умовах сьогодення, зокрема враховуючи ситуацію в Україні, де значна кількість військовослужбовців та цивільного населення зазнає важких мінно-вибухових та осколкових поранень, проблема якісного та функціонального протезування постає як один із ключових викликів для системи охорони здоров'я та соціального захисту.

Сучасне суспільство та, найголовніше, самі користувачі протезів

висувають все важчі вимоги до функціональності, комфорту, естетичності та надійності цих пристроїв. Люди прагнуть не просто "заміни" втраченої кінцівки, а отримання технологічного помічника, здатного максимально наблизити їхні рухові можливості до природних. У цьому контексті, розробка ефективних систем стабілізації та руху сервоприводів, які є "серцем" та "м'язами" сучасних біонічних протезів, набуває виняткової актуальності.

Дослідження в галузі точного керування електро двигунами, розробка алгоритмів компенсації динамічних навантажень, інтеграція сенсорних даних для реалізації зворотного зв'язку та адаптивного керування – все це є ключовими завданнями, вирішення яких відкриває шлях до створення протезів нового покоління. Технології та знання, що розвиваються в рамках дослідження сервопривідних систем для протезування, мають значний потенціал застосування і в суміжних галузях. Насамперед, це стосується розробки активних ортопедичних апаратів та реабілітаційних екзоскелетів, призначених для підтримки та відновлення рухових функцій людей з різними порушеннями опорно-рухового апарату.

Таким чином, актуальність теми даної кваліфікаційної роботи визначається не лише гострою суспільною потребою у функціональних протезах нижніх кінцівок, що значно загострилася в умовах сьогодення, але й широким спектром потенційних застосувань розроблюваних технологій у найрізноманітніших галузях сучасної науки та техніки.

1.4. Постановка задачі: Формулювання функціональних та технічних вимог до системи

Основною дослідницькою задачею даної кваліфікаційної роботи є комплексне вивчення принципів побудови та функціонування систем стабілізації та руху сервоприводів, призначених для використання в якості активних модулів протезів нижніх кінцівок.

Робота спрямована на дослідження методів забезпечення точного

позиціонування, надійного утримання положення та динамічно узгодженого руху виконавчого механізму, що імітує один ступінь свободи людського суглоба. Це включає аналіз взаємодії ключових компонентів сервоприводу: електродвигуна, датчика зворотного зв'язку та силового перетворювача, а також розробку та практичну реалізацію алгоритмів керування, здатних реалізувати бажані статичні та динамічні характеристики.

Для досягнення поставленої мети, в рамках кваліфікаційної роботи передбачається вирішення наступних ключових завдань:

1) Проаналізувати теоретичні основи та сучасні підходи до проектування високопродуктивних сервопривідних систем для біомеханічних застосувань.

2) Розробити концепцію та реалізувати прототип системи, що включає електромеханічний виконавчий модуль, здатний імітувати рух одного суглоба, та систему керування на базі сучасних апаратних засобів.

3) Дослідити та реалізувати алгоритми керування, спрямовані на забезпечення високої точності позиціонування вала двигуна, стабільного утримання заданого кутового положення під дією можливих зовнішніх збурень.

4) Провести практичне випробування створеного прототипу, оцінити його фактичні характеристики та проаналізувати ефективність застосованих технічних рішень.

Кінцева мета даної роботи полягає у поглибленому дослідженні та наочній демонстрації ключових принципів побудови й керування сервопривідною системою, що розкриває її потенціал для застосування у розробці елементів протезування. Очікується, що отримані результати забезпечать глибше розуміння практичних аспектів реалізації таких систем.

## 2 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ ТА КОМПОНЕНТНА БАЗА СИСТЕМИ СЕРВОПРИВОДІВ

### 2.1. Компоненти сервоприводу для протезування

Сервопривод, що є ключовим виконавчим елементом у системах активного протезування, являє собою не просто окремих пристрій, а складну електромеханічну систему. Його ефективність та функціональні можливості визначаються злагодженою роботою та характеристиками цілої низки взаємопов'язаних компонентів. У класичному розумінні, сервопривод об'єднує в собі електродвигун, який безпосередньо генерує рух; систему зворотного зв'язку, що надає інформацію про поточний стан двигуна (наприклад, його положення чи швидкість); та керуючий пристрій, який обробляє сигнали керування та зворотного зв'язку для формування відповідних силових сигналів на обмотках двигуна. Різноманітність доступних на ринку компонентів дозволяє гнучко підходити до конструювання сервоприводів, оптимізуючи їх під специфічні вимоги конкретного застосування – чи то висока точність позиціонування, максимальна швидкість, компактні розміри, чи енергоефективність.

#### 2.1.1. Електродвигуни

Електродвигун є основним силовим елементом сервоприводу, що перетворює електричну енергію на механічну роботу – обертальний рух. Від правильного вибору типу та характеристик двигуна значною мірою залежать динаміка, точність, енергоефективність та габарити всієї системи, що особливо критично для таких застосувань, як протезування. Існує велике різноманіття електричних двигунів, які класифікуються за типом живлення, принципом дії, конструктивними особливостями та сферою застосування.

Двигуни постійного струму (DC-двигуни) використовують постійну напругу для створення магнітного поля та обертового моменту.

Колекторні, або щіткові, двигуни є класичним представником DC-двигунів (рисунок 2.1). Живлення цих двигунів здійснюється постійним струмом, а процес комутації реалізується механічно за допомогою щітково-колекторного вузла. Струм подається на обмотку ротора через графітові або металеві щітки, що ковзають по колектору – набору ізольованих одна від одної мідних пластин, розташованих на валу ротора. Статор зазвичай містить постійні магніти або обмотки збудження, що створюють нерухоме магнітне поле. Конструкція таких двигунів відносно проста, а керування їх швидкістю досить легко реалізується шляхом зміни напруги живлення якоря або струму в обмотці збудження. Характерною рисою цих двигунів є високий пусковий момент. Нажаль вони мають такі проблеми як зношування щіток та займисте іскріння



Рисунок 2.1 – Приклад колекторного двигуна

Безколекторні двигуни постійного струму (Brushless DC motors, BLDC) є більш сучасним та ефективним типом DC-двигунів (рисунок 2.2). Ротор BLDC двигуна зазвичай містить постійні магніти, а обмотки розташовані на статорі. Живлення двигуна здійснюється постійним струмом через електронний драйвер, який послідовно подає струм на обмотки статора, створюючи обертове магнітне поле. Це поле взаємодіє з магнітним полем ротора, змушуючи його обертатися. Керування швидкістю та моментом у BLDC двигунів складніше і вимагає спеціалізованого драйвера. Однак це

дозволяє досягти високого ККД та значно довшого терміну служби порівняно з колекторними двигунами, а також забезпечує низький рівень шуму під час роботи.



Рисунок 2.2 – Приклад BLDC двигуна

Двигуни змінного струму (АС-двигуни) працюють від джерела змінного струму і є основою багатьох промислових та побутових приводів. Незважаючи на поширеність, надійність і те, що асинхронні та синхронні двигуни змінного струму мають високу ефективність, на жаль, для розробки даного проекту вони не підходять через їх тип живлення, а саме змінний струм, який потребує додаткових складних та важких пристроїв (наприклад, інверторів або перетворювачів напруги). У той час для двигунів постійного струму достатньо простої батареї, напругу та ємність якої досить легко змінювати за потреби.

Безколекторні двигуни (BLDC) є оптимальним вибором для створення високопродуктивних сервоприводів завдяки поєднанню ключових переваг: високому ККД, що забезпечує енергоефективність; великій питомій потужності, що дозволяє створювати компактні та легкі конструкції; широким можливостям точного та плавного керування швидкістю й моментом. Ці якості роблять їх ідеальними для вимогливих застосувань, включаючи протезування.

### 2.1.2. Системи зворотного зв'язку

Для ефективного керування сервоприводом, особливо в таких вимогливих застосуваннях, як протезування, недостатньо просто подавати команди на двигун, дуже важливо мати точну інформацію про його реальний стан (поточне положення, швидкість, а іноді й прискорення чи розвинений момент). Саме для цього слугують системи зворотного зв'язку. Вони дозволяють приводу (драйверу) здійснювати точний контроль роботи виконавчого механізму, порівнюючи задані параметри з фактичними, та вимірювати похибку, яку потім система намагається мінімізувати завдяки PID регулюванню. Для отримання інформації про положення та швидкість використовуються різноманітні датчики.

Датчики положення відіграють критичну роль у сервоприводах протезів, забезпечуючи дані для точного позиціонування штучного суглоба, контролю швидкості його руху та, опосередковано, для розрахунку прикладених моментів. Розглянемо основні типи таких датчиків.

Одним із найпростіших типів датчиків кутового положення є потенціометри. Вони складаються з резистивного елемента (доріжки) та рухомого контакту (повзунка або щітки), механічно з'єднаного з валом. При обертанні вала повзунок переміщується по резистивній доріжці, змінюючи опір між одним із кінців доріжки та повзунком. Перевага потенціометрів це проста конструкція, низьку вартість, а також здатність видавати абсолютне значення положення в межах свого робочого кута, який зазвичай становить менше  $360^\circ$ . Серед недоліків вбачають: механічний контакт призводить до зносу, що обмежує термін служби; вони мають обмежену точність та роздільну здатність, чутливі до вібрацій, електричних завад та мають обмежений кут робочого повороту.

Більш досконалыми та поширеними пристроями для визначення положення та швидкості є енкодери.

Енкодер – це датчик, що перетворює механічне переміщення (кутове

або лінійне) на послідовність електричних сигналів (найчастіше імпульсних або цифрових кодів), які містять інформацію про величину та напрямок цього переміщення. Існує декілька основних типів енкодерів:

Інкрементні енкодери (Імпульсні енкодери) генерують послідовність електричних імпульсів під час обертання валу (рисунок 2.3). Зазвичай вони мають два канали вихідних сигналів для отримання даних про зміну положення та напрям, також часто присутній також третій канал (Z або Index), який видає один імпульс за оберт і використовується для визначення нульового або референтного положення. Перевагами інкрементних енкодерів є можливість досягнення високої роздільної здатності, відносна простота конструкції та помірна вартість (особливо для оптичних), а також те, що вони добре підходять для вимірювання швидкості. З іншого боку, їхні недоліки полягають у тому, що вони визначають лише відносне переміщення; при зникненні живлення інформація про поточне положення втрачається, і система потребує процедури калібрування.



Рисунок 2.3 – Приклад інкрементний енкодер

Абсолютні енкодери видають унікальний цифровий код для кожного дискретного кутового положення вала. Це означає, що інформація про абсолютне положення доступна одразу після ввімкнення живлення і не втрачається при його зникненні. Головними перевагами абсолютних енкодерів є доступність інформації про позицію одразу після ввімкнення, відсутність необхідності в процедурі хоумінгу та стійкість до пропуску імпульсів при швидких рухах. До недоліків можна віднести їхню більшу

складність та, як правило, вищу вартість порівняно з інкрементними енкодерами.

Магнітні енкодери (рисунок 2.4) представляють нове покоління високоточних, надійних та функціональних датчиків, які часто поєднують переваги абсолютних та інкрементних систем. Такі енкодери зазвичай працюють на основі вимірювання кута орієнтації магнітного поля від двополюсного магніту, закріпленого на торці вала двигуна, за допомогою інтегрованих магніточутливих елементів. Ключовими особливостями та перевагами сучасних магнітних енкодерів є їхня здатність забезпечувати як абсолютне вимірювання кута в межах одного оберту (часто з високою роздільною здатністю), так і генерувати стандартні інкрементні сигнали (A, B, Z). Вони підтримують різноманітність інтерфейсів для підключення та передачі інформації, таких як, I<sup>2</sup>C, SSI, а також можуть мати аналоговий або ШІМ вихід. Багато сучасних магнітних енкодерів, і такі як обраний для проекту, можуть мати вбудовану енергонезалежну пам'ять для зберігання налаштувань, що дозволяє програмувати роздільну здатність, напрямок обертання, нульове положення та інші параметри, значно спрощуючи інтеграцію.



Рисунок 2.4 – Приклад магнітний енкодер

Вибір конкретного типу датчика положення для системи зворотного зв'язку в протезі залежить від вимог до точності, швидкодії, надійності, габаритів, вартості та умов експлуатації. Сучасні магнітні енкодери, завдяки своїм характеристикам, стають все більш популярним вибором для таких застосувань.

### 2.1.3. Драйвери безколекторних двигунів

Безколекторні двигуни постійного струму (BLDC), на відміну від своїх колекторних аналогів, не можуть функціонувати при прямому підключенні до джерела живлення. Їхня робота вимагає наявності спеціального електронного пристрою – драйвера, або привід. Даний пристрій виконує ключову функцію послідовного подавання напруги на обмотки статора таким чином, щоб створюване магнітне поле взаємодіяло з магнітним полем ротора, забезпечуючи його неперервне та контрольоване обертання. Сучасні драйвери реалізують складні алгоритми для точного керування швидкістю, моментом та положенням двигуна, що є критично важливим для сервоприводних систем.

Для ефективного керування BLDC двигуном використовуються різні методи та технології, серед яких фундаментальну роль відіграє широтно-імпульсна модуляція, а для досягнення високих показників продуктивності – векторне керування.

Широтно-імпульсна модуляція (Pulse Width Modulation (PWM)) є базовою технікою, що використовується в більшості драйверів для керування потужністю, яка подається на обмотки двигуна. Суть ШІМ полягає у швидкому перемиканні напруги живлення (повністю ввімкнено / повністю вимкнено) з високою частотою (зазвичай в діапазоні від кількох кГц до десятків або навіть сотень кГц). Співвідношення часу, протягом якого напруга подається (імпульс), до загального періоду сигналу називається коефіцієнтом заповнення (duty cycle).

Для досягнення більш плавного обертання, вищої ефективності та точного контролю моменту використовується значно складніший, але ефективніший метод – векторне керування, також відоме як орієнтоване по полю керування (Field-Oriented Control - FOC).

Суть FOC полягає в тому, щоб керувати струмами статора BLDC двигуна таким чином, щоб магнітне поле, створюване статором, завжди було

оптимально орієнтоване відносно магнітного поля ротора (зазвичай під кутом 90 градусів для максимального моменту). Це дозволяє незалежно контролювати дві компоненти струму статора в системі координат, що обертається синхронно з ротором (так звана d-q система координат): струм по осі d ( $I_d$ ) відповідає за створення магнітного потоку ротора (у двигунах з постійними магнітами цей струм часто підтримують нульовим), а струм по осі q ( $I_q$ ) безпосередньо пропорційний електромагнітному моменту, що розвивається двигуном.

Для розробників, які прагнуть реалізувати керування безколекторними двигунами, особливо із застосуванням складних алгоритмів типу FOC, на ринку існує низка готових апаратних рішень. Ці плати значно спрощують процес розробки, оскільки вони вже містять необхідні силові компоненти, мікроконтролери з прошивкою та інтерфейси для підключення.

Одним із популярних прикладів такого рішення є ODrive v3.6. Це відкритий (open-source) проект, розроблений спеціально для високопродуктивного керування сервоприводами в робототехніці та інших схожих застосуваннях.

Для менш потужних застосувань та для тих, хто цінує простоту інтеграції, популярними є плати розширення типу SimpleFOCShield. Вони часто розроблені для роботи з поширеними мікроконтролерами (як Arduino або ESP32) і орієнтовані на освітні проекти або створення невеликих сервоприводів з меншою потужністю.

Існують також проекти, як VESC (Vedder Electronic Speed Controller), популярні в електротранспорті та робототехніці, та численні комерційні інтегральні мікросхеми драйверів і готові модулі від виробників напівпровідників, що пропонують різний рівень інтеграції, потужності та ціни.

Використання таких готових рішень дозволяє значно прискорити процес прототипування та розробки сервопривідних систем, зосереджуючись більше на алгоритмах керування вищого рівня та прикладних задачах.

Також існує можливість розробки власного драйвера безколекторного двигуна. Такий підхід є значно складнішим завданням порівняно з інтеграцією готових модулів. Процес створення власного драйвера вимагає глибоких знань в галузі силової електроніки, схемотехніки, розуміння принципів керування різними типами двигунів, а також значного практичного досвіду в проектуванні, трасуванні друкованих плат та тестуванні електронних пристроїв.

Гнучкість створення проявляється у можливості точного підбору компонентної бази відповідно до специфічних вимог проекту. Таким чином, можна оптимізувати технічні можливості схеми, такі як максимальна потужність, швидкість перемикання ключів, реалізація специфічних захисних функцій чи інтеграція з унікальними сенсорами.

У рамках даної кваліфікаційної роботи була теоретично опрацьована та змодельована принципова схема трифазного драйвера безколекторного двигуна. Схема (див. додаток Б), реалізує класичну архітектуру трифазного інвертора, що складається з трьох незалежних напівмостових каскадів, кожен з яких відповідає за формування напруги на одній з фаз двигуна (А, В, С).

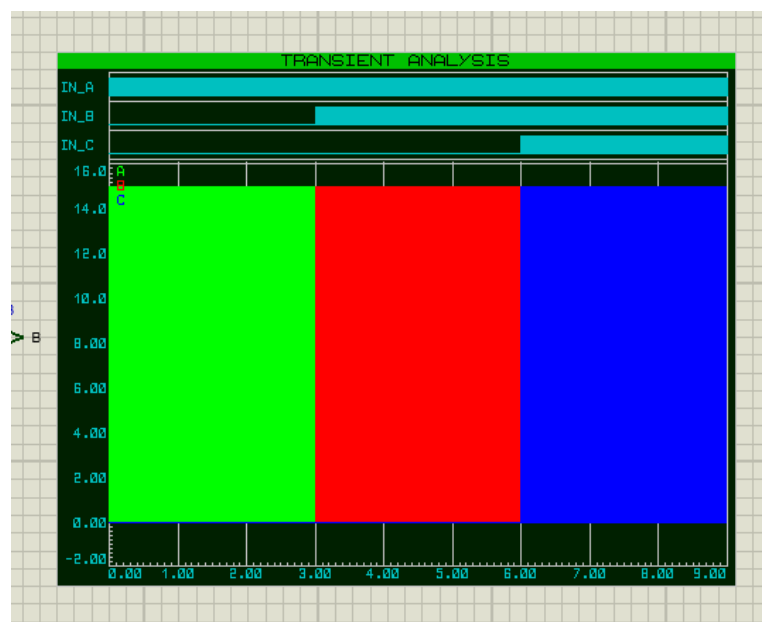


Рисунок 2.5 – Результат моделювання роботи 3х фаз драйверу

Кожен напівміст побудований на двох N-канальних MOSFET-транзисторах типу IRLR7843, що працюють у ключовому режимі. Керування затворами цих транзисторів (верхнього Q1, Q3, Q5 та нижнього Q2, Q4, Q6 плеча кожного напівмоста) здійснюється за допомогою спеціалізованих мікросхем драйверів верхнього та нижнього ключа IR2104 (U1, U2, U3). Ці мікросхеми забезпечують необхідні рівні напруг та струмів для швидкого та ефективного відкриття і закриття MOSFET-транзисторів.

Вхідні керуючі сигнали (IN\_A, IN\_B, IN\_C), що подаються від мікроконтролера (не показаний на схемі), надходять на відповідні входи (IN) мікросхем IR2104. Для обмеження струму затвора та запобігання коливанням використовуються затворні резистори (R1-R6) номіналом 62 Ом. Вхідні конденсатори (C1, C3, C5) номіналом 2.2uF слугують для фільтрації живлення мікросхем IR2104, що підключені до джерела +12V. Силова частина кожного напівмоста, тобто стоки верхніх MOSFET-транзисторів, підключена до джерела живлення +15V, яке є напругою силової шини двигуна. Виходи А, В, С напівмостів призначені для підключення відповідних фаз безколекторного двигуна.

Результати моделювання даної схеми в середовищі симуляції представлені на графіку "TRANSIENT ANALYSIS" (див. рисунок 2.5). Як видно з часових діаграм, при подачі активного рівня на вхід IN\_A, вихід А (зелений блок на осцилограмі) переходить у високий стан (близько +15V), що свідчить про відкриття верхнього ключа відповідного напівмоста. Аналогічна логіка роботи спостерігається для фаз В (вихід В – червоний блок) та С (вихід С – синій блок) при активації входів IN\_B та IN\_C відповідно. Дані результати моделювання демонструють коректну працездатність розробленої принципової схеми драйвера на рівні перемикання ключів та формування вихідних напруг на фазах відповідно до вхідних керуючих сигналів. Це підтверджує правильність обраних схемотехнічних рішень для силової частини драйвера.

## 2.2. Механічна конструкція та передача руху

Механічна конструкція як демонстраційного стенду, так і власне протезу, відіграє ключову роль у забезпеченні його функціональності, надійності та довговічності. Правильний вибір матеріалів та конструктивних рішень дозволяє реалізувати необхідні кінематичні схеми, витримувати експлуатаційні навантаження та забезпечувати комфорт для користувача.

### 2.2.1. Вибір матеріалів для елементів протезу та стенду

Для створення елементів демонстраційного стенду, що використовується у даній кваліфікаційній роботі для випробування сервоприводу, було обрано один із найбільш доступних та поширених методів сучасного прототипування – 3D-друк. Ця технологія дозволяє швидко та з відносно невисокими затратами виготовляти деталі складної геометричної форми безпосередньо з цифрових моделей, що є ідеальним для дослідницьких та освітніх цілей.

В якості основного матеріалу для друку компонентів стенду було обрано пластик PETG (Поліетилентерефталат-гліколь). Цей вибір зумовлений низкою його позитивних властивостей: PETG характеризується хорошою механічною міцністю та вищою ударостійкістю. Крім того, PETG має низьку усадку під час друку, що спрощує отримання точних розмірів.

Однак, коли мова заходить про матеріали для виготовлення безпосередньо елементів протезів, які будуть взаємодіяти з людським тілом та зазнавати значних і тривалих навантажень, вимоги стають значно суворішими. Ключовими критеріями тут є легкість, висока міцність та витривалість. Таким вимогам найкраще відповідають сучасні композитні матеріали, серед яких важливе місце посідає вуглепластик. Карбонові композити на основі вуглецевих волокон та полімерної матриці мають унікальне поєднання надзвичайно високої питомої міцності та жорсткості.

### 2.2.3. Системи передачі потужності в протезуванні

Передача механічної енергії від ротора електродвигуна до виконавчого елемента штучного суглоба є важливим аспектом проектування сервоприводу. Існує два основних підходи до організації цієї передачі: використання прямого приводу або застосування редукторних систем.

Прямий привід (Direct Drive) передбачає безпосереднє з'єднання вала двигуна з навантаженням, тобто з рухомим елементом суглоба, без використання проміжних механізмів, що змінюють швидкість або крутний момент (окрім, можливо, простої муфти для компенсації співвісності). У такому випадку характеристики руху (швидкість, момент, точність позиціонування) на виході повністю визначаються можливостями самого електродвигуна та системи керування. Для завдань, що стоять перед демонстраційним прототипом у даній кваліфікаційній роботі, такий підхід з використанням прямого приводу є достатнім. Він дозволяє безпосередньо оцінити характеристики обраного двигуна та ефективність алгоритмів керування драйвером, не вносячи в систему додаткові складності, пов'язані з механічною передачею.

Однак, у багатьох практичних застосуваннях, особливо в протезуванні, де потрібні високі крутні моменти при відносно невеликих габаритах та вазі двигуна, а також плавний рух на низьких швидкостях, частіше застосовуються редукторні системи.

Редуктор – це механізм, призначений для зменшення кутової швидкості та, відповідно, збільшення крутного моменту, що передається від двигуна до навантаження. Існує декілька основних типів редукторів, кожен з яких має свої особливості.

Циліндричні редуктори є одними з найпоширеніших і використовують одну або декілька пар циліндричних зубчастих коліс для передачі обертання між паралельними валами. Вони прості у виготовленні та надійні, але можуть бути джерелом шуму та вібрацій, особливо при високих швидкостях.

Планетарні редуктори мають компактну конструкцію і характеризуються високою питомою потужністю (здатністю передавати великий момент при малих габаритах). Вони складаються з центрального колеса, кількох сателітів, що обертаються навколо нього та одночасно навколо своїх осей, і коронного колеса з внутрішніми зубами. Вхідний та вихідний вали у планетарних редукторів зазвичай співвісні, що зручно для компонування. Завдяки своїм перевагам, планетарні редуктори широко використовуються в робототехніці та протезуванні.

Хвильові редуктори є прецизійними механізмами, що забезпечують дуже високі передавальні відношення, високу точність, низький або нульовий люфт та компактні розміри. Вони працюють за принципом деформації гнучкого зубчастого колеса. Через свою складність та точність виготовлення, хвильові редуктори є відносно дорогими.

### 2.3. Принципи керування рухом

Одним із найважливіших та найскладніших завдань при створенні сучасних активних протезів нижніх кінцівок є розробка інтуїтивно зрозумілої та ефективної системи керування. Кінцевою метою є досягнення такого рівня взаємодії між користувачем та протезом, щоб останній сприймався як природне продовження тіла, а керування ним вимагало мінімальних свідомих зусиль. Це передбачає, що система керування повинна не лише точно відтворювати задані рухи, але й правильно інтерпретувати наміри користувача та адаптуватися до змін умов ходи.

Сучасні системи керування протезами базуються на різних технологічних підходах. ЕМГ-керування використовує електроміографічні сигнали м'язів культі для інтерпретації намірів користувача, однак цей метод вимагає тривалого навчання та освоєння неприродних патернів скорочення м'язів. Інвазивні системи з імплантованими датчиками забезпечують високу точність, але їх застосування обмежується складністю хірургічного втручання

та потенційними ризиками для здоров'я пацієнта.

Найперспективнішим підходом є система керування на основі відстеження природних рухів культі за допомогою інерційних вимірювальних модулів. Цей метод використовує комплекс акселерометрів та гіроскопів, розміщених на культі або гільзі протеза, для реєстрації кутових положень, швидкостей та лінійних прискорень. Отримані дані обробляються мікропроцесорною системою керування, яка генерує команди для сервоприводів штучних суглобів.

Принцип роботи системи полягає у розпізнаванні інтенцій користувача через аналіз природних рухів культі. Коли користувач намагається здійснити звичний рух, наприклад підняти стегно для початку кроку, інерційні датчики фіксують цей рух з високою точністю. Мікропроцесорна система інтерпретує отримані дані та ініціює відповідні дії протеза, забезпечуючи біомеханічно узгоджену послідовність рухів.

Алгоритм керування реалізує циклічну послідовність дій, що відповідає природному патерну ходи. На початковій фазі система детектує підйом культі стегна та ініціює згинання колінного суглоба на кут 60-70 градусів, забезпечуючи необхідний кліренс для виносу гомілки вперед. Під час наступної фази опускання культі відбувається поступове розгинання колінного суглоба, що готує протез до контакту з опорною поверхнею.

У момент контакту з опорою система автоматично збільшує жорсткість суглобів для забезпечення стабільності та підготовки до наступного циклу кроку. Така координація дій створює плавний та природний рух протеза, що максимально наближений до біомеханіки здорової кінцівки.

### 3 РОЗРОБКА ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОТОТИПУ СИСТЕМИ

#### 3.1. Опис розробленого демонстраційного стенду

##### 3.1.1. Представлення 3D-моделей та ключових конструктивних рішень стенду

Для проведення експериментальних досліджень системи стабілізації та руху сервоприводу було розроблено та виготовлено спеціальний демонстраційний стенд.

Першим важливим елементом є «Перехідник» для кріплення магнітного енкодера (рисунок 3.1). Ця деталь була розроблена для надійної фіксації плати енкодера МТ6701 відносно вала двигуна та забезпечення оптимальної відстані до магніту. Перехідник розрахований під стандартне кріплення з монтажними отворами 25x25 мм, що забезпечує його універсальність. Довжина перехідника була спроектована з урахуванням довжини вала двигуна (18 мм), товщини магніту (2 мм) та необхідного зазору для коректної роботи енкодера згідно з його технічною документацією (близько 1 мм). Таким чином, ця деталь гарантує співвісність та правильне позиціонування енкодера відносно магніту на валу.

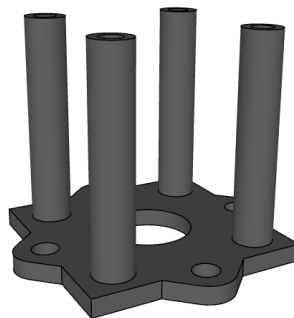


Рисунок 3.1 – Зображення 3D моделі деталі «Перехідник»

Другою деталлю є кріплення статора двигуна, що одночасно виконує роль імітації стегнової частини у кінематичній схемі стану (рисунок 3.2). Цей елемент призначений для нерухокої фіксації статора безколекторного двигуна T-motor AT3520 до основи стану. Для надійного кріплення самої деталі до основи передбачено два спеціальні отвори. Крім того, конструкція деталі передбачає її з'єднання з двигуном через його стандартне хрестоподібне кріплення, що забезпечує міцність та точність монтажу. Ця деталь є статичною частиною стану, відносно якої буде рухатися ротор двигуна з закріпленим на ньому наступним елементом.

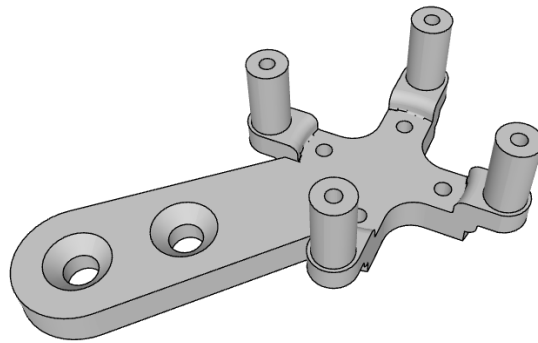


Рисунок 3.2 – Зображення 3D моделі деталі «Стегно»

Третім ключовим елементом стану є деталь, що імітує сегмент кінцівки від коліна до стопи (рисунок 3.3). Вона призначена для візуалізації роботи сервоприводу та імітації рухів гомілки. Для спрощення конструкції та візуального відображення принципу роботи, замість складної анатомічної стопи на кінці цієї деталі виконано закруглене трикутне навершя. Такий підхід до спрощення дистальних частин кінцівок часто використовується при створенні прототипів у робототехніці, наприклад, у розробках таких роботів, як Spot від Boston Dynamics або MIT Cheetah. Деталь кріпиться безпосередньо на ротор двигуна і фіксується затискним гвинтом за принципом хомута, що забезпечує надійну передачу обертового руху від двигуна до імітованої гомілки.

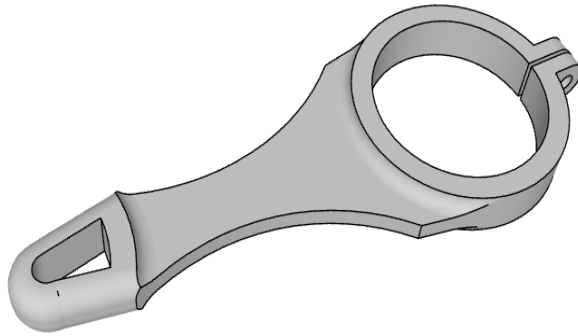


Рисунок 3.3 – Зображення 3D моделі деталі «Гомілка»

Ці спеціально розроблені та виготовлені компоненти дозволили створити функціональний та наочний експериментальний стенд для тестування та демонстрації можливостей розробленої системи керування сервоприводом. (Посилання на відео симуляцію руху <https://youtu.be/FXR46GZD1g>)

### 3.1.2. Обґрунтування вибору компонентів для реалізації прототипу

Вибір компонентної бази для експериментального прототипу системи стабілізації та руху сервоприводу є ключовим етапом, що визначає як функціональні можливості стенду, так і точність отриманих результатів. Рішення приймалися з урахуванням необхідності реалізації поставлених завдань, доступності сучасних технологічних рішень, а також можливості глибокого аналізу роботи системи.

#### 3.1.2.1 Енкодер

Для забезпечення точного зворотного зв'язку по кутовому положенню вала двигуна було обрано магнітний енкодер МТ6701 (рисунок 3.4). Важливою перевагою цього енкодера є його конструктивна простота для інтеграції: для створення повноцінного датчика положення необхідно лише два основні елементи – сама мікросхема енкодера та відповідний магніт, що

закріплюється на рухомій частині. Це значно спрощує механічну конструкцію. Крім того, МТ6701 надає гнучкість у виборі типу вихідного сигналу, дозволяючи працювати як в інкрементному, так і в абсолютному режимі вимірювання кута, що є безперечним плюсом для дослідницьких цілей. Додатковою перевагою є можливість програмного налаштування точності вимірювання та інших параметрів, а також його відносно невисока вартість порівняно з іншими мікросхемами абсолютних енкодерів зі схожими характеристиками.

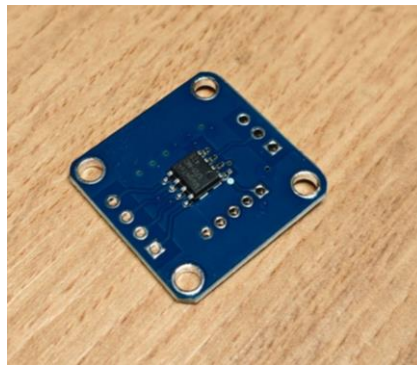


Рисунок 3.4 –Енкодер МТ6701

### 3.1.2.2 Мотор

Для реалізації безпосередньо руху в прототипі було використано безколекторний двигун T-motor AT3520 з KV 550 об/В (рисунок 3.5). Ключовим фактором при його виборі для даного демонстраційного стенду стала його характеристика KV (кількість обертів на вольт). Відносно низьке значення KV означає, що двигун розвиває більший крутний момент на одиницю струму при менших швидкостях обертання. Це є перевагою для прототипу з прямим приводом (Direct Drive), оскільки дозволяє легше контролювати рух та отримувати достатній момент без використання редуктора, що спрощує механічну конструкцію стенду та дозволяє більш "чисто" досліджувати саме роботу системи керування.



Рисунок 3.5 –T-motor AT3520

### 3.1.2.3 Привід

В якості основного силового керуючого пристрою для безколекторного двигуна було обрано драйвер ODrive v3.6 (рисунок 3.6). Цей вибір зумовлений його відкритою архітектурою (open-source) та широкими можливостями для реалізації складних алгоритмів керування, зокрема векторного керування (FOC). Хоча ODrive є досить складним пристроєм, що використовує спеціалізовані мікросхеми (наприклад, драйвер затворів DRV8301 від Texas Instruments), його фундаментальна силова схемотехніка трифазного інвертора концептуально подібна до тієї, що була теоретично розроблена та промодельована для власного драйвера в пункті 2.1.3.3 даної роботи. Це дозволяє на практиці дослідити принципи керування, описані раніше, використовуючи надійну та перевірену платформу.

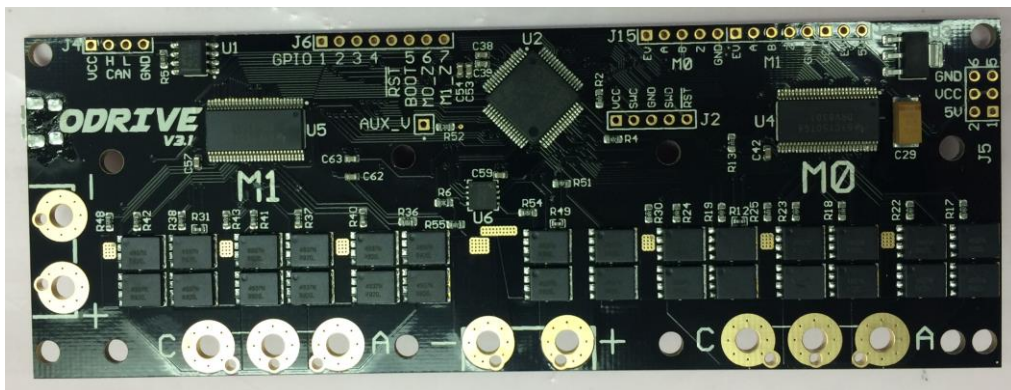


Рисунок 3.6 –ODrive v3.6

### 3.1.2.4 Система керування

Для реалізації логіки керування вищого рівня та взаємодії з драйвером ODrive використовується мікроконтролерна плата Arduino Nano. Вона була обрана завдяки своїй простоті, доступності та великій кількості бібліотек і прикладів, що значно полегшує розробку та налагодження. Спілкування між Arduino Nano та драйвером ODrive здійснюється по інтерфейсу UART з використанням ASCII-протоколу, що забезпечує достатню швидкість для передачі команд позиціонування та отримання зворотного зв'язку, а також дозволяє легко моніторити та, за потреби, виправляти помилки в передачі даних. Для симуляції намірів користувача та ініціації руху (імітації кроку) до Arduino Nano підключено тривісний акселерометр ADXL345 через шину I2C. Акселерометр, такий як ADXL345, вимірює лінійне прискорення, включаючи гравітаційне прискорення. Аналізуючи компоненти гравітаційного прискорення по його осях, можна визначити кут нахилу (орієнтацію) пристрою відносно вектора гравітації. У даному проекті передбачається, що, відстежуючи зміну нахилу акселерометра (закріпленого, наприклад, на сегменті, що імітує стегно) по осі Y, можна отримати інформацію про підйом або опускання "стегна" і, відповідно, генерувати команди для сервоприводу "колінного суглоба". Таким чином, акселерометр тут використовується для визначення зміни кутового положення (нахилу), а не абсолютної просторової позиції (рисунок 3.7).

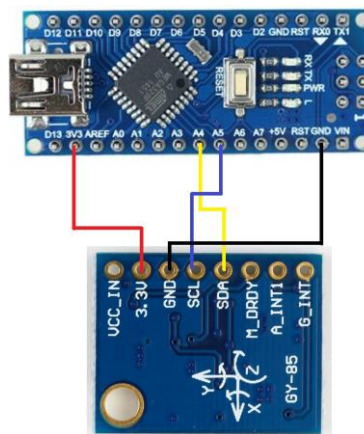


Рисунок 3.7 – Системи керування

### 3.1.3. Схема електричних з'єднань прототипу

Електричне з'єднання компонентів прототипу реалізовано наступним чином: акселерометр ADXL345 підключений до мікроконтролера Arduino Nano через інтерфейс I2C для передачі даних про орієнтацію. Зв'язок між платою Arduino Nano та драйвером ODrive v3.6 здійснюється за допомогою послідовного інтерфейсу UART, при цьому виводи Arduino підключені до портів UART\_V (GPIO3, GPIO4 за замовчуванням для ODrive) на драйвері. Безколекторний двигун під'єднано до трифазних виходів (M0\_A, M0\_B, M0\_C) силових MOSFET-транзисторів, що відповідають осі 0 (Axis 0) драйвера ODrive. Для забезпечення зворотного зв'язку по положенню, магнітний енкадер MT6701 підключений до відповідних пінів (A, B, Z) для енкадера осі 0 (Axis 0) на платі ODrive (рисунок 3.8).

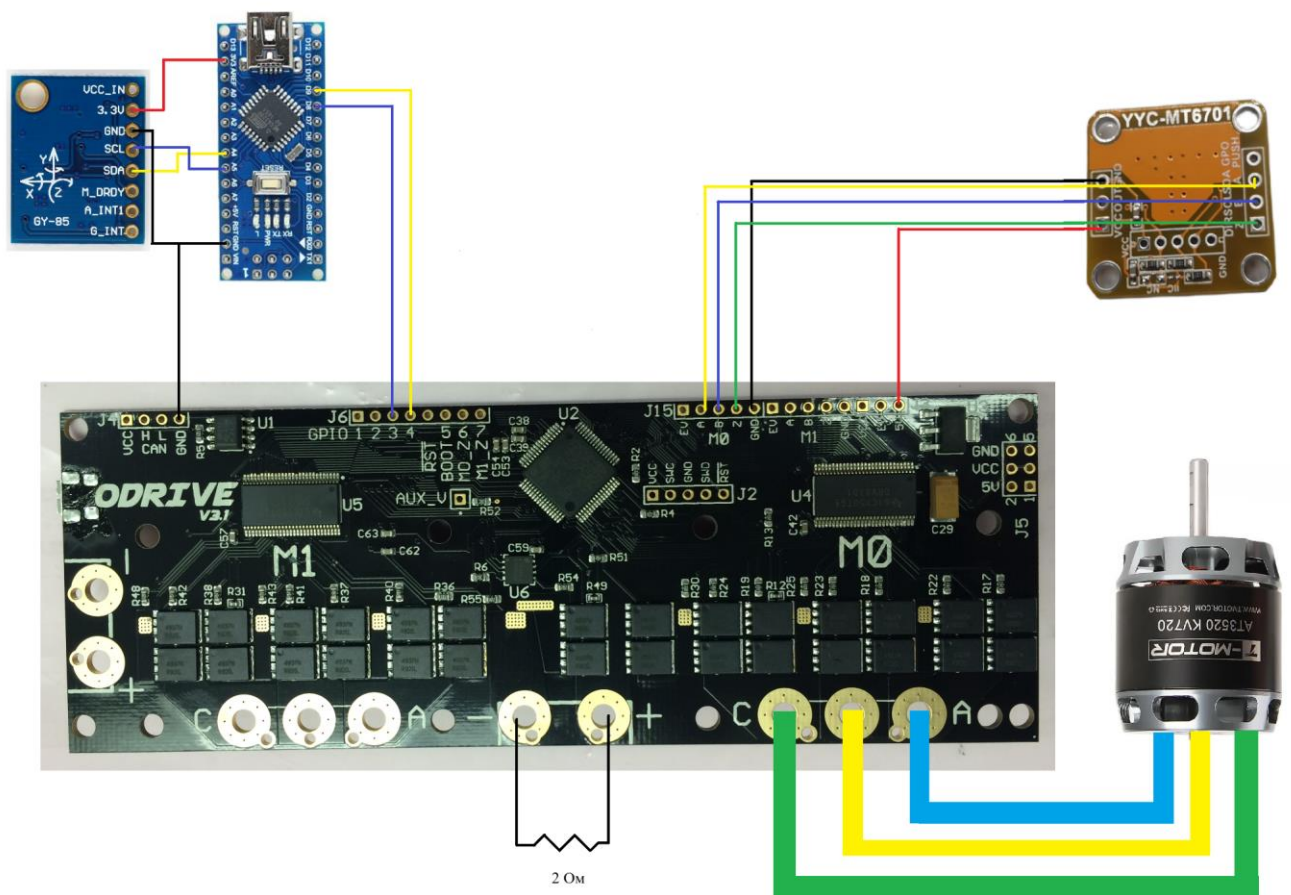


Рисунок 3.8 – Схема під'єднання компонентів

## 3.2. Практична реалізація та налаштування системи на базі ODrive

### 3.2.1. Конфігурація драйвера ODrive

Драйвер ODrive v3.6 оснащений власним програмним забезпеченням та надає гнучкий інтерфейс для взаємодії, зазвичай через USB за допомогою спеціалізованої утиліти `odrivetool` в Python. Для забезпечення коректної, точної та безпечної роботи сервоприводу, а також адекватної реакції системи на керуючі команди, драйвер потребує ретельного початкового конфігурування параметрів двигуна, енкодера, системи живлення та регуляторів, а також проведення процедур калібрування.

Після підключення до драйвера, першим кроком, за необхідності, може бути скидання попередніх налаштувань командою `odrv0.erase_configuration()`. Далі було проведено налаштування основних параметрів для осі 0 (`axis0`), до якої підключено двигун та енкодер:

Параметри двигуна:

1) Встановлено кількість пар полюсів двигуна:  
`odrv0.axis0.motor.config.pole_pairs = 7.`

2) Визначено тип двигуна як високострумний:  
`odrv0.axis0.motor.config.motor_type = MOTOR_TYPE_HIGH_CURRENT.`

3) Задано константу моменту двигуна, розраховану як відношення 8.27 до номінального KV двигуна (550 об/В):  
`odrv0.axis0.motor.config.torque_constant = 8.27 / 550.`

4) Встановлено обмеження по струму двигуна на рівні 10А:  
`odrv0.axis0.motor.config.current_lim = 10.`

5) Задано струм для калібрування двигуна 5А:  
`odrv0.axis0.motor.config.calibration_current = 5.`

Параметри енкодера:

1) Вказано кількість імпульсів на оберт (CPR) для енкодера:  
`odrv0.axis0.encoder.config.cpr = 4096.`

2) Режим роботи енкодера встановлено як інкрементальний:  
`odrv0.axis0.encoder.config.mode = ENCODER_MODE_INCREMENTAL`.

Параметри системи живлення:

1) Для захисту системи визначено мінімальний та максимальний рівні напруги на шині постійного струму:  
`odrv0.config.dc_bus_undervoltage_trip_level = 20.0 В` та  
`odrv0.config.dc_bus_overvoltage_trip_level = 28.0 В`.

2) Вказано опір гальмівного резистора 2.0 Ом (`odrv0.config.brake_resistance = 2.0`) та активовано його використання (`odrv0.config.enable_brake_resistor = True`) для розсіювання рекуперативної енергії.

Параметри контролера (регулятора):

1) Встановлено обмеження максимальної швидкості обертання:  
`odrv0.axis0.controller.config.vel_limit = 10` (об/с або інша відповідна одиниця ODrive).

2) Обрано режим керування по положенню:  
`odrv0.axis0.controller.config.control_mode = CONTROL_MODE_POSITION_CONTROL` (значення 3).

3) Встановлено режим вхідних команд як трапецієподібний профіль руху (Trapezoidal Trajectory): `odrv0.axis0.controller.config.input_mode = INPUT_MODE_TRAP_TRAJ` (значення 5).

4) Налаштовано коефіцієнти ПІД-регулятора: коефіцієнт підсилення по положенню `odrv0.axis0.controller.config.pos_gain = 20`, коефіцієнт підсилення по швидкості `odrv0.axis0.controller.config.vel_gain = 0.1`, та інтегральний коефіцієнт по швидкості `odrv0.axis0.controller.config.vel_integrator_gain = 0.5`.

Конфігурація інтерфейсу UART:

Для взаємодії з Arduino Nano було налаштовано UART\_B (GPIO 3 та 4) драйвера ODrive на роботу з протоколом ASCII та швидкістю передачі даних 115200 біт/с параметри:

- 1) `config.enable_uart_b = true;`
- 2) `config.udp_b_baudrate = 115200;`
- 3) `config.gpio3_mode = GPIO_MODE_UART_B;`
- 4) `config.gpio4_mode = GPIO_MODE_UART_B;`
- 5) `uart1_protocol = STREAM_PROTOCOL_TYPE_ASCII_AND_STDOUT`

Після встановлення всіх необхідних параметрів конфігурація була збережена в енергонезалежну пам'ять драйвера командою `odrv0.save_configuration()`.

Ключовим етапом налаштування є **калібрування системи**, яке запускається командою `odrv0.axis0.requested_state = AXIS_STATE_FULL_CALIBRATION_SEQUENCE`. Під час цієї процедури драйвер визначає електричні параметри двигуна (опір та індуктивність фаз), зміщення енкодера відносно фаз двигуна та напрямок обертання. Успішне завершення калібрування без помилок (перевірено за допомогою `dump_errors(odrv0)`) є необхідною умовою для переходу до режиму замкненого керування.

### 3.2.2. Розробка системи керування

Система керування вищого рівня для демонстраційного прототипу реалізована на базі мікроконтролерної плати Arduino Nano. Її основними завданнями є зчитування даних з датчика орієнтації (акселерометра) для визначення намірів користувача (імітація руху стегна) та формування відповідних команд позиціонування для драйвера ODrive, а також забезпечення можливості налагодження та моніторингу через послідовний порт. Програмний код розроблено мовою C++ в середовищі Arduino IDE.

На початковому етапі програмного коду відбувається підключення необхідних бібліотек та оголошення глобальних змінних і об'єктів, що використовуються протягом усієї роботи програми (лістинг 3.1).



```

Serial.println("Starting system...");

// Wait for connection to ODrive
while (odrive.getState() == AXIS_STATE_UNDEFINED) {
    delay(100);
}

Serial.println("ODrive connected.");

// Enter closed-loop position control mode
while (odrive.getState() != AXIS_STATE_CLOSED_LOOP_CONTROL) {
    odrive.clearErrors();
    odrive.setState(AXIS_STATE_CLOSED_LOOP_CONTROL);
    delay(10);
}

Serial.println("System ready!");
}

```

У цій функції спочатку ініціалізується апаратний послідовний порт (Serial) для виведення налагоджувальної інформації на комп'ютер зі швидкістю 115200 біт/с. Аналогічна швидкість встановлюється для програмного порту `odrive_serial`, що використовується для зв'язку з ODrive. Запускається шина I2C командою `Wire.begin()` та подається живлення на акселерометр ADXL345 (`adxl.powerOn()`). Після короткої затримки `delay(1000)` для стабілізації всіх компонентів, програма виводить повідомлення про початок роботи.

Далі відбувається очікування встановлення зв'язку з драйвером ODrive. Цикл `while (odrive.getState() == AXIS_STATE_UNDEFINED)` перевіряє стан осі двигуна; поки стан не визначений (тобто зв'язок не встановлено або драйвер не готовий), виконується затримка. Після успішного підключення до ODrive, наступний цикл `while (odrive.getState() != AXIS_STATE_CLOSED_LOOP_CONTROL)` відповідає за переведення осі двигуна в режим замкнутого контуру керування. Перед кожною спробою встановлення цього стану відбувається очищення можливих помилок драйвера (`odrive.clearErrors()`). Це гарантує, що двигун буде готовий до прийому команд позиціонування.

Основна логіка керування реалізована у функції `loop()`, яка виконується циклічно після завершення функції `setup()` (лістинг 3.3).

### Лістинг 3.3 – Основний цикл програми `loop()`

```
// Repeats continuously
void loop() {
  double xyz[3];
  adxl.getAcceleration(xyz);
  double ay = xyz[1]; // Y-axis = leg tilt

  // Map tilt to motor position
  float target_pos = fmap(ay, 1.0, 0.0, ODRIVE_POS_MIN,
ODRIVE_POS_MAX);
  target_pos = constrain(target_pos, ODRIVE_POS_MIN,
ODRIVE_POS_MAX);

  // Send position command to ODrive
  odrive.setPosition(0, target_pos, 0.0f);

  // Debug output
  Serial.print("ay: ");
  Serial.print(ay);
  Serial.print(" => target_pos: ");
  Serial.println(target_pos);

  delay(20); // Prevent UART overload
}
```

У кожній ітерації циклу `loop()` спочатку зчитуються дані з акселерометра ADXL345 за допомогою функції `adxl.getAcceleration(xyz)`, яка повертає масив значень прискорення по трьох осях. Для визначення нахилу "стегна" використовується значення прискорення по осі Y (`ay = xyz[1]`). Це значення, що відображає проекцію вектора гравітації на вісь Y акселерометра, інтерпретується як показник нахилу.

Далі, отримане значення `ay` перетворюється з діапазону очікуваних значень прискорення (в даному коді умовно від 1.0 до 0.0, що може відповідати різним кутам нахилу відносно вертикалі) в діапазон цільових позицій двигуна ODrive за допомогою допоміжної функції `fmap()`. Функція `constrain()` обмежує отримане значення `target_pos` заданими мінімальним та максимальним значеннями, запобігаючи виходу за допустимі межі руху.

Сформоване цільове положення `target_pos` надсилається на вісь 0 драйвера ODrive командою `odrive.setPosition(0, target_pos, 0.0f)`, де третій параметр (`0.0f`) може представляти швидкість подачі або струм (залежно від конфігурації ODrive та режиму `input_mode`, тут, ймовірно, швидкість попереднього фільтра).

Для налагодження та моніторингу роботи системи поточне значення `au` та розраховане `target_pos` виводяться в послідовний порт. Невелика затримка `delay(20)` в кінці циклу використовується для запобігання перевантаженню UART-каналу зв'язку з ODrive та для стабілізації роботи.

Допоміжна функція `fmap()` використовується для лінійного перетворення значення з одного діапазону в інший (лістинг 3.4).

#### Лістинг 3.4 – Допоміжна функція `fmap()`

```
// Helper function: remaps value from one range to another
float fmap(float x, float in_min, float in_max, float out_min,
float out_max) {
    return (x - in_min) * (out_max - out_min) / (in_max - in_min)
+ out_min;
}
```

Ця функція приймає на вхід поточне значення `x`, межі вхідного діапазону (`in_min`, `in_max`) та межі вихідного діапазону (`out_min`, `out_max`) і повертає відповідне значення `x` у новому діапазоні. Вона є стандартним інструментом для пропорційного масштабування сигналів, що широко використовується в подібних задачах керування.

Таким чином, розроблена програмна система на Arduino Nano забезпечує зчитування даних про нахил від акселерометра, їх перетворення у команди позиціонування та передачу цих команд драйверу ODrive для керування рухом сервоприводу, імітуючи реакцію суглоба на зміну положення стегна.

### 3.3. Результати роботи створеного прототипу

Після збирання (рисунок 3.9) та налаштування експериментального стенду було проведено випробування для оцінки його динамічної поведінки та реакції на керуючі впливи, що імітують наміри користувача. Під час тестування зміна нахилу платформи з датчиком орієнтації (акселерометром) використовувалася для симуляції руху стегна. Ці дані оброблялися мікроконтролерною системою керування, яка формувала відповідні команди цільового положення для сервоприводу.

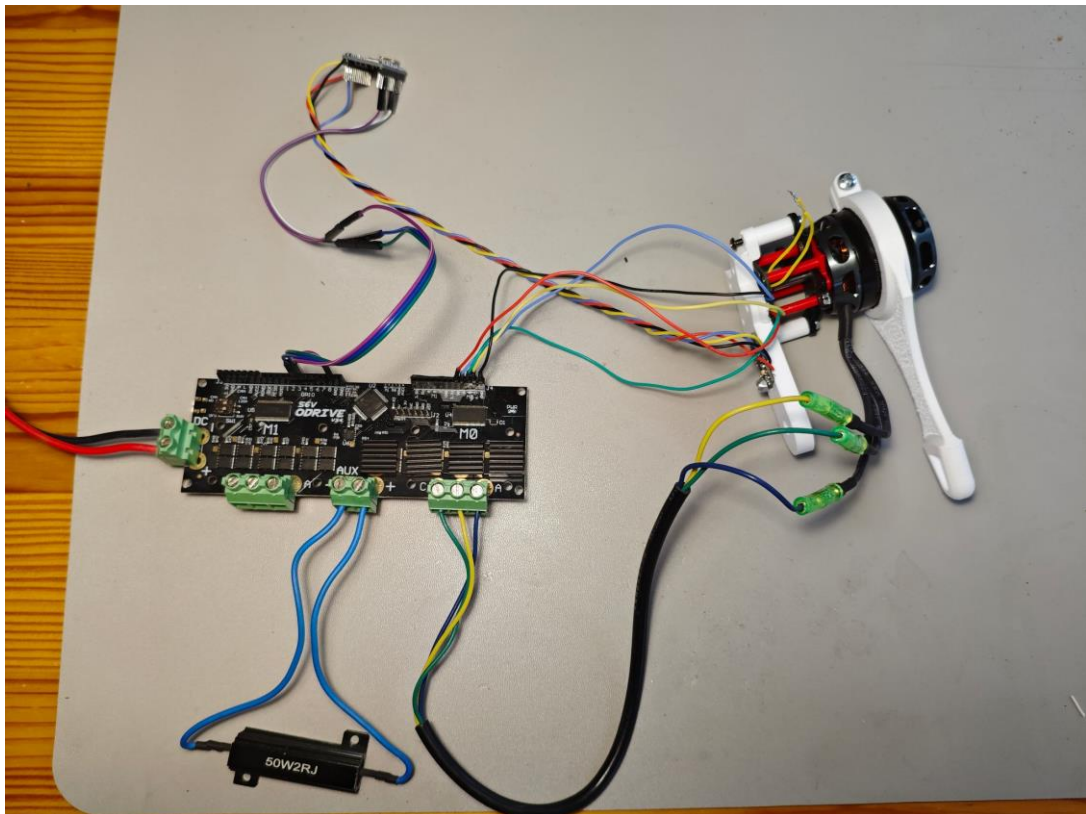


Рисунок 3.9 – Зображення прототипу

У ході експериментів спостерігалася чітка та передбачувана реакція сервоприводу: модуль, що імітує колінний суглоб, змінював своє кутове положення відповідно до сигналів від системи керування, які базувалися на даних з датчика нахилу. Завдяки специфічним налаштуванням параметрів контролера драйвера сервоприводу, рух модуля характеризувався помітною

плавністю та певною пружністю. Це створювало ефект своєрідної амортизації при досягненні кінцевих точок траєкторії або при реакції на зміни керуючих команд, уникаючи різких ривків.

Така "м'яка" характеристика руху, що забезпечує деяку податливість, може бути бажаною для реальних протезів, сприяючи комфорту та природності ходи. Важливо, що незважаючи на цю еластичність, система демонструвала здатність надійно утримувати задане положення та повертатися до нього після невеликих зовнішніх збурень, що є фундаментальним для забезпечення стабільності та потенційного балансування. На рисунку 3.10 наочно ілюструється початкова фаза імітації кроку. Тут продемонстровано динамічну відповідь сервоприводу, траєкторія руху якого позначена синьою стрілкою, на змодельований рух стегнової частини, візуалізований червоною стрілкою. Ця взаємодія відображає перший етап формування кроку.

Наступний рисунок 3.11 деталізує подальший етап цього процесу. На ньому показано адаптивну реакцію сервоприводу на рух стегна при одночасній взаємодії з опорною поверхнею, що створює силу опору. Результируюча траєкторія руху механізму в умовах такого навантаження позначена зеленою стрілкою, що демонструє здатність системи виконувати наступну фазу кроку з урахуванням зовнішніх чинників.

Таким чином, спостережувана робота прототипу підтвердила коректність обраних підходів до керування та налаштування сервопривідної системи. (Посилання на повне відео тесту <https://youtu.be/RUyMzKC6aZI>)

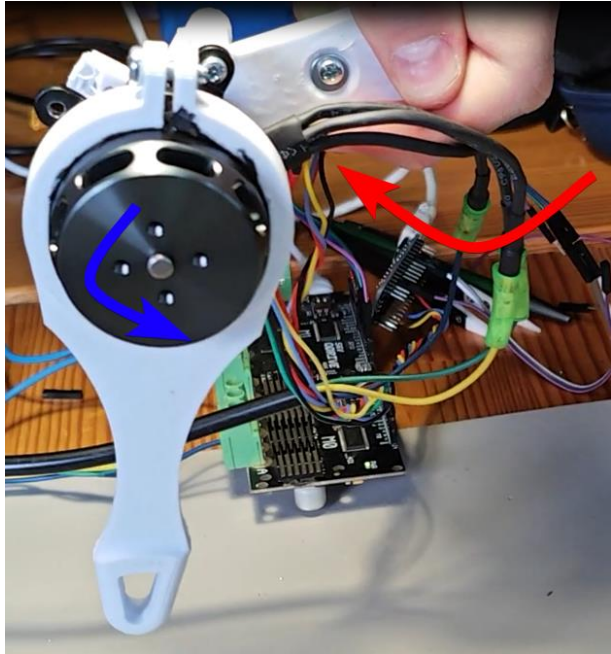


Рисунок 3.10 – Зображення траєкторії руху 1



Рисунок 3.11 – Зображення траєкторії руху 2

## ВИСНОВКИ

У процесі виконання кваліфікаційної роботи було досягнуто поставленої мети – розроблено та досліджено систему стабілізації та руху сервоприводів, що імітує роботу суглоба для протезу нижніх кінцівок. У межах роботи було проведено комплексний аналіз предметної області сучасного протезування та біоінженерії, досліджено існуючі технічні рішення в активному протезуванні, проаналізовано можливі технічні труднощі, підбрано відповідну елементну базу та програмні засоби, а також розроблено архітектуру експериментального прототипу.

На основі проведеного аналізу теоретичних відомостей було обґрунтовано використання безколекторних двигунів постійного струму (BLDC) як найбільш ефективних для створення високопродуктивних сервоприводів у протезуванні завдяки їх високому ККД, питомій потужності та керованості. Для практичної реалізації прототипу було обрано драйвер ODrive, що підтримує векторне керування (FOC), та відповідний BLDC двигун з магнітним енкодером для забезпечення точного зворотного зв'язку. Також було теоретично опрацьовано та змодельовано принципову схему власного трифазного драйвера для глибшого розуміння апаратних аспектів керування. Для конструкції демонстраційного стенду застосовано технологію 3D-друку з використанням пластику PETG, а для передачі руху в прототипі було реалізовано прямий привід з метою спрощення конструкції.

## ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Щолкін М. М. Комп'ютеризовані методи управління сервоприводами у сучасних протезах. П'ятнадцята міжнародна науково-технічна конференція «Сучасні напрями розвитку інформаційно-комунікаційних технологій та засобів управління». 2025. Т. 15, № 2.
2. Arduino simple field oriented control project. *Simple FOC*. URL: <https://simplefoc.com/> (date of access: 23.05.2025).
3. Comparative analysis of electromagnetic force inverter fed PMSM drive using field oriented control (FOC) and direct torque control (DTC) / C. Zhang et al. *2019 22nd international conference on electrical machines and systems (ICEMS)*, Harbin, China, 11–14 August 2019. 2019. URL: <https://doi.org/10.1109/icems.2019.8921693> (date of access: 23.05.2025).
4. Data Sheet ADXL345. <https://www.analog.com>. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/adxl345.pdf>.
5. Design of a high torque density robot joint and analysis of force control method applied for a light exoskeleton / G. Zhang et al. *Electronics*. 2023. Vol. 12, no. 2. P. 397. URL: <https://doi.org/10.3390/electronics12020397> (date of access: 23.05.2025).
6. Effects of a powered ankle-foot prosthesis on kinetic loading of the unaffected leg during level-ground walking - Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. *BioMed Central*. URL: <https://jneuroengrehab.biomedcentral.com/articles/10.1186/1743-0003-10-49> (date of access: 23.05.2025).
7. Getting Started – ODrive Documentation 0.5.6 documentation. URL: <https://docs.odriverobotics.com/v/0.5.6/getting-started.html> (date of access: 23.05.2025).
8. *Hall Based Angle Position Encoder Sensor MT6701*. URL:

[https://www.skytech.ir/DownLoad/File/4471\\_5001592712907.pdf](https://www.skytech.ir/DownLoad/File/4471_5001592712907.pdf)

(дата

звернення: 23.05.2025).

9. Karnavas Y. L., Topalidis A. S., Drakaki M. Development and implementation of a low cost  $\mu$ - based brushless DC motor sensorless controller: a practical analysis of hardware and software aspects. *Electronics*. 2019. Т. 8, № 12. С. 1456. URL: <https://doi.org/10.3390/electronics8121456> (дата звернення: 29.05.2025).

10. Katz B. G. A low cost modular actuator for dynamic robots : thesis. 2018. 104 p. URL: <http://hdl.handle.net/1721.1/118671> (date of access: 23.05.2025).

11. Kumar S. S., Kumari R. M. Design and implementation of six switch three phase inverter BLDC motor drive for commercial applications. *Asian journal of research in social sciences and humanities*. 2016. Vol. 6, no. 7. P. 1301. URL: <https://doi.org/10.5958/2249-7315.2016.00515.3> (date of access: 23.05.2025).

12. MT6701 datasheet. URL: [https://uploadcdn.oneyac.com/attachments/files/brand\\_pdf/magntek/F3/CA/MT6701QT-STD.pdf](https://uploadcdn.oneyac.com/attachments/files/brand_pdf/magntek/F3/CA/MT6701QT-STD.pdf) (date of access: 29.05.2025).

13. *Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies*. URL: [https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-IR2104-DS-v01\\_00-EN.pdf?fileId=5546d462533600a4015355c7c1c31671](https://www.infineon.com/dgdl/Infineon-IR2104-DS-v01_00-EN.pdf?fileId=5546d462533600a4015355c7c1c31671) (дата звернення: 23.05.2025).

14. *Semiconductor & System Solutions - Infineon Technologies*. URL: <https://www.infineon.com/dgdl/irlr7843pbf.pdf?fileId=5546d462533600a40153566de53526d8> (дата звернення: 23.05.2025).

15. UART Interface – ODrive Documentation 0.5.6 documentation. URL: <https://docs.odriverobotics.com/v/0.5.6/uart.html>.

16. Prasol I., Dovnar O., Yeroshenko O. Method of diagnosing some diseases of the neuro-muscular system and features of data processing in software. *Technology Audit and Production Reserves*. 2023. 1(69). P. 20-25. <https://doi.org/10.15587/2706-5448.2023.273848>