

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

**Факультет біомедичної інженерії  
Кафедра біомедичної інженерії**

«На правах рукопису»  
УДК 615.477.21

«До захисту допущено»  
Завідувач кафедри БМІ  
\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«15» грудня 2025р.

**Магістерська дисертація**

**на здобуття ступеня магістра**

**за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»**

**зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»**

**на тему: «Система керування механізмом кисті на основі ЕМГ-сигналів»**

Виконав:

студент II курсу, групи ЗМ-41мп  
Тодоров Ярослав Сергійович \_\_\_\_\_

Науковий керівник:

доцент кафедри БМІ, к.п.н.,  
Богданова Тетяна Леонідівна \_\_\_\_\_

Рецензент:

проф. каф. ББЗЛ, д.п.н.,  
Глоба Олександр Петрович \_\_\_\_\_

Засвідчую, що у цій магістерській  
дисертації немає запозичень з праць  
інших авторів без відповідних посилань.  
Студент \_\_\_\_\_

Київ – 2025

**Національний технічний університет України**  
**«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**  
**Факультет біомедичної інженерії**  
**Кафедра біомедичної інженерії**

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

\_\_\_\_\_ Владислав ШЛИКОВ

«15» грудня 2025 р.

**ЗАВДАННЯ**  
**на магістерську дисертацію студенту**  
**Тодорову Ярославу Сергійовичу**

1. Тема дисертації «Система керування механізмом кисті на основі ЕМГ-сигналів», науковий керівник дисертації доцент кафедри БМІ, к.п.н., Богданова Тетяна Леонідівна, затверджені наказом по університету від «3» листопада 2025 р. № 4751-с.

2. Термін подання студентом дисертації 15 грудня 2025 р.

3. Об'єкт дослідження: процес реєстрації та обробки біоелектричних сигналів для керування електромеханічними пристроями реабілітаційного призначення.

4. Предмет дослідження: апаратно-програмні засоби та алгоритми розпізнавання патернів ЕМГ-сигналів для керування рухом механізму кисті.

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: розглянути датчики ЕМГ та підсилювачі для реєстрації сигналів; дослідити методи обробки ЕМГ-сигналів для керування протезами; обґрунтувати технічні параметри протеза, його енергоспоживання та автономність.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: презентація в Microsoft PowerPoint, рисунки МД.

7. Дата видачі завдання: «03» листопада 2025 р.

#### Календарний план

| № з/п | Назва етапів виконання магістерської дисертації                                         | Термін виконання етапів магістерської дисертації | Примітка |
|-------|-----------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|----------|
| 1     | Огляд літературних джерел за темою роботи                                               | Вересень 2025                                    |          |
| 2     | Обґрунтування вибору елементної бази (датчики, мікроконтролер) та середовища розробки   | Вересень 2025                                    |          |
| 3     | Розробка структурної схеми системи та алгоритму обробки сигналів                        | Жовтень 2025                                     |          |
| 4     | Програмна реалізація фільтрації сигналу та макетування системи керування сервоприводами | Жовтень – Листопад 2025                          |          |
| 5     | Аналіз результатів тестування роботи системи та оцінка похибок                          | Листопад 2025                                    |          |
| 6     | Оформлення магістерської дисертації                                                     | Листопад – Грудень 2025                          |          |
| 7     | Проходження нормоконтролю                                                               | Грудень 2025                                     |          |
| 8     | Отримання рецензії та відгуку наукового керівника                                       | Грудень 2025                                     |          |
| 9     | Оформлення супровідних документів                                                       | Грудень 2025                                     |          |
| 10    | Подання пакету документів на кафедру                                                    | Грудень 2025                                     |          |

Студент

Ярослав ТОДОРОВ

Науковий керівник

Тетяна БОГДАНОВА

## АНОТАЦІЯ

Тема магістерської дисертації: «Система керування механізмом кисті на основі ЕМГ-сигналів».

Обсяг магістерської дисертації налічує 85 сторінок, представлено 28 ілюстрацій та 18 таблиць.

Загалом було опрацьовано 50 джерел.

Актуальність: втрата верхніх кінцівок внаслідок травм або захворювань є серйозною медико-соціальною проблемою, що вимагає ефективних засобів реабілітації. Сучасні біонічні протези забезпечують відновлення функцій, проте висока вартість та складність налаштування обмежують їх доступність. Розробка адаптивних систем керування на основі поверхневої електроміографії (sEMG) дозволяє створити більш доступні та функціональні протези, що здатні точно інтерпретувати наміри користувача.

Метою магістерської дисертації є розробка апаратно-програмної системи керування електромеханічним макетом кисті з використанням сигналів електроміографії для забезпечення базових хватів.

Задачі магістерської дисертації:

1. Оглянути існуючі методи реєстрації та обробки ЕМГ-сигналів у системах керування протезами верхніх кінцівок.

2. Обґрунтувати вибір елементної бази (сенсорів, мікроконтролера, приводів) та розробити структурну схему системи.

3. Розробити алгоритми цифрової обробки сигналів (фільтрація, виділення огибаючої) та логіку керування механізмом кисті.

4. Провести експериментальне тестування розробленої системи на макеті, оцінити швидкість реакції та точність відтворення рухів.

Об'єктом дослідження є процес реєстрації та обробки біоелектричних сигналів для керування електромеханічними пристроями реабілітаційного призначення.

Предметом дослідження є апаратно-програмні засоби та алгоритми розпізнавання патернів ЕМГ-сигналів для керування рухом механізму кисті.

Методи дослідження: у роботі використано: методи цифрової обробки сигналів (фільтрація, згладжування) для покращення якості ЕМГ; схемотехнічне моделювання; програмування мікроконтролерів; методи експериментального дослідження для перевірки працездатності прототипу.

Наукова новизна магістерської дисертації полягає у вдосконаленні алгоритму порогового детестування м'язової активності, що дозволяє підвищити стабільність розпізнавання керуючих сигналів в умовах дії завад при використанні доступної елементної бази.

Практична цінність роботи полягає у створенні діючого прототипу системи керування, яка може бути використана як базова платформа для розробки недорогих біонічних протезів або тренажерів для реабілітації пацієнтів з порушенням моторики.

Ключові слова: електроміографія, система керування, протезування, мікроконтролер, сервопривод, обробка сигналів, біоніка.

## **ABSTRACT**

Master's thesis topic: 'Hand mechanism control system based on EMG signals.'

The master's thesis consists of 85 pages, 28 illustrations and 18 tables.

A total of 50 sources were reviewed.

Relevance: the loss of upper limbs due to injury or disease is a serious medical and social problem that requires effective means of rehabilitation. Modern bionic prostheses provide functional recovery, but their high cost and complexity of adjustment limit their availability. The development of adaptive control systems based on surface electromyography (sEMG) allows the creation of more affordable and functional prostheses that are capable of accurately interpreting the user's intentions.

The aim of the master's thesis is to develop a hardware and software control system for an electromechanical hand model using electromyography signals to provide basic grips.

The objectives of the master's thesis are:

1. To review existing methods of recording and processing EMG signals in upper limb prosthesis control systems.
2. To justify the choice of components (sensors, microcontroller, drives) and develop a structural diagram of the system.
3. Develop algorithms for digital signal processing (filtering, envelope detection) and logic for controlling the hand mechanism.
4. Conduct experimental testing of the developed system on a mock-up, evaluate the response speed and accuracy of movement reproduction.

The object of the study is the process of recording and processing bioelectric signals for controlling electromechanical devices for rehabilitation purposes.

The subject of the study is hardware and software tools and algorithms for recognising EMG signal patterns to control the movement of the hand mechanism.

Research methods: the work uses digital signal processing methods (filtering, smoothing) to improve EMG quality; circuit modelling; microcontroller programming; experimental research methods to test the prototype's performance.

The scientific novelty of the master's thesis lies in the improvement of the threshold detection algorithm for muscle activity, which allows to increase the stability of control signal recognition in the presence of interference when using an affordable component base.

The practical value of the work lies in the creation of a working prototype of a control system that can be used as a basic platform for the development of inexpensive bionic prostheses or trainers for the rehabilitation of patients with motor disorders.

Keywords: electromyography, control system, prosthetics, microcontroller, servo drive, signal processing, bionics.

## ЗМІСТ

|                                                                                                           |           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ .....</b>                                                                    | <b>9</b>  |
| <b>ВСТУП.....</b>                                                                                         | <b>10</b> |
| <b>РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ТА МЕТОДІВ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК.....</b>          | <b>12</b> |
| 1.1. Актуальність проблеми відновлення функціональності кисті.....                                        | 12        |
| 1.2. Огляд та класифікація сучасних рішень для ЕМГ-протезування .....                                     | 16        |
| 1.2. Порівняльний аналіз методів обробки та класифікації ЕМГ-сигналів (LDA, ШІ) .....                     | 20        |
| 1.3. Аналіз механічних систем протезів кисті (біоміметичні, недостатня актуалія, сенсорні системи) .....  | 23        |
| Висновок до розділу 1.....                                                                                | 26        |
| <b>РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ .....</b>                      | <b>28</b> |
| 2.1. Обґрунтування концепції та технічні вимоги до фінальної версії системи керування протеза кисті ..... | 28        |
| 2.2. Вибір та обґрунтування компонентів апаратної частини .....                                           | 31        |
| 2.3. Алгоритм керування системою на основі лінійного дискримінантного аналізу (LDA).....                  | 34        |
| 2.4. Принципова схема та механічна частина системи керування.....                                         | 37        |
| Висновок до розділу 2.....                                                                                | 39        |
| <b>РОЗДІЛ 3. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ .....</b>                               | <b>41</b> |
| 3.2. Обґрунтування вибору компонентної бази вдосконаленого прототипу .....                                | 45        |
| 3.3. Програмна реалізація алгоритму керування вдосконалим прототипом.....                                 | 50        |
| 3.4. Збірка та апаратна інтеграція компонентів вдосконаленого прототипу .....                             | 54        |
| 3.5. Аналіз результатів тестування та порівняння з результатами практики .....                            | 56        |
| 3.5.1. Аналіз телеметричних даних та роботи алгоритму захисту.....                                        | 56        |
| 3.5.2. Порівняльна характеристика з прототипом етапу практики.....                                        | 58        |
| Висновок до розділу 3.....                                                                                | 59        |
| <b>РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ .....</b>                                                           | <b>61</b> |
| 4.1. Опис концепції стартап-проєкту.....                                                                  | 61        |
| 4.2. Технологічний аудит ідеї проєкту .....                                                               | 64        |
| 4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту.....                                             | 66        |
| 4.4. Розроблення ринкової стратегії проєкту.....                                                          | 69        |
| Висновок до розділу 4.....                                                                                | 72        |
| <b>ВИСНОВКИ.....</b>                                                                                      | <b>73</b> |
| <b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ .....</b>                                                                   | <b>75</b> |
| <b>ДОДАТОК А.....</b>                                                                                     | <b>81</b> |

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- АЦП – Аналого-цифровий перетворювач
- ЕМГ – Електроміографія / Електроміограма
- ІМК – Інтерфейс «мозок-комп'ютер»
- ІНК – Інтерфейс «нерв-комп'ютер»
- СС – Ступені свободи
- ТЗР – Технічні засоби реабілітації
- ЦНС – Центральна нервова система
- ШІ – Штучний інтелект
- ШІМ – Широтно-імпульсна модуляція
- ШНМ – Штучні нейронні мережі
- CMRR – Common Mode Rejection Ratio (Коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу)
- CNN – Convolutional Neural Networks (Згорткові нейронні мережі)
- DMA – Direct Memory Access (Прямий доступ до пам'яті)
- DSP – Digital Signal Processing (Цифрова обробка сигналів)
- FFT – Fast Fourier Transform (Швидке перетворення Фур'є)
- FPU – Floating Point Unit (Модуль операцій з плаваючою комою)
- FSR – Force Sensing Resistor (Резистивний датчик сили)
- IoT – Internet of Things (Інтернет речей)
- LDA – Linear Discriminant Analysis (Лінійний дискримінантний аналіз)
- MAV – Mean Absolute Value (Середнє абсолютне значення)
- RNN – Recurrent Neural Networks (Рекурентні нейронні мережі)
- sEMG – Surface Electromyography (Поверхнева електроміографія)
- SPI – Serial Peripheral Interface (Послідовний периферійний інтерфейс)
- SSC – Slope Sign Changes (Зміна знаку нахилу)

## ВСТУП

Відновлення функціональності верхніх кінцівок є однією з найбільш гострих медико-соціальних проблем сучасності. Втрата кисті внаслідок травм, зокрема отриманих в умовах бойових дій, або вроджених вад призводить до значного обмеження життєдіяльності людини та її соціальної дезадаптації.

Сучасний ринок протезування пропонує широкий спектр рішень: від косметичних муляжів до високотехнологічних біонічних кистей. Проте існуючі біонічні протези часто мають критичні недоліки, такі як надвисока вартість, складність у налаштуванні та відсутність інтуїтивного керування, що обмежує їх масове застосування. Крім того, більшість комерційних рішень не забезпечують користувача достатнім сенсорним зворотним зв'язком, що ускладнює виконання маніпуляцій з крихкими предметами.

У цьому контексті перспективним напрямом є розробка доступних адаптивних систем керування на основі поверхневої електроміографії (sEMG), які використовують сучасні алгоритми обробки сигналів та забезпечують зворотний зв'язок по силі. Створення таких систем дозволить підвищити функціональність протезів, знизити їх вартість та покращити якість життя пацієнтів, що робить тему дисертаційного дослідження своєчасною та актуальною.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконувалася відповідно до плану науково-дослідних робіт кафедри біомедичної інженерії Національного технічного університету України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського».

Мета і завдання дослідження. Метою роботи є розробка апаратно-програмної системи керування електромеханічним макетом кисті з використанням сигналів електроміографії для забезпечення базових хватів та силового зворотного зв'язку.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання:

1. Провести аналіз існуючих методів реєстрації та математичних алгоритмів обробки ЕМГ-сигналів у системах керування протезами.

2. Обґрунтувати вибір елементної бази та розробити структурну й принципову схеми системи керування на основі 32-бітного мікроконтролера.

3. Розробити та програмно реалізувати алгоритми цифрової фільтрації, виділення ознак та класифікації патернів рухів (на основі методу LDA або порогової логіки).

4. Створити діючий прототип пристрою з інтегрованими датчиками сили та провести експериментальне дослідження його характеристик (швидкості реакції, стабільності розпізнавання жестів, ефективності алгоритмів захисту).

Об'єкт дослідження – процес реєстрації та обробки біоелектричних сигналів для керування електромеханічними пристроями реабілітаційного призначення.

Предмет дослідження – апаратно-програмні засоби та алгоритми розпізнавання патернів ЕМГ-сигналів для керування рухом механізму кисті.

Методи дослідження. У роботі використано комплексний підхід, що включає:

- теоретичні методи аналізу наукової літератури для визначення сучасного стану проблеми;
- методи цифрової обробки сигналів (спектральний аналіз, цифрова фільтрація) для покращення якості ЕМГ-сигналів;
- методи схемотехнічного проектування та макетування для створення апаратної частини;
- експериментальні методи для тестування прототипу та верифікації розроблених алгоритмів керування.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у вдосконаленні алгоритму порогового детектування м'язової активності з інтеграцією контуру зворотного зв'язку за силою, що дозволяє підвищити стабільність розпізнавання керуючих сигналів в умовах дії завад та забезпечити адаптивність сили хвату при використанні доступної елементної бази.

## **РОЗДІЛ 1. АНАЛІЗ СУЧАСНОГО СТАНУ ТА МЕТОДІВ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУВАННЯ ВЕРХНІХ КІНЦІВОК**

### **1.1. Актуальність проблеми відновлення функціональності кисті**

Відновлення функціональності кисті є однією з найбільш актуальних та багатогранних проблем сучасної медичної науки та інженерії, що перебуває у фокусі наукового інтересу. Кисть, як кінцевий відділ верхньої кінцівки, відіграє критично важливу роль у взаємодії людини з навколишнім світом, забезпечуючи виконання тонкої моторики, маніпуляційних, хапальних та комунікативних функцій. Втрата або значне погіршення її функціональності внаслідок травм, неврологічних захворювань або вроджених вад призводить до глибокої інвалідизації, значно знижуючи якість життя пацієнтів та накладаючи суттєвий економічний тягар на суспільство, який охоплює прямі витрати на лікування та реабілітацію, а також непрямі втрати, пов'язані зі зниженням працездатності [1].

Проблема набуває особливої гостроти у контексті зростання кількості важких травм верхніх кінцівок, зокрема на виробництві, у дорожньо-транспортних пригодах та, останнім часом, в умовах бойових дій. Травми кисті часто включають пошкодження не лише кістково-суглобових структур, а й складного комплексу нервів, сухожиль та судин, що вимагає комплексного та високоспеціалізованого підходу до лікування та реабілітації. Навіть часткове відновлення її рухової активності та чутливості є життєво необхідним для повернення пацієнта до повноцінного професійного та соціального життя. Складність анатомічної будови кисті, що включає множинні компоненти, критично важливі для функціонування, найкраще ілюструє рисунок 1.1 [1, 2].

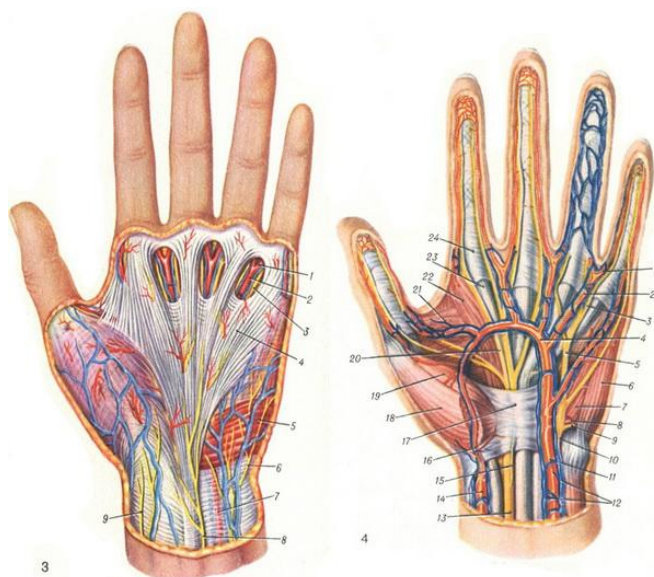


Рисунок 1.1 – Складна анатомія кисті людини з розподілом нервів, сухожиль та м'язів

Функція кисті є результатом складної нейромоторної інтеграції, де центральна нервова система (ЦНС) контролює близько 30 індивідуальних м'язів, які забезпечують феноменальну кількість степенів свободи руху, що сягає близько 27. Цей біомеханічний апарат дозволяє реалізовувати як потужні хапальні рухи (сила стискання), так і надзвичайно точні маніпуляції (щипковий захват). Порушення функціональності кисті, спричинене, наприклад, інсультом, травмою спинного або периферичного нерва, є яскравим прикладом дезінтеграції цього нейромоторного контуру: якщо при ампутації проблема полягає у відсутності механічного виконавчого органу, то при неврологічних ураженнях – у порушенні передачі команд. Відновлення вимагає не лише механічної реконструкції, але й нейрореабілітації, тобто пластичності ЦНС, спрямованої на відновлення або перенавчання рухових патернів, що підкреслює необхідність розробки методів та пристроїв, які можуть ефективно взаємодіяти з пошкодженою нервовою системою або замінювати втрачену функцію [2].

Сучасні підходи до відновлення функціональності кисті можна умовно поділити на хірургічні (реконструктивна хірургія, трансплантація) та нехірургічні (фізіотерапія, протезування, ортезування) [2]. Незважаючи на значні успіхи в кожному з цих напрямків, існують суттєві прогалини, які роблять дослідження в

цій сфері критично важливими, як це детально представлено в таблиці 1.1, що відображає основні виклики, які спонукали до проведення дослідження.

Таблиця 1.1 – Аналіз прогалин та викликів у ключових напрямках відновлення функціональності кисті

| Напрямок відновлення                           | Основна проблема (прогалина)                                                              | Актуальність                                                                          |
|------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------|
| Реконструктивна хірургія                       | неповне відновлення тонкої чутливості та сили; обмежена кількість "донорського" матеріалу | пошук нових біоінженерних рішень та матеріалів для регенерації нервів                 |
| Косметичне протезування                        | відсутність функціонального управління; суто естетична роль                               | розробка функціонально керованих біонічних систем                                     |
| Традиційне функціональне протезування (тягове) | обмежена кількість ступенів свободи; нефізіологічний рух                                  | впровадження інноваційних приводів та кінематичних схем                               |
| Реабілітація (Фізіотерапія, ЛФК)               | суб'єктивність оцінки прогресу; низька інтенсивність та об'єктивна зворотній зв'язок      | розробка об'єктивних метрик та роботизованих реабілітаційних пристроїв (екзоскелетів) |

Актуальність дослідження безпосередньо пов'язана із заповненням технологічних прогалин у галузі біонічного протезування та роботизованої реабілітації (екзоскелетів). Існуючі біонічні протези, керовані за допомогою міоелектричних сигналів (ЕКГ), часто мають обмежену точність та інтуїтивність управління, оскільки використовують лише невелику кількість електродів для декодування складних рухових намірів, що призводить до втоми пацієнта та низької експлуатаційної пристосованості. Навіть при застосуванні методів кодування, які включають машинне навчання, кінцева функціональність все ще далека від природної, особливо щодо контролю сили та одночасного руху кількох пальців [3].

Сучасний тренд у відновленні функціональності кисті – це конвергенція інженерії та нейронаук, що реалізується через розробку покращених інтерфейсів "мозок-комп'ютер" (ІМК) та "нерв-комп'ютер" (ІНК), а також систем із функціональним зворотним зв'язком, які включають тактильну та пропріоцептивну інформацію від протеза до нервової системи пацієнта, що критично важливо для точного контролю сили захвату та маніпуляцій. Важливим напрямком, який має високий інноваційний потенціал, є розробка легких та гнучких екзоскелетів кисті

(Soft Robotics). Ці пристрої використовують м'які матеріали та пневматичні або гідравлічні приводи для забезпечення рухів, більш близьких до природних, мінімізуючи ризик травмування та покращуючи комфорт пацієнта, що візуально ілюструє рисунок 1.2 [4].

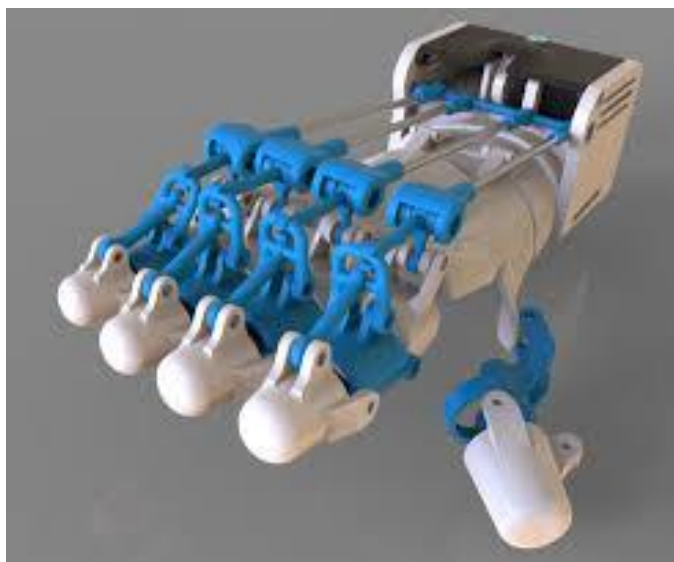


Рисунок 1.2 – Конструкція гнучкого робота-екзоскелета кисті

На сьогодні існує значний розрив між лабораторними прототипами, що демонструють високу функціональність у контрольованих умовах, та пристроями, придатними для повсякденного використання. Цей розрив зумовлений низкою інженерних обмежень: недостатньою ємністю сучасних акумуляторів для тривалої автономної роботи, обмеженою обчислювальною потужністю вбудованих мікроконтролерів для обробки сигналів у реальному часі, а також складністю інтеграції численних сенсорів та актуаторів у обмежений об'єм протеза або екзоскелета.

Успішна практична реалізація передбачає також вирішення питань біосумісності матеріалів, що контактують зі шкірою, забезпечення ергономіки та комфорту при тривалому носінні, а також створення інтуїтивно зрозумілого інтерфейсу для калібрування та налаштування пристрою самим користувачем. Крім того, критично важливим етапом є проведення клінічних випробувань для валідації ефективності розроблених систем у реальних умовах експлуатації та

отримання зворотного зв'язку від пацієнтів, що дозволить ітеративно вдосконалювати конструкцію та алгоритми.

Таким чином, розробка нових, більш ефективних та інтуїтивно зрозумілих методів відновлення функціональності кисті є не просто науковим завданням, а соціальним імперативом. Актуальність дослідження полягає у систематичному аналізі наявних недоліків та обґрунтованій розробці інноваційних технічних рішень, які здатні забезпечити якісний стрибок у технологіях реабілітації та протезування, максимально наближаючи штучну функцію до природної та значно покращуючи автономію та інтеграцію пацієнтів у суспільство [4].

## 1.2. Огляд та класифікація сучасних рішень для ЕМГ-протезування

Актуальність проблеми відновлення функціональності кисті, викладена у попередньому підрозділі, безпосередньо призводить до необхідності глибокого аналізу існуючих технологічних рішень, які застосовуються для заміщення втраченої функції. Серед усіх підходів особливе місце посідає міоелектричне (ЕМГ) протезування, яке на сьогодні є найбільш поширеним і комерційно доступним методом керування активними протезами верхніх кінцівок. ЕМГ-протезування ґрунтується на реєстрації та декодуванні біоелектричних сигналів м'язів, що залишилися (резидуальної мускулатури), які генеруються при спробі пацієнта виконати певний рух [5, 11].

Міоелектричні сигнали (ЕМГ) – це біологічні електричні потенціали, що виникають під час збудження та скорочення м'язових волокон. Для їх реєстрації використовуються поверхневі електроди, розміщені на шкірі над м'язами кукси. Якість та інформативність цих сигналів прямо залежить від стану залишкової

мускулатури та її іннервації. ЕМГ-сигнал, отриманий таким чином, слугує командним входом для системи керування протезом [6].

Сучасні ЕМГ-протези кисті та передпліччя можна класифікувати за кількома ключовими ознаками, що визначають як їхню функціональність, так і складність системи керування. Основна класифікація, використана у проведеному дослідженні, базується на принципах керування та кількості ступенів свободи (СС) руху, які вони здатні забезпечити.

Це базові системи, які використовують два протилежно розташовані ЕМГ-електроди (канали), зазвичай над м'язами-згиначами та м'язами-розгиначами передпліччя. Слабкий сигнал з одного м'яза ініціює рух в одному напрямку (наприклад, стиснення кисті), а сигнал з іншого м'яза – рух у протилежному напрямку (розтиснення). Ці системи є надійними та простими, проте вони мають суттєве обмеження: вони можуть керувати лише одним ступенем свободи одночасно, тобто рух кисті або обертання передпліччя. Перемикання між функціями (наприклад, від стиснення до обертання) вимагає виконання пацієнтом спеціального "котригерного" сигналу, що значно знижує інтуїтивність керування та швидкість реакції [6, 7].

Цей клас протезів є предметом наукової уваги, оскільки він спрямований на подолання обмежень традиційних двоканальних систем. Вони використовують множину ЕМГ-електродів (від 4 до 16 і більше), розташованих по периметру кукси, для реєстрації просторового розподілу електричної активності м'язів. Різні рухи (наприклад, щипковий захват, стиснення всією кистю, обертання променево-зап'ясткового суглоба) формують унікальні просторово-часові патерни ЕМГ-сигналів. Для декодування цих патернів використовуються складні алгоритми машинного навчання (наприклад, методи класифікації, такі як лінійний дискримінантний аналіз, штучні нейронні мережі або методи згорткових нейронних мереж).

Основна перевага цих систем полягає в можливості одночасного керування кількома ступенями свободи або вибору з великої кількості типів захоплення. Однак їхній головний недолік, що є критичним для практичного використання,

полягає у нестабільності та чутливості до зовнішніх факторів, таких як: зміна положення електродів, втома м'язів, вологість шкіри та навіть невеликі рухи кукси. Це вимагає постійного перенавчання системи та знижує надійність керування в реальних умовах [8].

Сучасні функціональні ЕМГ-протези за кількістю СС та складністю конструкції можна поділити так, як це представлено в таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Класифікація сучасних ЕМГ-протезів за конструктивними особливостями та функціональністю

| Клас протеза                     | Характерні особливості                                 | Кількість СС керування | Приклади рухів                                                        |
|----------------------------------|--------------------------------------------------------|------------------------|-----------------------------------------------------------------------|
| Однофункціональні (модульні)     | простий електропривод, висока надійність               | 1                      | стиснення/розтиснення кисті (тільки сила захоплення)                  |
| Багатофункціональні (моноблочні) | кілька приводів, фіксована послідовність захоплення    | 2-3                    | стиснення, обертання зап'ястя, кілька типів захоплення з перемиканням |
| Багатопальцеві (біонічні)        | незалежні приводи для кожного пальця, складна механіка | 4 і більше             | всі фізіологічні типи захоплення, можливість точної маніпуляції       |

Більшість сучасних комерційних протезів (наприклад, Ottobock, Össur) належать до багатофункціональних або багатопальцевих систем. Останні, зокрема, пропонують найбільшу схожість із природною кистю, оскільки кожен палець (або група пальців) має свій незалежний привід, як це ілюструє рисунок 1.3.

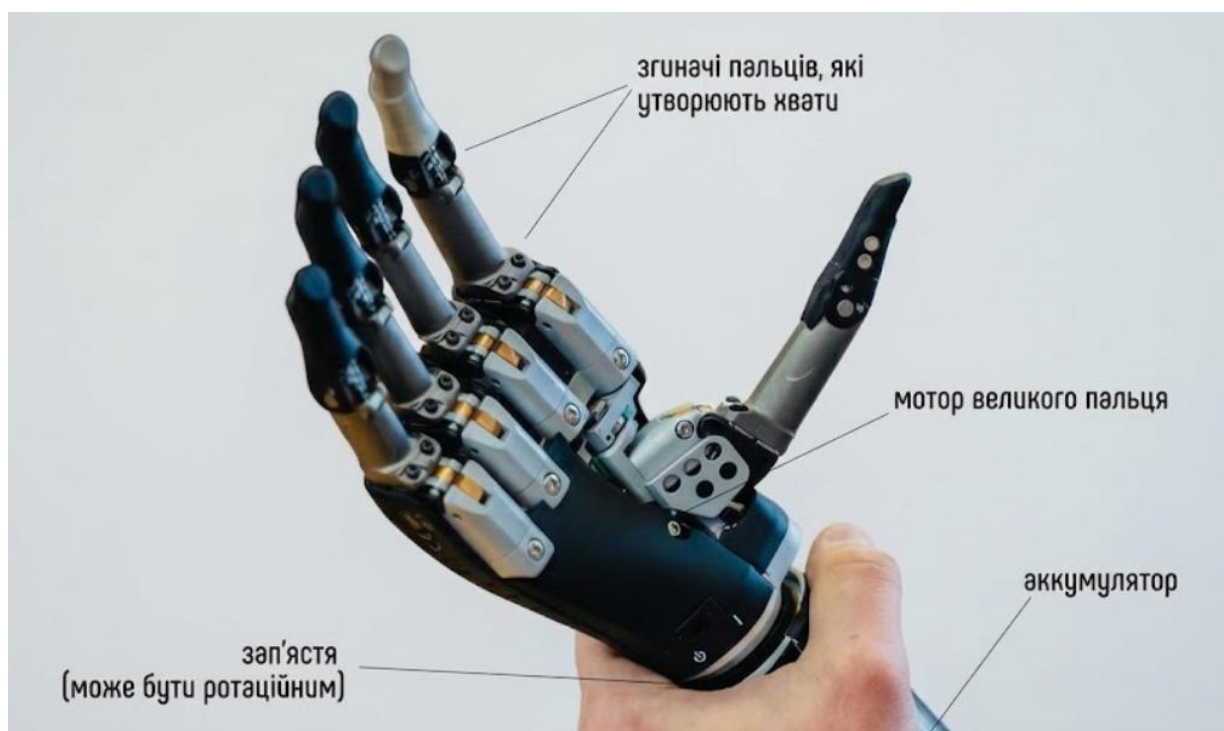


Рисунок 1.3 – Біомеханічна структура багатопальцевого ЕМГ-протеза

Хоча ці багатопальцеві протези є вершиною інженерної думки, проведене дослідження зосереджується на критичному аналізі їхніх обмежень:

Сучасні багатофункціональні протези стикаються із суттєвими обмеженнями. Інтеграція численних приводів для реалізації складних рухів призводить до значного збільшення маси та габаритів пристрою. Крім того, висока складність механіки та електроніки зумовлює їхню велику вартість, що критично обмежує доступність цих систем для пацієнтів.

Проте головний бар'єр полягає в системі керування, а не в механіці. Основна проблема — це нестача інформативних команд від залишкових м'язів, що унеможлиблює повноцінний, інтуїтивний та одночасний контроль великої кількості ступенів свободи протеза.

Існуючі рішення, незважаючи на їхню технічну досконалість, не забезпечують достатньої функціональної надійності, що спонукає до пошуку нових методів декодування рухових намірів, які могли б забезпечити наближення до природного, інтуїтивного контролю [9].

### 1.3. Порівняльний аналіз методів обробки та класифікації ЕМГ-сигналів (LDA, ШІ)

Успіх міоелектричного протезування критично залежить не стільки від складності механіки самого протеза, скільки від ефективності інтерфейсу керування, тобто від якості обробки та класифікації ЕМГ-сигналів, що надходять від кукси. Це є центральним завданням дослідження. Класифікатор повинен вирішити дві основні задачі: ідентифікувати руховий намір (наприклад, "стиснення" чи "обертання") та, бажано, визначити силу цього наміру [9, 12].

Процес обробки сигналів традиційно включає кілька етапів, як це схематично представлено на рисунку 1.4: отримання сигналу, попередню обробку (фільтрація шумів), сегментацію на часові вікна та, нарешті, вилучення інформативних ознак для класифікатора.



Рисунок 1.4 – Типова архітектура системи обробки та класифікації ЕМГ-сигналів

На етапі класифікації сьогодні домінують два основні підходи, які детально проаналізовано у роботі: класичні статистичні методи, такі як лінійний дискримінантний аналіз (LDA), та сучасні підходи, засновані на штучному інтелекті (ШІ), зокрема, на нейронних мережах [11, 12].

Лінійний дискримінантний аналіз є найбільш поширеним і стабільним методом класифікації в комерційних ЕМГ-протезах. Його популярність зумовлена високою обчислювальною ефективністю та відносною простотою реалізації. LDA працює, знаходячи лінійні комбінації ознак, які найкраще розділяють класи рухів. Він проектує багатомірний простір ознак на нижчий вимір, максимізуючи відстань між центрами класів і мінімізуючи варіативність всередині кожного класу [12].

Лінійний дискримінантний аналіз (LDA) володіє низкою суттєвих переваг для застосування в системах керування протезами. Насамперед, він характеризується високою швидкістю навчання та класифікації, що є критично важливим фактором для забезпечення керування у реальному часі. Крім того, цей метод демонструє високу надійність, оскільки виявляє меншу чутливість до обсягу навчальних даних порівняно з глибокими нейронними мережами, а також відзначається стабільністю роботи, добре справляючись із лінійно роздільними даними.

Водночас, метод LDA має певні недоліки, що обмежують його застосування. Він демонструє обмежену ефективність, коли межі між класами є нелінійними, що часто спостерігається з ЕМГ-сигналами через фізіологічне накладання сигналів від сусідніх м'язів та зміну положення кінцівки. Іншим суттєвим обмеженням є низька точність при роботі з багатьма класами: зі збільшенням кількості рухових намірів точність класифікації різко падає, що ускладнює використання цього методу в багатопальцевих протезах.

Останнім часом набули поширення методи машинного навчання та глибокого навчання (Deep Learning), які можуть обробляти нелінійні та високоваріативні дані. До цих методів відносяться штучні нейронні мережі (ШНМ), опорні векторні машини (SVM), а особливо – згорткові нейронні мережі (CNN) та рекурентні нейронні мережі (RNN), що стали предметом детального аналізу.

1. Опорні векторні машини (SVM): демонструють кращу, ніж LDA, здатність до нелінійного розділення, використовуючи kernel tricks (ядерні трюки), але їхня ефективність сильно залежить від правильного вибору ядра та гіперпараметрів.

2. Глибоке навчання (CNN, RNN): CNN здатні автоматично вилучати просторові ознаки з "сирого" ЕМГ-сигналу або його часово-частотних представлень (спектрограм), тоді як RNN краще підходять для обробки часової послідовності сигналів.

Методи штучного інтелекту та глибокого навчання мають низку значних переваг у задачах класифікації біосигналів. Насамперед, вони забезпечують високу точність завдяки здатності моделювати складні нелінійні взаємозв'язки, що призводить до значно вищої точності класифікації (часто понад 95%) навіть для великої кількості класів рухів. Крім того, використання таких архітектур, як згорткові нейронні мережі (CNN), дозволяє реалізувати автоматичне вилучення інформативних ознак, усуваючи необхідність їх ручного вибору та розрахунку традиційних часових або частотних характеристик, що суттєво спрощує етап попередньої обробки. Ще однією важливою перевагою є здатність цих методів працювати безпосередньо з "сирими", необробленими ЕМГ-сигналами [12, 19].

Попри значні переваги, методи ШІ та глибокого навчання мають суттєві недоліки, що обмежують їх практичне застосування в протезуванні. Вони характеризуються високими обчислювальними витратами та вимагають наявності потужних процесорів (зокрема GPU), що значно ускладнює їх інтеграцію в автономні портативні протези. Також ці методи мають сильну залежність від даних, оскільки для їх ефективного навчання необхідні великі та якісні набори даних. Крім того, їм властива нестабільність роботи в реальному часі через високу чутливість до зміни умов реєстрації сигналу (наприклад, зсув електрода або втома м'язів), що вимагає впровадження механізмів постійної адаптації моделі.

Зіставлення ключових параметрів цих двох підходів, необхідне для обґрунтування вибору методики, наведено в таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Порівняльний аналіз методів класифікації ЕМГ-сигналів

| Критерій                              | Лінійний дискримінантний аналіз (LDA) | Штучний інтелект (глибоке навчання, CNN/RNN) |
|---------------------------------------|---------------------------------------|----------------------------------------------|
| Точність класифікації (багато класів) | середня (до 85%)                      | висока (до 98%)                              |

## Продовження таблиці 1.3

|                                  |             |                            |
|----------------------------------|-------------|----------------------------|
| Швидкість обробки (реальний час) | дуже висока | середня/низька             |
| Обчислювальна складність         | низька      | дуже висока                |
| Чутливість до нелінійності       | низька      | висока                     |
| Потреба у навчальних даних       | низька      | висока                     |
| Стійкість до зміни умов          | вища        | нижча (потребує адаптації) |

Аналіз показує, що існує фундаментальний компроміс між точністю (де домінують методи ШІ) та надійністю/швидкістю (де виграє LDA). Метою дослідження є розробка такого рішення, яке б поєднало високу точність, характерну для методів глибокого навчання, з необхідною для біонічного протезування стабільністю та швидкістю обробки. Подальший розвиток систем ЕМГ-протезування вимагає впровадження не просто складних класифікаторів, а гібридних та адаптивних моделей, які динамічно коригують свої параметри в залежності від фізіологічного стану пацієнта та умов навколишнього середовища [5, 12].

#### 1.4. Аналіз механічних систем протезів кисті (біоміметичні, недостатня актуалізація, сенсорні системи)

Ефективність протеза визначається не лише тим, наскільки добре він *розуміє* команду (ЕМГ-класифікація), а й тим, наскільки точно, швидко та надійно він може цю команду *виконати*, а також тим, наскільки інформативний *зворотний зв'язок* він надає користувачу.

Сучасні протези кисті прагнуть бути біоміметичними (наслідувати природні біологічні структури) та антропоморфними (наслідувати форму людини). Цей підхід є визначальним, оскільки природна кисть забезпечує оптимальне співвідношення між силою, спритністю та енергоефективністю. Розробники прагнуть відтворити ключові кінематичні особливості людської кисті:

1. Протиставлення великого пальця: це критично важлива особливість для 80% усіх маніпуляційних рухів.

2. Забезпечення множинних ступенів свободи (СС): необхідність незалежного руху пальців для реалізації різних типів захоплення (щипковий, циліндричний, сферичний) [13].

Біоміметичні протези, такі як *i-limb* або *Bebionic*, мають до п'яти незалежно рухомих пальців, кожен з яких може мати до трьох СС, хоча на практиці їхня актуація часто об'єднана для спрощення керування. На рисунку 1.5 продемонстровано схематичне порівняння природної та біоміметичної кисті.

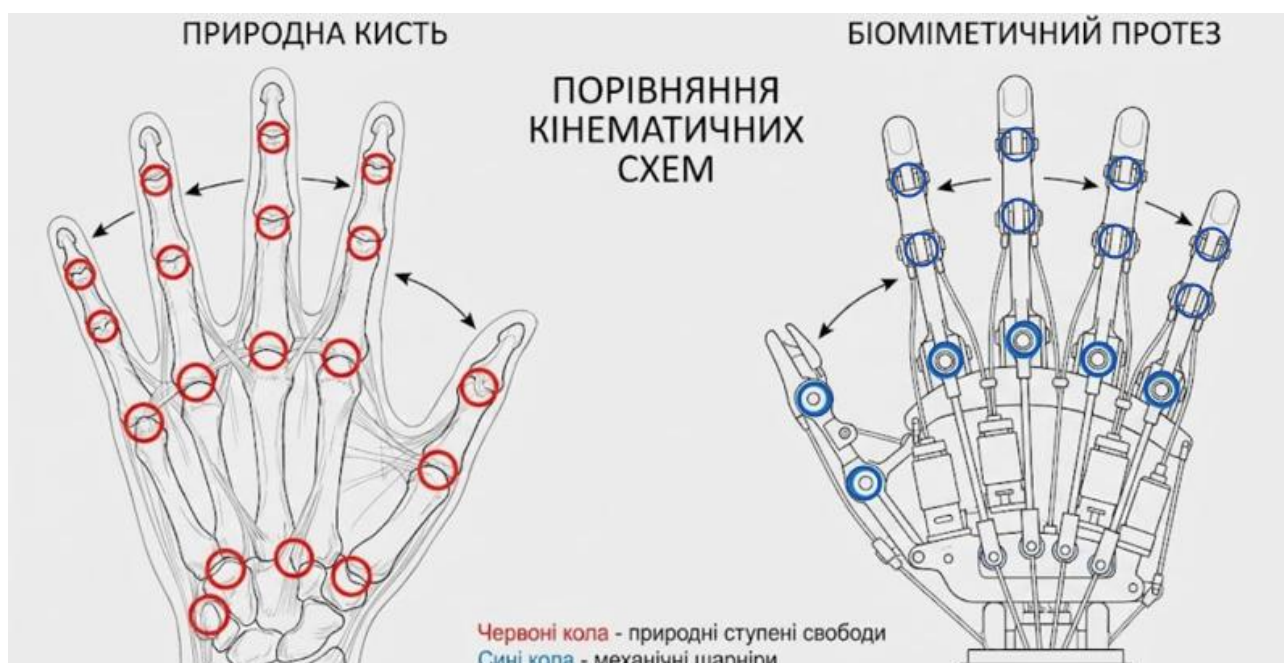


Рисунок 1.5 – Порівняння кінематичної схеми природної кисті та багатопальцевого біоміметичного протеза

Незважаючи на зовнішню схожість, відтворення повної функціональності природної кисті залишається нерозв'язаною проблемою, що призводить до аналізу недостатньої актуації [18].

Одним із головних інженерних компромісів у механічних системах протезів є вибір між повною актуацією (full actuation), де кожен СС контролюється окремим двигуном, і недостатньою актуацією (underactuation).

1. Повна актуация забезпечує максимальну гнучкість, але робить протез надзвичайно важким, дорогим і енергоємним. Крім того, складність керування такою кількістю СС значно перевищує можливості сучасних ЕМГ-інтерфейсів.

2. Недостатня актуация використовує меншу кількість приводів, ніж СС, що забезпечується за рахунок механічного зв'язку між елементами. Наприклад, один двигун може керувати згинанням усіх чотирьох пальців, а інший – протиставленням великого пальця. Це дозволяє створювати легші та енергоефективніші протези [14].

Основний принцип тут – адаптивний захват: пальці, рухаючись від одного приводу, автоматично адаптуються до форми об'єкта завдяки пасивним шарнірам і пружним елементам, що імітує природну здатність кисті охоплювати об'єкти різної форми. Однак, такий підхід обмежує користувача у виконанні тонкої маніпуляції, оскільки індивідуальні рухи пальців стають неможливими, що є суттєвим недоліком для повсякденних завдань. Дослідження спрямоване на пошук оптимального балансу між простотою актуации та функціональною гнучкістю [15, 16, 20].

Критично важливим елементом, який відділяє сучасні протези від природної кисті, є відсутність якісного сенсорного зворотного зв'язку. Природний рух забезпечується постійним потоком пропріоцептивної (інформація про положення суглобів) та тактильної (інформація про дотик, тиск, температуру) інформації.

У сучасних протезах використовуються такі сенсорні системи:

Внутрішні датчики розташовані всередині протеза, до них належать енкодери у двигунах та тензометричні датчики на пальцях. Вони вимірюють параметри роботи самого протеза, такі як кут згинання пальців, швидкість обертання та сила захоплення. Ця інформація використовується переважно для внутрішнього контролю, зокрема для забезпечення необхідної сили захоплення та запобігання пошкодженню.

Зовнішні, або тактильні, датчики встановлені на кінчиках пальців або поверхні протеза. Вони реєструють взаємодію з навколишнім середовищем.

Найбільша проблема тут – передача цієї сенсорної інформації назад користувачу. На сьогодні більшість комерційних протезів взагалі не забезпечують користувача відчуттям дотику. Пілотні дослідження впроваджують інвазивні (імплантовані електроди) або неінвазивні (вібротактильні або електростимуляційні) методи для створення фантомних відчуттів (haptic feedback). Проте ці системи є складними, дорогими і поки що не забезпечують рівня деталізації, необхідного для тонкої маніпуляції. Відсутність відчуття сили призводить до того, що користувачі або розчавлюють крихкі предмети, або недостатньо міцно їх утримують [16].

Таким чином, розробка механічних систем протезів кисті, незважаючи на їхній вражаючий розвиток, зіткнулись зі стіною інженерних обмежень: неможливість поєднати біоміметичну складність із практичною вагою та керованістю, а також нездатність забезпечити природний та інформативний сенсорний зворотний зв'язок. Це обґрунтовує необхідність роботи у вдосконаленні не лише інтерфейсу, а й інтеграції механіки та сенсорики для створення більш функціонально завершеної системи [17, 19].

## Висновок до розділу 1

Проведений аналіз науково-технічної показав, що незважаючи на значний прогрес у створенні біоміметичних механічних конструкцій протезів, методи їхньої інтеграції з нервовою системою користувача залишаються головним стримуючим фактором, що унеможлиблює інтуїтивне керування. Основний технологічний бар'єр полягає в обмеженій пропускній здатності та стабільності існуючих інтерфейсів, заснованих на поверхневій електроміографії. Систематичний огляд методів обробки біосигналів виявив фундаментальний компроміс між алгоритмічною точністю та експлуатаційною надійністю: хоча методи глибокого навчання демонструють високу точність на великих наборах

даних, їхня практична імплементація в автономних портативних системах нашоюхується на критичні перешкоди, пов'язані з високими обчислювальними вимогами та нестабільністю роботи при зміні параметрів сигналу. Більшість досліджень вказують на те, що класичні статистичні методи, зокрема лінійний дискримінантний аналіз, пропонують значно вищу обчислювальну ефективність та стабільність для систем реального часу.

Крім того, аналіз досліджень у галузі механіки протезування підкреслює, що концепція недостатньої актуації є прагматично виправданим напрямком для забезпечення адаптивного захвату при зниженні ваги та вартості пристрою. Однак, в більшості досліджень акцентує увагу на критичній прогалині у сучасних розробках — відсутності ефективного сенсорного зворотного зв'язку, без якого неможливе замикання контуру керування та виконання точних маніпуляцій без постійного візуального контролю з боку користувача. Виявлені на основі аналізу літератури невирішені проблеми, зокрема розрив між вимогами складних алгоритмів та обмеженими можливостями портативного апаратного забезпечення, обґрунтовують необхідність проведення дослідження, спрямованого на створення гібридної системи, яка б поєднувала оптимізовані під апаратні обмеження алгоритми керування з ефективною механічною та сенсорною реалізацією.

## РОЗДІЛ 2. ПРОЄКТУВАННЯ АПАРАТНО-ПРОГРАМНОГО КОМПЛЕКСУ СИСТЕМИ КЕРУВАННЯ

### 2.1. Обґрунтування концепції та технічні вимоги до фінальної версії системи керування протеза кисті

Розробка повнофункціональної системи керування біонічним протезом вимагає переходу від макетного прототипування до реалізації на базі високопродуктивних обчислювальних засобів та прецизійної аналогової електроніки. Головною концептуальною відмінністю фінальної версії системи, на відміну від попередніх ітерацій, є відмова від простого амплітудного керування (тригерного методу) на користь розпізнавання патернів електроміографічних (ЕМГ) сигналів. Це дозволяє реалізувати не лише стискання та розтискання кисті, але й класифікацію декількох різних жестів, що значно підвищує функціональність пристрою для користувача. Для забезпечення такої функціональності необхідно сформулювати чіткі технічні вимоги до апаратної та програмної частин, які базуються на аналізі недоліків існуючих бюджетних рішень та фізіологічних особливостях м'язової активності.

Ключовим аспектом проектування є вибір обчислювального ядра. Використання мікроконтролерів початкового рівня (наприклад, 8-бітних архітектур типу AVR) є недостатнім для завдань цифрової обробки сигналів у реальному часі, особливо якщо планується застосування алгоритмів машинного навчання, таких як лінійний дискримінантний аналіз (LDA) або нейронні мережі. Тому концепція системи будується навколо 32-бітної архітектури (наприклад, сімейства STM32 на ядрі ARM Cortex-M4 або вище), яка має апаратну підтримку операцій з плаваючою комою (FPU) та достатній обсяг оперативної пам'яті для буферизації даних [21].

Вимоги до аналогового тракту також стають більш жорсткими. Замість інтегрованих модулів для ЕКГ/ЕМГ побутового рівня, необхідно використовувати інструментальні підсилювачі з високим коефіцієнтом ослаблення синфазного сигналу (CMRR) та можливістю точного налаштування коефіцієнта підсилення. Це дозволить виділити корисний сигнал на фоні шумів мережі 50 Гц та артефактів руху [21, 22]. Порівняння вимог до базового прототипу та фінальної версії системи наведено в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Порівняльна характеристика вимог до прототипу та фінальної системи

| Параметр            | Вимоги до прототипу<br>(Базовий рівень)      | Вимоги до фінальної версії<br>(Магістерський проект)    |
|---------------------|----------------------------------------------|---------------------------------------------------------|
| Мікроконтролер      | 8-біт (Arduino Uno/Nano), частота 16 МГц     | 32-біт (STM32 F1/F4), частота >72 МГц, 12-біт АЦП       |
| Алгоритм керування  | Пороговий (амплітудний метод)                | Класифікація патернів (Machine Learning / LDA)          |
| Обробка сигналу     | Мінімальна, сирий сигнал                     | Цифрова фільтрація, виділення ознак (MAV, WL, ZC)       |
| Виконавчі механізми | Сервоприводи з пластиковим редуктором (SG90) | Посилені сервоприводи з металевим редуктором (MG90s)    |
| Зворотний зв'язок   | Відсутній                                    | Датчики сили (FSR 4), візуалізація стану (GME12864)     |
| Комунікація         | Дротове підключення (USB)                    | Бездротова телеметрія та налаштування (Wi-Fi / ESP8266) |

На основі наведеного порівняння формуються конкретні технічні вимоги до розроблюваної системи. Вони поділяються на вимоги до вхідного сигналу, обчислювальних потужностей та виконавчих механізмів.

Технічні вимоги до підсистеми реєстрації біосигналів:

- діапазон частот корисного сигналу: 20–500 Гц;
- коефіцієнт підсилення: регульований у межах 1000–5000 В/В;
- частота дискретизації: не менше 1000 Гц на канал (відповідно до теореми Котельникова для сигналу з верхньою межею 500 Гц);
- рівень шумів: приведений до входу шум не більше 2 мкВ.

Технічні вимоги до підсистеми керування та обробки даних:

- архітектура мікроконтролера: 32-бітна RISC;

- обчислювальна здатність: виконання швидкого перетворення Фур'є (FFT) або матричних операцій для класифікатора за час, що не перевищує 50–100 мс;
- інтерфейси: наявність достатньої кількості каналів АЦП (мінімум 12 біт) та ШІМ-виходів для керування сервоприводами [23].

Вимоги до виконавчої частини та загальної конструкції протеза включають параметри, що забезпечують комфорт та функціональність для користувача. Протез повинен забезпечувати силу хвату, достатню для утримання побутових предметів, але при цьому мати обмеження за струмом для запобігання пошкодженню механіки або травмуванню. Для візуалізації структурної схеми взаємодії цих компонентів було розроблено узагальнену схему потоків даних, яку зображено на рисунку 2.1.

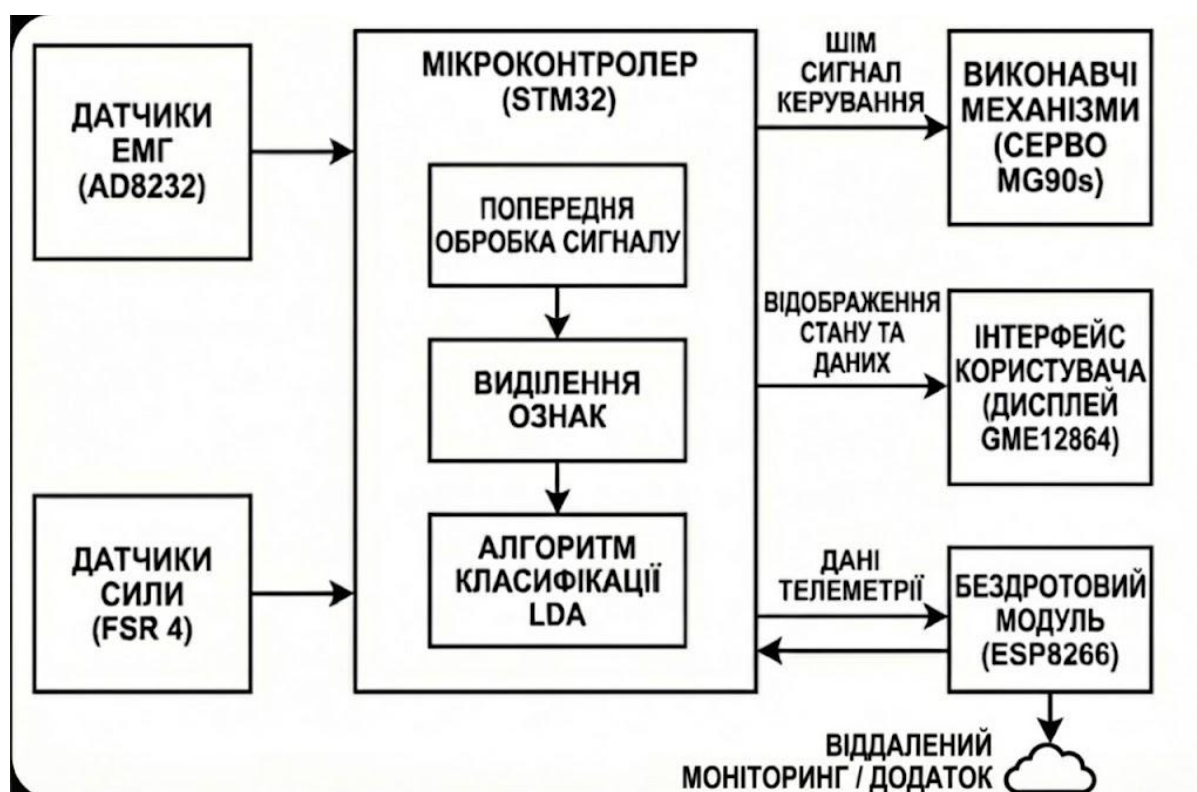


Рисунок 2.1 – Узагальнена схема потоків даних у системі керування

Окрім апаратних вимог, важливим аспектом є програмна реалізація алгоритму. Система повинна забезпечувати попередню обробку сигналу, яка включає: центрування сигналу, фільтрацію (режекторний фільтр 50 Гц, смуговий фільтр), виділення ознак (середньоквадратичне значення, довжина хвилі, перетин нуля) та безпосередньо класифікацію. Такий підхід гарантує стабільну роботу

пристрою навіть в умовах змінного м'язового тону або незначного зміщення електродів [22].

## 2.2. Вибір та обґрунтування компонентів апаратної частини

Побудова апаратної платформи біонічного протеза вимагає інтеграції різнорідних електронних компонентів у єдину систему, здатну працювати в режимі жорсткого реального часу. Архітектура системи базується на розподілі задач між основним обчислювальним ядром, комунікаційним модулем та периферією. У якості центрального контролера обрано 32-бітний мікроконтролер сімейства STM32 (на базі ядра ARM Cortex-M3/M4). Його використання обумовлене необхідністю швидкого виконання математичних операцій для цифрової фільтрації сигналу. На відміну від 8-бітних рішень, STM32 має 12-бітний аналого-цифровий перетворювач (АЦП) з можливістю прямого доступу до пам'яті (DMA), що дозволяє зчитувати дані з сенсорів без затримки роботи процесора, а також розвинути систему таймерів для генерації ШІМ-сигналу з роздільною здатністю до 1 мкс.

Для забезпечення бездротового зв'язку та можливості інтеграції в концепцію "Інтернету речей" (IoT) до системи введено модуль ESP8266. Він підключається до STM32 через інтерфейс UART і працює в режимі «АТ-команд» або з власною прошивкою, забезпечуючи обмін даними за протоколом TCP/IP. Це дозволяє реалізувати веб-інтерфейс або зв'язок з мобільним додатком для налаштування параметрів чутливості без фізичного розбирання протеза [23].

Взаємодія з оператором реалізована за допомогою графічного рідкокристалічного індикатора GME12864. На відміну від знаковитезуючих дисплеїв, матриця з роздільною здатністю 128x64 точок дозволяє виводити не лише текстову інформацію, а й графічні примітиви та піктограми. Використання цього модуля є критично важливим для моніторингу стану системи в автономному

режимі. На екрані динамічно відображаються такі параметри: статус підключення до мережі Wi-Fi (отриманий від ESP8266), поточний рівень заряду акумулятора (через дільник напруги та АЦП STM32), обраний режим роботи протеза, а також візуалізація активності м'язів у вигляді гістограми. Керування дисплеєм здійснюється за паралельним інтерфейсом або SPI, що забезпечує високу швидкість оновлення кадру [24]. Загальна схема підключення всіх вузлів наведена на рисунку 2.2.

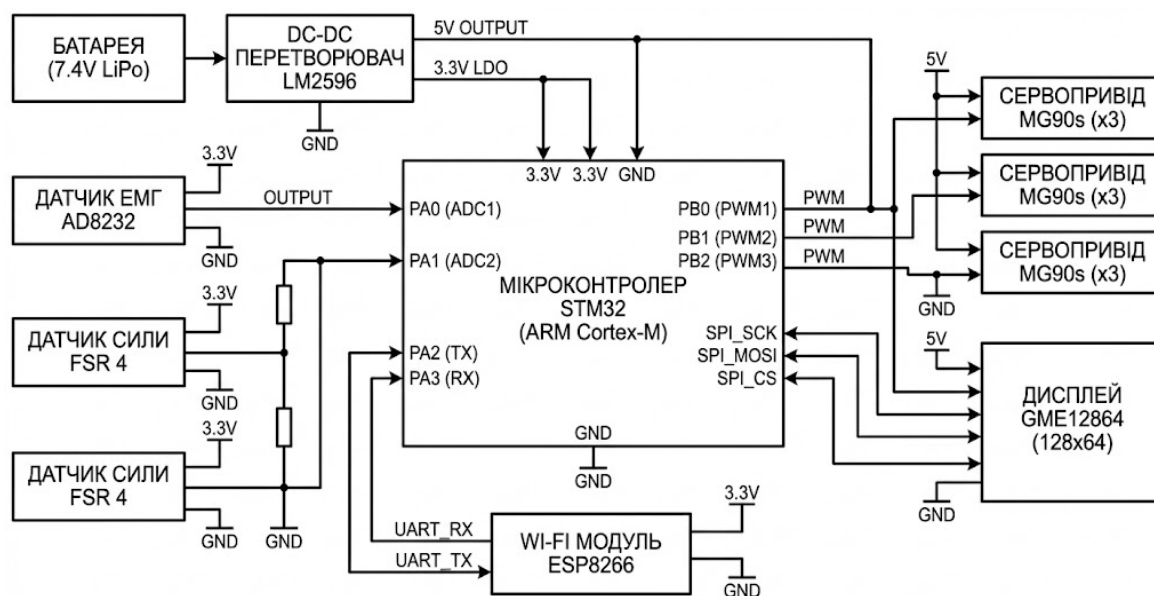


Рисунок 2.2 – Принципова схема з'єднань апаратних компонентів

Аналоговий тракт системи базується на модулі AD8232, який являє собою інтегрований блок формування сигналу. Він включає інструментальний підсилювач із налаштованим коефіцієнтом підсилення (типове значення 100 В/В) та фільтри високих і низьких частот, що формують смугу пропускання, оптимізовану для біопотенціалів. Для тактильного зворотного зв'язку використовуються тонкоплівкові датчики тиску FSR 4. Їх опір змінюється в діапазоні від понад 1 МОм (без навантаження) до 2.5 кОм (при повному навантаженні), що фіксується мікроконтролером через схему дільника напруги.

Виконавчими елементами кінематики пальців є сервоприводи MG90s. Вибір саме цієї моделі обґрунтований наявністю металевого редуктора та підшипника на

вихідному валу, що забезпечує ресурс роботи, значно вищий за пластикові аналоги. Приводи керуються сигналом з частотою 50 Гц, де ширина імпульсу від 1 до 2 мс відповідає куту повороту валу [25].

Система живлення реалізована на базі понижувального DC-DC перетворювача LM2596. Оскільки сумарний струм споживання трьох сервоприводів у заблокованому стані може досягати 2.5-3 А, використання лінійних стабілізаторів є недоцільним через високе тепловиділення. LM2596 працює на частоті перемикання 150 кГц, забезпечуючи ККД до 92% та стабільну вихідну напругу 5В навіть при значних перепадах напруги на акумуляторі. Детальні технічні параметри обраних компонентів зведено в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Розширені технічні характеристики компонентів системи

| Компонент         | Тип / Інтерфейс         | Ключові характеристики                                        | Функціональне призначення у системі                                               |
|-------------------|-------------------------|---------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| STM32 (F103/F401) | Мікроконтролер / 32-bit | Ядро ARM Cortex-M3/M4, частота 72–84 МГц, 12-біт АЦП, DMA     | Центральний модуль керування, цифрова обробка сигналів (DSP), класифікація жестів |
| AD8232            | Аналоговий датчик ЕМГ   | CMRR > 80 дБ, вбудований смуговий фільтр, живлення 3.3 В      | Реєстрація біопотенціалів, попереднє підсилення та аналогова фільтрація           |
| MG90s             | Сервопривід             | Металевий редуктор, крутний момент до 2.2 кг/см, вага 13.4 г  | Виконавчий механізм для згинання/розгинання фаланг пальців                        |
| FSR 4             | Резистивний датчик сили | Діапазон чутливості 0.1 Н – 10 Н, активна зона Ø4 мм          | Забезпечення тактильного зворотного зв'язку (контроль сили хвату)                 |
| ESP8266 (ESP-01)  | Wi-Fi модуль / UART     | Підтримка стеку TCP/IP, 802.11 b/g/n, логіка 3.3 В            | Передача телеметрії на сервер, дистанційне налаштування параметрів                |
| GME12864          | Графічний дисплей       | Роздільна здатність 128x64 точок, паралельний інтерфейс / SPI | Візуалізація рівня заряду, статусу мережі та форми сигналу                        |

Продовження таблиці 2.2

|        |                    |                                                                 |                                                                |
|--------|--------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|
| LM2596 | DC-DC перетворювач | Вхідна напруга 4.5–40 В, вихідний струм до 3 А, частота 150 кГц | Стабілізація напруги живлення силового контуру (сервоприводів) |
|--------|--------------------|-----------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------|

Завдяки використанню STM32 як ядра системи та LM2596 для енергоефективного живлення, вдається досягти високої стабільності роботи, а введення дисплея GME12864 та модуля ESP8266 значно підвищує ергономіку та діагностичні можливості пристрою [25].

### 2.3. Алгоритм керування системою на основі лінійного дискримінантного аналізу (LDA)

Основою програмної реалізації системи керування біонічним протезом є алгоритм розпізнавання патернів м'язової активності, який дозволяє класифікувати наміри користувача на основі аналізу вхідних біосигналів. На відміну від простих порогових методів, де керування здійснюється за перевищенням амплітуди сигналу, метод класифікації дозволяє розрізняти різні типи жестів (наприклад, стискання в кулак, розкриття долоні, щипковий хват) навіть при схожих рівнях амплітуди. Для реалізації цього завдання у роботі обрано метод лінійного дискримінантного аналізу (LDA – Linear Discriminant Analysis). Вибір саме цього алгоритму зумовлений його високою обчислювальною ефективністю, що є критичним фактором при імплементації на мікроконтролерах з обмеженими ресурсами, таких як STM32, а також стабільністю роботи при лінійній роздільності класів рухів [26, 27, 28].

Процес обробки даних у системі можна розділити на чотири послідовні етапи: попередню обробку, сегментацію, виділення ознак та безпосередньо класифікацію. Перший етап полягає у цифровій фільтрації вхідного сигналу для

видалення артефактів та шумів мережі живлення. Для цього застосовується смуговий фільтр Баттерворта 4-го порядку в діапазоні 20–450 Гц. Наступним кроком є сегментація сигналу методом "ковзного вікна" (sliding window). Потік даних розбивається на часові відрізки тривалістю 200 мс з перекриттям (overlap) у 50–100 мс. Такий підхід дозволяє отримувати рішення класифікатора з частотою, достатньою для забезпечення відчуття безперервного керування [26].

Критично важливим етапом є виділення інформативних ознак (Feature Extraction). "Сирий" сигнал ЕМГ є стохастичним і має занадто велику розмірність для прямої подачі на вхід класифікатора. Тому для кожного вікна обчислюється вектор ознак у часовій області, який компактно описує характеристики сигналу. У розробленій системі використовується набір із чотирьох часових ознак:

- середнє абсолютне значення (MAV – Mean Absolute Value): оцінка енергії сигналу;
- довжина хвилі (WL – Waveform Length): показник складності форми сигналу;
- кількість перетинів нуля (ZC – Zero Crossing): характеристика частотних властивостей у часовій області;
- зміна знаку нахилу (SSC – Slope Sign Changes): оцінка частоти зміни напрямку сигналу [27].

Математична суть методу LDA полягає у пошуку такої лінійної комбінації ознак, яка найкращим чином розділяє два або більше класів об'єктів (жестів). Алгоритм проектує багатовимірний простір ознак на простір меншої розмірності таким чином, щоб максимізувати відношення дисперсії між класами до дисперсії всередині класів. Для класифікації нового вхідного вектора ознак  $x$  обчислюється лінійна дискримінантна функція для кожного класу  $k$ :

$$g_{k(x)} = w_k^T x + w_{k0} \quad (1)$$

де:

- $x$  – вектор вхідних ознак (MAV, WL, ZC, SSC);
- $w_k$  – вектор вагових коефіцієнтів для класу  $k$ ;
- $w_{k0}$  – зміщення (bias) для класу  $k$ ;

- $T$  – операція транспонування.

Рішення про приналежність до певного класу (жесту) приймається шляхом вибору того класу  $k$ , для якого значення функції  $g_{k(x)}$  є максимальним. Вагові коефіцієнти  $w$  розраховуються заздалегідь на етапі навчання системи (training phase) з використанням навчальної вибірки записаних сигналів і завантажуються в пам'ять мікроконтролера у вигляді констант або матриць. Це дозволяє звести процес класифікації в реальному часі до простих операцій множення матриць та додавання, що ідеально підходить для архітектури STM32 [26, 28]. Алгоритмічну структуру процесу керування наведено на рисунку 2.3.



Рисунок 2.3 – Блок-схема алгоритму керування протезом

Після визначення класу жесту мікроконтролер формує керуючі сигнали для сервоприводів. Щоб уникнути "тремтіння" протеза при помилках класифікації, застосовується пост-обробка результатів методом мажоритарного голосування: рішення про зміну жесту приймається лише тоді, коли класифікатор видає однаковий результат протягом певної кількості послідовних вікон (наприклад, 3

або 5). Така реалізація алгоритму забезпечує високу надійність розпізнавання базових жестів (спокій, стискання, розтискання) та швидку реакцію системи на команди користувача [28].

## 2.4. Принципова схема та механічна частина системи керування

Інтеграція обраних електронних компонентів та реалізація алгоритмів керування вимагає створення надійної принципової електричної схеми, яка враховує особливості змішаних сигналів — цифрових, аналогових та силових. Головним завданням при проектуванні схеми було забезпечення електромагнітної сумісності та мінімізація впливу завад від роботи сервоприводів на чутливий вхідний тракт біосенсорів. Система живлення побудована за топологією "зірка", де точка заземлення силового контуру (сервоприводи MG90s) та цифрового контуру (STM32, ESP8266) з'єднуються в одній фізичній точці безпосередньо біля джерела живлення. Це запобігає протіканню великих зворотних струмів через сигнальні лінії мікроконтролера [29, 30].

Модуль живлення на базі LM2596 налаштовано на вихідну напругу 5 В, яка подається на шину живлення сервоприводів та дисплея GME12864. Мікроконтролер STM32 живиться від цієї ж лінії через додатковий лінійний стабілізатор на 3.3 В (LDO), що забезпечує необхідний рівень логіки та додаткову фільтрацію напруги. Датчик AD8232 підключено до окремого, максимально захищеного від шумів входу АЦП, а його живлення додатково фільтрується LC-фільтром. Датчики сили FSR 4 включені за схемою дільника напруги з резистором номіналом 10 кОм, що дозволяє отримати майже лінійну залежність вихідної напруги від прикладеної сили в робочому діапазоні [30]. Принципова електрична схема, що демонструє всі міжмодульні з'єднання, наведена на рисунку 2.4.

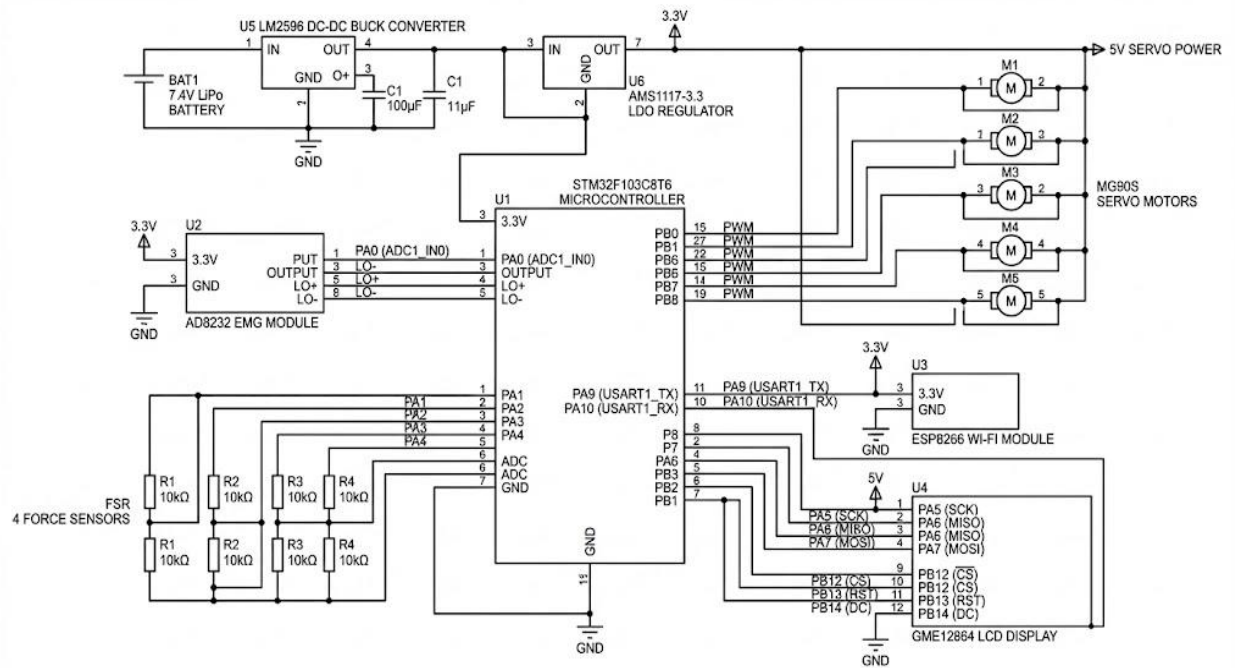


Рисунок 2.4 – Принципова електрична схема системи керування протезом

Механічна частина системи розроблена з урахуванням антропоморфних характеристик людської кисті. Корпусні деталі (долоня, фаланги пальців, корпус передпліччя для електроніки) виготовляються методом пошарового наплавлення (FDM 3D-друк) з пластику PLA або PETG, що забезпечує оптимальне співвідношення міцності та ваги. Кінематична схема базується на тросовому приводі, який імітує роботу сухожиль згиначів. Сервоприводи MG90s розміщуються в корпусі, що відповідає ділянці передпліччя, що дозволяє змістити центр мас ближче до ліктя і зменшити втому користувача [28,30].

Передача зусилля від валу сервоприводу до фаланг пальців здійснюється за допомогою плетеного синтетичного троса (наприклад, з надвисокомолекулярного поліетилену), який проходить через напрямні канали всередині долоні та пальців. Згинання пальця відбувається при натягу троса сервоприводом, а розгинання забезпечується пасивним еластичним елементом (гумовим джгутом або пружиною), встановленим на тильній стороні пальця. Така конструкція дозволяє реалізувати адаптивний хват: якщо рух одного з сегментів пальця блокується предметом, інші сегменти продовжують згинатися, надійно охоплюючи об'єкт. Датчики тиску FSR 4 монтуються безпосередньо на подушечках дистальних фаланг

пальців для забезпечення прямого контакту з об'єктом маніпуляції [31]. Візуалізація компонування механічних вузлів та розміщення електроніки представлена на рисунку 2.5.

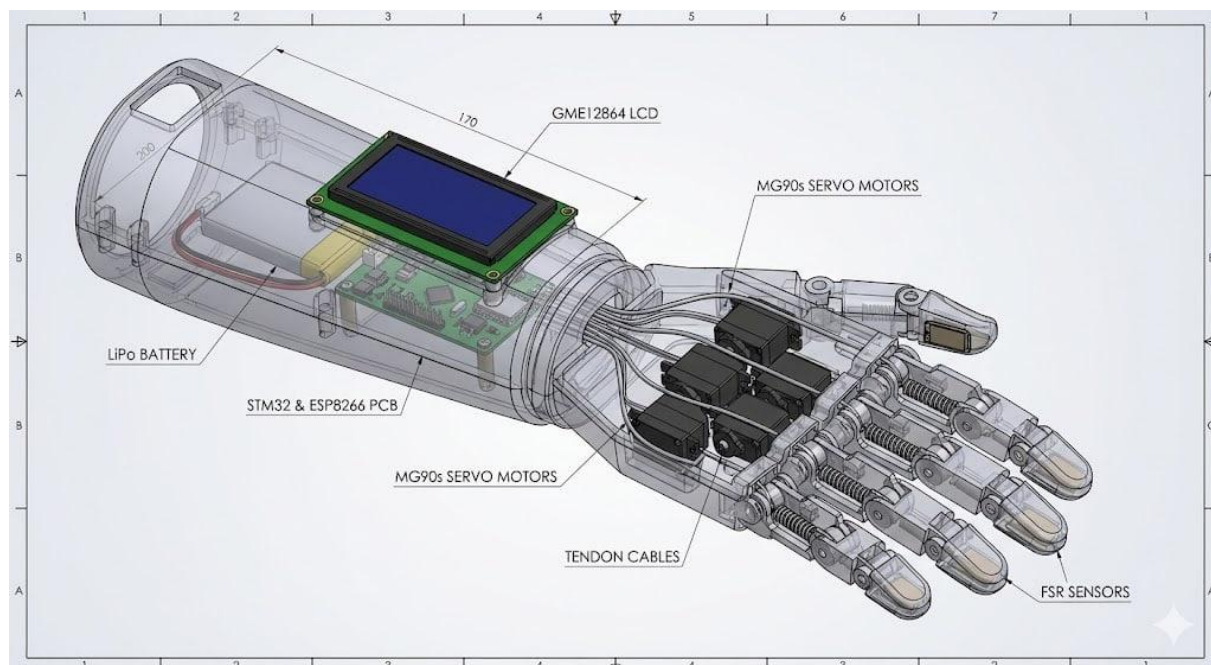


Рисунок 2.5 – 3D-модель механічної конструкції та компонування вузлів

Особливістю конструкції є модульність кріплення електронних компонентів. Плата з мікроконтролером STM32 та модулем зв'язку розміщується у спеціальному відсіку з вентиляційними отворами для пасивного охолодження драйверів та стабілізатора напруги. Дисплей GME12864 винесено на верхню панель корпусу передпліччя, що забезпечує зручне зчитування інформації користувачем під час експлуатації пристрою [31].

## Висновок до розділу 2

У розділі проведено обґрунтування апаратної та програмної архітектури системи керування протезом, що дозволило сформулювати чітке технічне завдання для переходу від макетного прототипу до повноцінного пристрою. Вибір 32-

бітного мікроконтролера STM32 як обчислювального ядра забезпечив необхідний ресурс для цифрової обробки сигналів у реальному часі, а інтеграція додаткових модулів, таких як ESP8266 для телеметрії та дисплея GME12864 для візуалізації параметрів, значно розширила ергономічні та діагностичні можливості системи. Розроблена схемотехнічна реалізація з використанням спеціалізованих перетворювачів живлення LM2596 та інструментальних підсилювачів AD8232 гарантує енергетичну ефективність та стабільність роботи електроніки в умовах імпульсних навантажень від сервоприводів MG90s.

Ключовим результатом проектування стала розробка алгоритмічної моделі керування на основі методу лінійного дискримінантного аналізу (LDA), яка дозволяє класифікувати патерни м'язової активності за набором часових ознак, забезпечуючи інтуїтивне розпізнавання жестів користувача. Поєднання цього алгоритму з механічною конструкцією, що використовує тросові тяги та зворотний зв'язок від датчиків сили FSR 4, дозволяє імітувати природну біомеханіку кисті та реалізувати безпечний адаптивний хват. Таким чином, запропонована в розділі сукупність технічних рішень створює надійний фундамент для наступного етапу роботи — програмної імплементації алгоритмів та експериментального тестування дослідного зразка.

### РОЗДІЛ 3. ПРАКТИЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНЕ ДОСЛІДЖЕННЯ

#### 3.1. Розробка та реалізація лабораторного прототипу на платформі Arduino

У процесі виконання переддипломної практики було розроблено та реалізовано початковий етап експериментальних досліджень, метою якого стала перевірка базових концепцій біонічного протезування та відпрацювання алгоритмів керування в реальному часі. Для створення лабораторного макету було обрано апаратно-програмну платформу Arduino, що дозволило швидко інтегрувати сенсорні та виконавчі елементи в єдину систему. В якості центрального керуючого вузла використано плату Arduino Uno R3 на базі 8-бітного мікроконтролера ATmega328P. Вибір даної платформи був обґрунтований наявністю вбудованого 10-бітного аналого-цифрового перетворювача (АЦП), який забезпечує дискретизацію вхідного сигналу, а також підтримкою широтно-імпульсної модуляції (ШИМ) на 6 цифрових виходах, що є необхідним для керування сервоприводами.

Критично важливим етапом апаратної реалізації стало забезпечення якісної реєстрації електроміографічних сигналів з поверхні шкіри, для чого в систему було імплементовано модуль на базі мікросхеми AD8232 (рис. 3.1). Попри те, що цей чип первинно розроблений як монітор серцевого ритму, його архітектура, що включає інструментальний підсилювач та вбудовані фільтри, дозволила адаптувати його для задач електроміографії. Модуль забезпечує фіксований коефіцієнт підсилення на рівні 100, а також здійснює первинну частотну селекцію за допомогою двополюсного фільтра верхніх частот та триполюсного фільтра нижніх частот, що дозволяє виділити корисний біопотенціал на фоні шумів та передати оброблений аналоговий сигнал на вхід мікроконтролера [32].



Рисунок 3.1 – Модуль AD8232 для реєстрації біопотенціалів

Для відтворення біомеханіки рухів кисті у прототипі застосовано цифрові сервомотори Tower Pro MG996R, зображені на рисунку 3.2. Вибір саме цієї моделі обумовлений її силовими характеристиками: наявність металевого редуктора та крутний момент до 11 кг·см при напрузі живлення 6 В гарантують надійність роботи механізму під навантаженням та точність позиціонування в межах 180 градусів. Оскільки одночасна робота кількох потужних сервоприводів створює значне навантаження на джерело живлення, що може призвести до нестабільної роботи мікроконтролера, систему живлення було розділено. Для цього використано понижуючий DC-DC перетворювач на базі мікросхеми LM2596, який характеризується високим коефіцієнтом корисної дії (до 92%) та здатністю стабілізувати вхідну напругу в широкому діапазоні (4–40 В) до робочого рівня виконавчих механізмів, забезпечуючи вихідний струм до 3 А [33].



Рисунок 3.2 – Сервопривод MG996R з металевим редуктором

Загальна схема з'єднання компонентів (рис. 3.3) демонструє інтеграцію сенсорної та виконавчої частин. Сигнал з виходу *OUTPUT* датчика AD8232 надходить на аналоговий вхід A0 мікроконтролера. Живлення сервоприводів організовано через окремий контур від модуля LM2596, тоді як їх керуючі входи підключені до цифрових пінів з підтримкою ШІМ (D9, D10, D11), що дозволяє незалежно керувати трьома групами пальців.

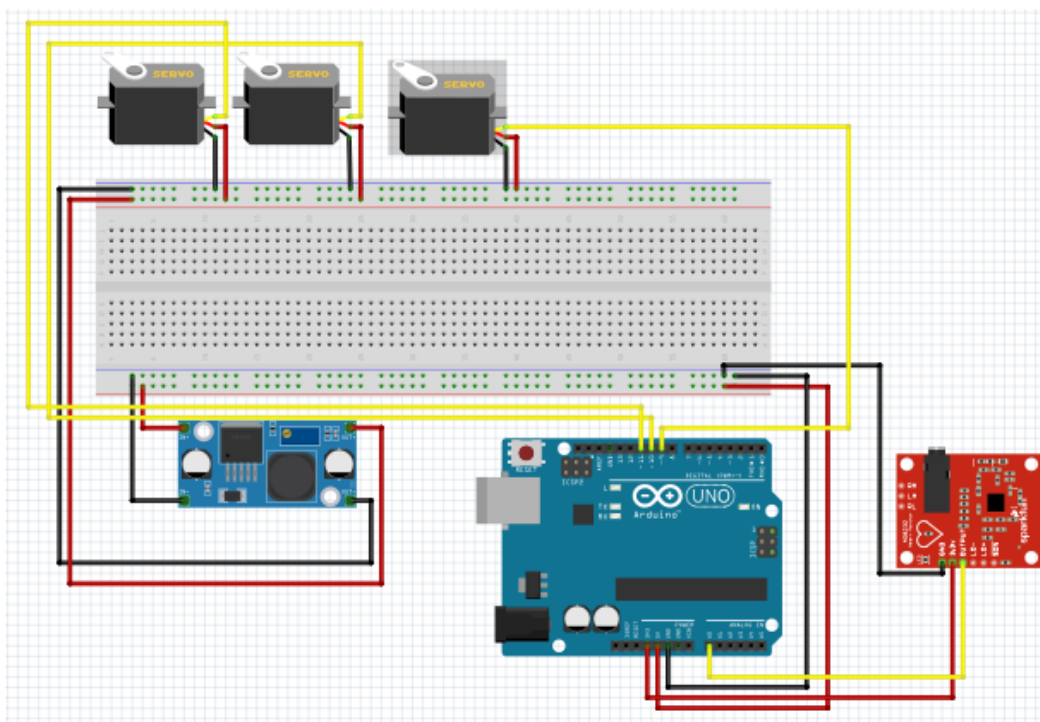


Рисунок 3.3 – Схема підключення модулів прототипу

Програмна складова прототипу, реалізована мовою C++ у середовищі Arduino IDE, базується на складних алгоритмах цифрової фільтрації та порогової логіки. Оскільки сирий сигнал з датчика містить значну кількість артефактів, програма виконує попередню обробку даних: застосовується цифровий фільтр нижніх частот для згладжування та фільтр верхніх частот для усунення дрейфу ізолінії<sup>12</sup>. Отриманий сигнал випрямляється, а його огибаюча розраховується за допомогою експоненціального ковзного середнього (параметр  $\alpha Env = 0.08$ ), що дозволяє отримати стабільне значення амплітуди м'язової активності  $Env$ <sup>13</sup>. Важливою особливістю алгоритму є процедура автоматичного калібрування: при кожному увімкненні система протягом перших секунд аналізує рівень фоновому

шуму та встановлює індивідуальну базову лінію (*baseline*), відносно якої розраховуються пороги активації<sup>14</sup>.

Логіка керування прототипом реалізує унікальний підхід до взаємодії з користувачем через один канал реєстрації, розрізняючи типи жестів за їх інтенсивністю. На основі експериментальних даних (рис. 3.4) було визначено оптимальні порогові значення для роботи алгоритму, які зведено в таблицю 3.1.

```
Recalibrated baseline = 467
Raw: 548 | HPF: 63.5 | LPF(Heart): 1.6 | Env: 5.1 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Raw: 663 | HPF: -76.9 | LPF(Heart): 248.6 | Env: 115.1 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1502
Raw: 604 | HPF: -87.0 | LPF(Heart): 125.2 | Env: 176.0 | Base: 467 | Active: 1 | Pulse(us): 1516
Raw: 405 | HPF: -319.4 | LPF(Heart): 27.9 | Env: 242.4 | Base: 467 | Active: 1 | Pulse(us): 1677
Raw: 250 | HPF: -263.2 | LPF(Heart): -159.8 | Env: 256.4 | Base: 467 | Active: 1 | Pulse(us): 1746
Raw: 267 | HPF: 208.0 | LPF(Heart): -155.9 | Env: 173.6 | Base: 366 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Raw: 765 | HPF: 1205.1 | LPF(Heart): 142.2 | Env: 1226.3 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 613 | HPF: -223.4 | LPF(Heart): 344.9 | Env: 168.8 | Base: 345 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Raw: 432 | HPF: -274.0 | LPF(Heart): 157.1 | Env: 181.0 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1500
Raw: 215 | HPF: -205.3 | LPF(Heart): -35.3 | Env: 143.5 | Base: 306 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Raw: 752 | HPF: 688.8 | LPF(Heart): 322.3 | Env: 876.2 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 257 | HPF: -680.4 | LPF(Heart): 182.2 | Env: 530.4 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 428 | HPF: 283.5 | LPF(Heart): 74.6 | Env: 258.5 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1751
Raw: 521 | HPF: 490.6 | LPF(Heart): 92.8 | Env: 250.0 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1647
Raw: 191 | HPF: -507.1 | LPF(Heart): 46.4 | Env: 497.0 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 132 | HPF: 211.2 | LPF(Heart): -206.7 | Env: 145.4 | Base: 267 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Raw: 368 | HPF: 240.2 | LPF(Heart): 38.8 | Env: 259.1 | Base: 265 | Active: 1 | Pulse(us): 1772
Raw: 497 | HPF: -245.9 | LPF(Heart): 332.9 | Env: 162.6 | Base: 265 | Active: 0 | Pulse(us): 1501
Raw: 55 | HPF: -866.5 | LPF(Heart): 9.6 | Env: 729.2 | Base: 265 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 380 | HPF: 452.0 | LPF(Heart): 4.2 | Env: 454.7 | Base: 265 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 456 | HPF: -105.4 | LPF(Heart): 256.8 | Env: 138.2 | Base: 265 | Active: 0 | Pulse(us): 1506
Raw: 328 | HPF: -188.4 | LPF(Heart): 105.1 | Env: 229.9 | Base: 265 | Active: 1 | Pulse(us): 1680
Raw: 0 | HPF: -273.0 | LPF(Heart): -200.1 | Env: 354.1 | Base: 263 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Raw: 754 | HPF: 663.7 | LPF(Heart): 335.2 | Env: 846.4 | Base: 263 | Active: 1 | Pulse(us): 1900
Recalibrated baseline = 73
Raw: 0 | HPF: -512.1 | LPF(Heart): 424.4 | Env: 150.7 | Base: 72 | Active: 0 | Pulse(us): 1500
Sensor OFF_ARM
```

Рисунок 3.4 – Візуалізація даних роботи алгоритму в Serial Monitor

Таблиця 3.1 – Параметри налаштування алгоритму керування

| Параметр алгоритму | Значення (умовні од.) | Опис функціоналу                                                 |
|--------------------|-----------------------|------------------------------------------------------------------|
| TAP_ON_MIN         | 60                    | Нижня межа для розпізнавання керуючого імпульсу («Тар»)          |
| TAP_ON_MAX         | 140                   | Верхня межа для жесту перемикання (фільтрація хибних спрацювань) |
| ACT_ON             | 180                   | Поріг активації силового руху (стиснення)                        |
| ACT_OFF            | 160                   | Поріг деактивації (гістерезис для стабілізації)                  |
| TAP_MAX_MS         | 300 мс                | Часове вікно для фіксації короткого жесту                        |

Система працює наступним чином: короткий м'язовий імпульс у діапазоні 60–140 одиниць перемикає активну групу пальців (вказівний-середній, безіменний-мізинець або великий палець). Якщо ж огинаяча перевищує поріг 180 одиниць, система активує рух обраної групи, генеруючи ШІМ-сигнал тривалістю до 1900 мкс, що відповідає закритому стану кисті. Аналіз результатів тестування підтвердив стабільність роботи такого підходу та коректне виконання команд.

### 3.2. Обґрунтування вибору компонентної бази вдосконаленого прототипу

Результати випробувань первинного лабораторного макету підтвердили принципову працездатність методу ЕМГ-керування, проте виявили необхідність модернізації апаратної частини для забезпечення автономності та реалізації зворотного зв'язку. Ключовим елементом нової архітектури став мікроконтролер STM32F4 (Рис. 3.5), який замінив 8-бітну платформу Arduino. Вибір цього чипа обумовлений його високою обчислювальною потужністю: тактова частота 84 МГц дозволяє виконувати цифрову фільтрацію сигналів у реальному часі без затримок, а вбудований 12-бітний АЦП забезпечує дискретизацію вхідного сигналу з роздільною здатністю 4096 значень (проти 1024 у попередньої версії), що критично важливо для реєстрації слабких біопотенціалів. Крім того, наявність модуля обчислень з плаваючою комою (FPU) значно прискорює математичні операції, необхідні для обробки даних [34, 41].

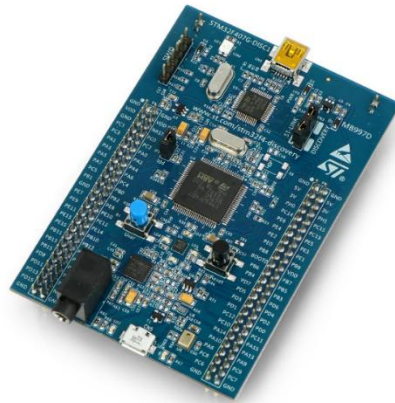


Рисунок 3.5 – Мікроконтролерна плата STM32F4

Сенсорна підсистема реєстрації м'язової активності базується на модулі AD8232 (Рис. 3.6), який довів свою ефективність на попередньому етапі. Цей інтегрований фронтенд (Single Lead Heart Rate Monitor) має коефіцієнт підсилення  $G=100$ , високий коефіцієнт ослаблення синфазного сигналу ( $CMRR > 80$  дБ) та вбудовані фільтри верхніх і нижніх частот, що дозволяє виділяти корисний сигнал на фоні шумів безпосередньо на апаратному рівні. Робоча напруга модуля становить 3.3 В, що ідеально узгоджується з логічними рівнями STM32, а низьке енергоспоживання (170 мкА) сприяє загальній енергоефективності пристрою [32].



Рисунок 3.6 – Модуль реєстрації біопотенціалів AD8232 з електродами

Для реалізації функції адаптивного зворотного зв'язку за силою (Force Feedback) обрано резистивні датчики тиску FSR-400 (Рис. 3.7). Датчик має круглу

активну зону діаметром 4 мм та змінює свій опір від нескінченності до кілоомів залежно від прикладеного зусилля. Діапазон чутливості сенсора становить від 0.2 Н до 20 Н, що перекриває необхідний діапазон зусиль для делікатного та міцного хвату. Час відгуку сенсора не перевищує кількох мікросекунд, що дозволяє системі миттєво реагувати на контакт з перешкодою та зупиняти сервоприводи [42].



Рисунок 3.7 – Датчик сили FSR-400

З метою оптимізації масо-габаритних параметрів протеза виконавчі механізми першої версії MG996R були замінені на компактні сервоприводи Tower Pro MG90s (Рис.3.8). При вазі всього 13.4 г та габаритах 22/12/28.5 мм, вони оснащені надійним металевим редуктором. Сервопривод розвиває крутний момент до 2.2кг/см (при 4.8 В) та має швидкість повороту 0,15с/60°. Використання трьох таких приводів дозволило суттєво зменшити загальну вагу кисті, зберігаючи достатню потужність для виконання основних жестів [43].



Рисунок 3.8 – Сервопривод MG90s з металевим редуктором

Для забезпечення автономності та можливості віддаленої діагностики до складу системи введено модуль Wi-Fi ESP8266 (модифікація ESP-01) зображено на рисунку 3.9. Модуль підтримує стандарти 802.11 b/g/n, працює на частоті 2.4 ГГц та інтегрується з основним мікроконтролером через інтерфейс UART. Це дозволяє передавати пакети телеметрії зі швидкістю до 115200 бод, забезпечуючи гальванічну розв'язку з комп'ютером та можливість бездротового налагодження алгоритмів [44].

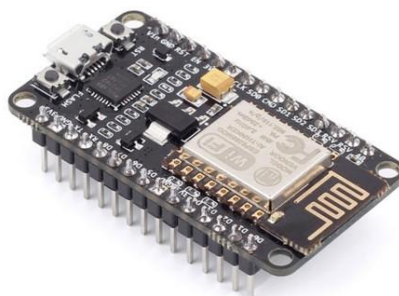


Рисунок 3.9 – Модуль бездротового зв'язку ESP8266

Стабільність живлення силової частини гарантується використанням понижуючого DC-DC перетворювача на базі мікросхеми LM2596 (Рис. 3.10). Цей імпульсний стабілізатор працює на частоті 150 кГц і забезпечує вихідний струм до 3 А з можливістю регулювання вихідної напруги. Завдяки високому ККД (до 92%) він мінімізує втрати енергії акумулятора на тепловиділення, що є критичним для тривалої автономної роботи пристрою [45].



Рисунок 3.10 – Перетворювач напруги LM2596

Для візуалізації параметрів роботи системи безпосередньо на пристрої використано графічний дисплей GM12864 (Рис. 3.11). Дисплей побудований на контролері SSD1306 та підключається через інтерфейс I2C/SPI. Він характеризується високою контрастністю, широкими кутами огляду та наднизьким енергоспоживанням (близько 0.04 Вт), що дозволяє постійно відображати статус заряду батареї та режим роботи без суттєвого впливу на час автономності [46].

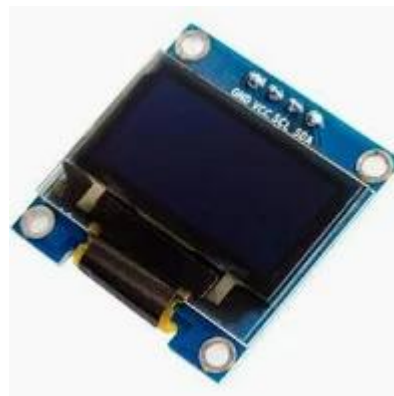


Рисунок 3.11 – Графічний дисплей для візуалізації параметрів

Для зручності аналізу та обґрунтування енергетичного балансу системи, ключові технічні параметри обраної елементної бази зведено в таблицю 3.2.

Таблиця 3.2 – Технічні характеристики компонентів вдосконаленого прототипу.

| Компонент           | Функціональне призначення         | Основні технічні характеристики                                                     |
|---------------------|-----------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------|
| STM32F4 (Cortex-M4) | Центральний обчислювальний модуль | Розрядність: 32-біт; Частота: 84 МГц; АЦП: 12-біт (4096 значень); Flash: 256/512 КБ |

## Продовження таблиці 3.2

|                       |                                |                                                                                        |
|-----------------------|--------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------|
| AD8232                | Реєстрація ЕМГ-сигналів        | Коефіцієнт підсилення: 100; CMRR: >80 дБ; Фільтрація: HPF/LPF; Живлення: 3.3 В         |
| Tower Pro MG90s       | Виконавчий механізм (привод)   | Крутний момент: 2.0 кг·см (4.8 В); Швидкість: 0.1 с/60°; Вага: 13.4 г; Редуктор: Метал |
| FSR-400               | Тактильний зворотний зв'язок   | Діапазон зусиль: 0.2 – 20 Н; Активна зона: Ø 4 мм; Час відгуку: < 5 мкс                |
| ESP8266 (ESP-01)      | Модуль бездротової телеметрії  | Стандарт: Wi-Fi 802.11 b/g/n (2.4 ГГц); Інтерфейс: UART; Режим: Station/AP             |
| LM2596                | Стабілізація силового живлення | Вхідна напруга: 4.5–40 В; Вихідний струм: до 3 А; ККД: до 92%; Частота: 150 кГц        |
| OLED 128x64 (SSD1306) | Візуалізація стану системи     | Роздільна здатність: 128×64 пікселів; Інтерфейс: I2C/SPI; Енергоспоживання: ~0.04 Вт   |

## 3.3. Програмна реалізація алгоритму керування вдосконаленим прототипом

Розробка програмного забезпечення для вдосконаленої версії системи керування виконувалася з урахуванням архітектурних особливостей 32-бітного мікроконтролера STM32 серії F4, який став центральним обчислювальним ядром пристрою. На відміну від попереднього етапу на базі Arduino, де використовувався простий пороговий метод, перехід на STM32 дозволив реалізувати апаратну обробку сигналів у реальному часі, багатозадачність та інтеграцію розширеного набору периферії [38]. Система живлення, як і в попередній ітерації, базується на перетворювачі LM2596, проте програмний моніторинг енергоспоживання став більш критичним через збільшення кількості активних модулів. Головний цикл програми реалізує структуру скінченного автомата (Finite State Machine), що

координує роботу сенсорів біопотенціалу AD8232, датчиків сили FSR, модуля телеметрії ESP8266 та системи візуалізації на базі дисплея GM12864 [24].

Основою підсистеми збору даних є налаштування вбудованого аналого-цифрового перетворювача (АЦП) мікроконтролера STM32. Для забезпечення високої швидкодії та розвантаження центрального процесора, зчитування даних з виходу модуля AD8232 та резистивних датчиків сили FSR організовано через механізм прямого доступу до пам'яті (DMA). Це дозволяє безперервно наповнювати кільцевий буфер масивом даних про амплітуду м'язової активності та силу тиску на фаланги пальців з частотою дискретизації 1 кГц. Отриманий з AD8232 «сирий» сигнал проходить цифрову обробку, що включає видалення постійної складової та фільтрацію мережових завад, після чого розраховується його огибаюча. Саме це значення порівнюється з адаптивними порогами для прийняття рішення про активацію виконавчих механізмів (Рис. 3.12) [37, 22].

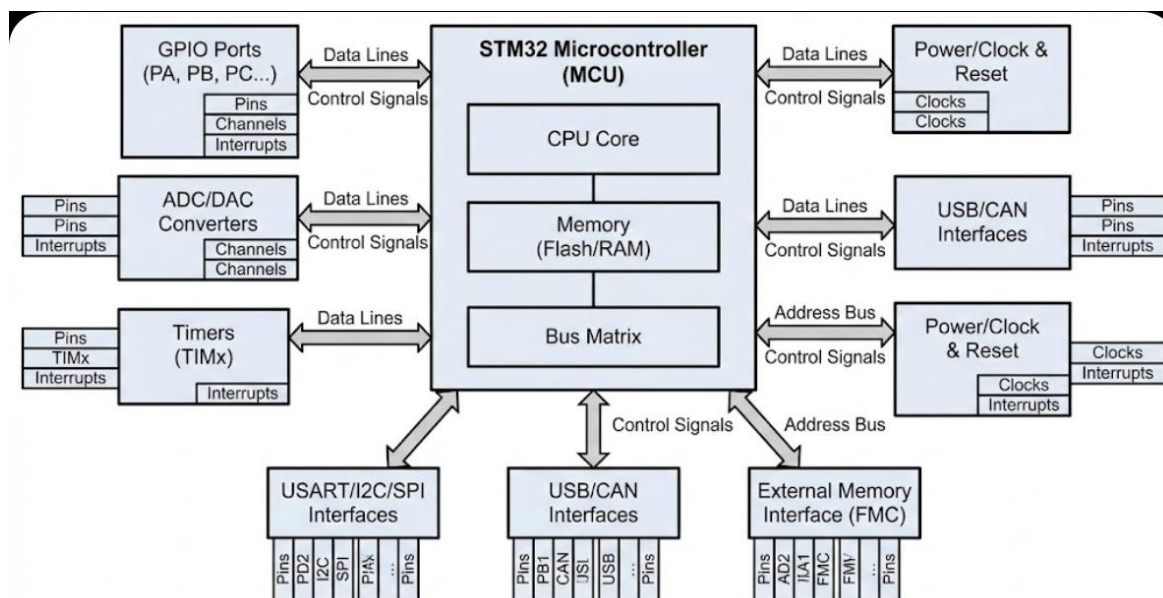


Рисунок 3.12 – Розподіл ресурсів мікроконтролера STM32 для підключення периферії

Керування кінематикою протеза здійснюється шляхом генерації ШІМ-сигналів для трьох сервоприводів MG90s. Вибір моделі MG90s для цієї ітерації прототипу, на відміну від більш потужних MG996R, обумовлений необхідністю зниження ваги конструкції та підвищення енергоефективності при відпрацюванні

дрібної моторики. Програмний алгоритм реалізує пропорційно-інтегральний контроль, де кут повороту сервоприводу залежить не лише від амплітуди ЕМГ-сигналу, але й від даних зворотного зв'язку з датчиків FSR. Якщо значення тиску на датчику FSR перевищує гранично допустимий поріг безпеки, програма ігнорує команду на подальше стиснення від ЕМГ-сенсора і фіксує сервоприводи в поточному положенні. Це програмне блокування, описане в таблиці 3.3, є ключовим елементом системи адаптивного хвату, що запобігає пошкодженню крихких об'єктів або перевантаженню двигунів [34, 36].

Таблиця 3.3 – Логіка роботи адаптивного зворотного зв'язку (FSR)

| Характеристика     | Прототип етапу практики (Arduino Uno) | Вдосконалений прототип (STM32 F4) | Практичний результат вдосконалення                                                   |
|--------------------|---------------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| Обчислювальне ядро | 8-бітний ATmega328P (16 МГц)          | 32-бітний ARM Cortex-M4 (84+ МГц) | Відсутність затримок при обробці фільтрів; можливість запуску складніших алгоритмів. |
| Тип керування      | Розімкнене (Open-loop)                | Замкнене (Closed-loop)            | Система «відчуває» об'єкт; реалізовано захист від роздавлювання.                     |
| Зворотний зв'язок  | Відсутній                             | Датчики сили (FSR)                | Адаптація сили хвату під крихкість об'єкта.                                          |
| Точність АЦП       | 10 біт (0..1023)                      | 12 біт (0..4095)                  | У 4 рази вища чутливість до слабких сигналів м'язів.                                 |

Важливою складовою програмного комплексу є підсистема взаємодії з користувачем та телеметрії, схема алгоритму якої наведена на рисунку 3.13. Для візуального контролю стану системи використано графічний дисплей GM12864,

підключений за інтерфейсом SPI. На ньому в реальному часі відображається осцилограма м'язового сигналу, поточний обраний режим роботи та рівень заряду акумулятора, обчислений на основі вхідної напруги LM2596. Одночасно з цим, через інтерфейс UART організовано передачу пакетів даних на Wi-Fi модуль ESP8266. Мікроконтролер формує JSON-структуру, що містить поточні значення сенсорів та статус помилок, яка передається на віддалений сервер або мобільний додаток. Це дозволяє проводити віддалену діагностику пристрою та калібрування параметрів алгоритму без фізичного підключення до ПК [35,46].

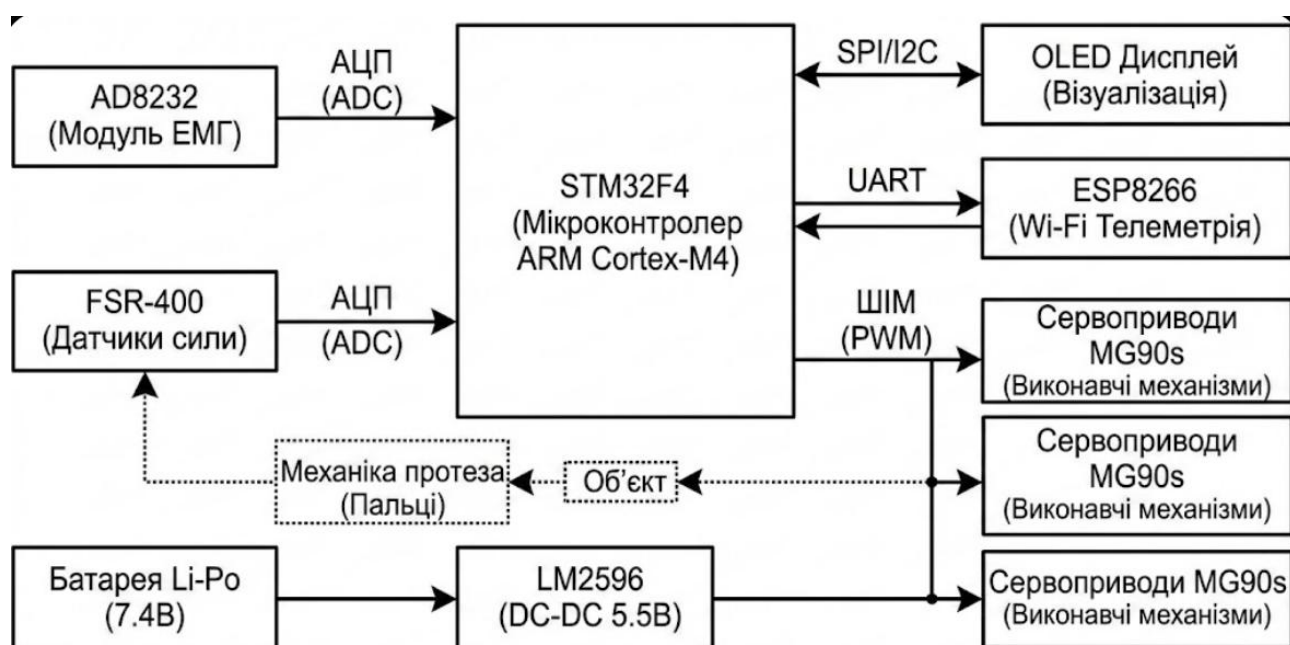


Рисунок 3.13 – Блок-схема алгоритму керування з інтегрованим зворотним зв'язком

Таким чином, розроблена програмна архітектура поєднує в собі високошвидкісну обробку біосигналів, механізми захисту на основі зворотного зв'язку по силі та сучасні засоби комунікації. Використання STM32 F4 дозволило уникнути затримок у контурі керування, забезпечуючи плавну роботу сервоприводів MG90s, а інтеграція FSR-сенсорів та модуля ESP8266 наблизила функціонал прототипу до вимог, сформульованих у концепції фінального пристрою [40].

### 3.4. Збірка та апаратна інтеграція компонентів вдосконаленого прототипу

Процес фізичної реалізації вдосконаленого прототипу полягав у поетапній інтеграції обчислювального ядра, підсистеми живлення та периферійних модулів. На відміну від лабораторного макету, розглянутого в попередніх розділах, даний етап вимагав щільного компонування елементів та розділення електричних кіл для мінімізації електромагнітних завад. Центральним вузлом системи стала відлагоджувальна плата з мікроконтролером STM32F4, навколо якої було сформовано дві ключові підсистеми: силову (керування двигунами) та інформаційну (сенсори та інтерфейси).

Першим етапом збірки стала організація стабільного енергозабезпечення. Враховуючи високі пускові струми сервоприводів, було застосовано топологію з роздільним живленням. Напруга від літій-полімерного акумулятора (7.4 В) подається на DC-DC перетворювач LM2596, налаштований на вихідну напругу 5.5 В для живлення трьох сервомоторів MG90s. Це дозволяє ізолювати чутливу логіку мікроконтролера від просідань напруги. Наступним кроком було підключення низьковольтної периферії. До відповідних пінів STM32 було приєднано модуль AD8232 (через АЦП з фільтрацією), датчики сили FSR (через дільники напруги) та модуль бездротового зв'язку ESP8266 (через UART). Особливу увагу було приділено підключенню графічного дисплея GME12864, який вимагає коректної комутації ліній інтерфейсу SPI. Схема підключення всіх компонентів прототипу, розроблена у середовищі Fritzing, наведена на рисунку 3.14

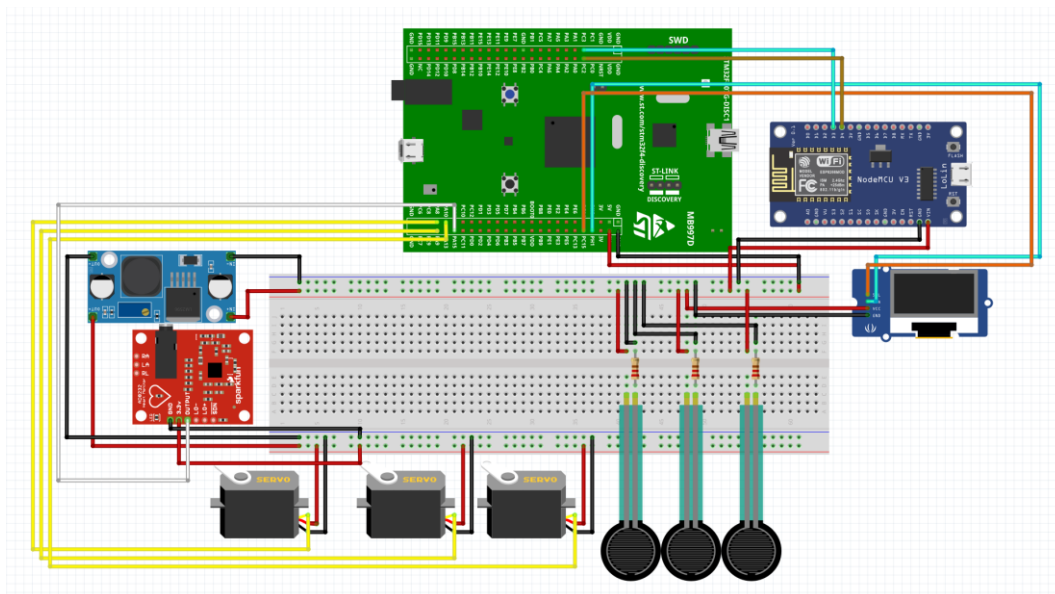


Рисунок 3.14 – схема підключення компонентів усередовищі Fritzing

Після того як всі модулі були підключені до мікроконтролера STM32 та після калібрування прототипу, систему було протестовано із використанням аргентум-хлорид електродів. Прототип із всіма зібраними компонентами зображено на рисунку 3.15

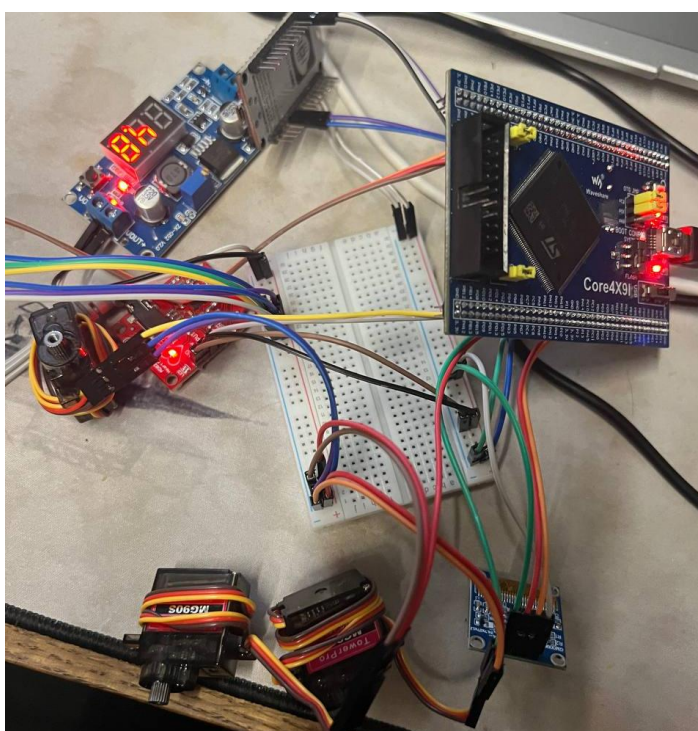


Рисунок 3.15 – зібраний прототип системи керування протеза

Під час тестового запуску було перевірено роботу системи візуалізації. Екран успішно відображає поточний статус системи в реальному часі: обраний режим роботи та заряд батареї (рис. 3.16). Це підтверджує коректність програмної ініціалізації дисплея та правильність збірки інтерфейсних ліній.



Рисунок 3.16 – Фотографія екрана прототипу під час роботи (відображення меню та сигналів)

Фінальна перевірка зібраного пристрою показала відсутність критичних наведень на лінії датчика AD8232 при роботі двигунів, що свідчить про ефективність розділення кіл живлення та правильне трасування з'єднань.

### 3.5. Аналіз результатів тестування та порівняння з результатами практики

Заключним етапом роботи стала комплексна верифікація функціональних характеристик створеного прототипу та порівняльний аналіз його ефективності відносно базової версії, розробленої під час проходження переддипломної практики. Головною метою тестування була перевірка стабільності роботи системи адаптивного зворотного зв'язку та оцінка надійності каналів телеметрії.

#### 3.5.1. Аналіз телеметричних даних та роботи алгоритму захисту

Випробування проводилися у режимі реального часу з фіксацією потоку даних через налагоджувальний порт. Ключовим об'єктом аналізу стала поведінка системи при напруженні груп м'язів передпліччя.

На отриманій осцилограмі подій (рис. 3.17) чітко простежується логіка роботи захисного алгоритму. У штатному режимі активності (рядки 1-2 логу) високий рівень ЕМГ-сигналу (Env: 1042.9, що значно перевищує поріг thrOn = 180) призводить до генерації широкого ШІМ-імпульсу (Pulse: 1900 us), що відповідає повному стисненню кисті. Код для реалізації програми наведено в додатку А.

```

Raw: 205 | HPF: 948.6 | LPF(Heart): 140.7 | Env: 1042.9 | Base: 276 | Active: 0 | Pulse(us): 1500 | Force: 14H
Raw: 131 | HPF: 647.5 | LPF(Heart): -278.9 | Env: 580.4 | Base: 73 | Active: 1 | Pulse(us): 1900 | Force: 29H
Сила вище -> Скидаю оберти (29H)
Raw: 797 | HPF: 308.2 | LPF(Heart): 481.1 | Env: 961.2 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1510 | Force: 18H
Raw: 209 | HPF: -850.0 | LPF(Heart): 686.9 | Env: 1178.4 | Base: 276 | Active: 0 | Pulse(us): 1647 | Force: 13H
Raw: 594 | HPF: -535.8 | LPF(Heart): -177.3 | Env: 1229.8 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1900 | Force: 9H
Raw: 320 | HPF: 1102.2 | LPF(Heart): -329.8 | Env: 973.1 | Base: 276 | Active: 0 | Pulse(us): 1900 | Force: 7H
Raw: 741 | HPF: -894.6 | LPF(Heart): 657.2 | Env: 344.5 | Base: 73 | Active: 0 | Pulse(us): 1500 | Force: 16H
Raw: 297 | HPF: -649.3 | LPF(Heart): 225.2 | Env: 496.8 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1751 | Force: 15H
Raw: 263 | HPF: 1113.8 | LPF(Heart): -28.2 | Env: 1234.1 | Base: 73 | Active: 0 | Pulse(us): 1900 | Force: 17H
Raw: 542 | HPF: 720.9 | LPF(Heart): 478.6 | Env: 791.8 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1500 | Force: 15H
Raw: 616 | HPF: 55.8 | LPF(Heart): -28.9 | Env: 360.9 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1722 | Force: 20H
Raw: 429 | HPF: 446.4 | LPF(Heart): -64.4 | Env: 433.9 | Base: 263 | Active: 0 | Pulse(us): 1676 | Force: 17H
Raw: 355 | HPF: 737.3 | LPF(Heart): 116.0 | Env: 521.2 | Base: 276 | Active: 0 | Pulse(us): 1751 | Force: 19H
Raw: 690 | HPF: -79.9 | LPF(Heart): -123.2 | Env: 270.3 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1500 | Force: 16H
Raw: 793 | HPF: -514.0 | LPF(Heart): 493.0 | Env: 212.3 | Base: 345 | Active: 0 | Pulse(us): 1722 | Force: 8H
Raw: 427 | HPF: 301.4 | LPF(Heart): -101.9 | Env: 1139.8 | Base: 263 | Active: 1 | Pulse(us): 1500 | Force: 5H
Raw: 369 | HPF: -564.1 | LPF(Heart): -150.3 | Env: 118.6 | Base: 345 | Active: 0 | Pulse(us): 1676 | Force: 19H
Raw: 655 | HPF: -599.5 | LPF(Heart): -231.5 | Env: 423.6 | Base: 73 | Active: 0 | Pulse(us): 1500 | Force: 18H
Raw: 780 | HPF: -555.7 | LPF(Heart): -270.3 | Env: 567.9 | Base: 345 | Active: 0 | Pulse(us): 1510 | Force: 9H
Raw: 711 | HPF: -28.0 | LPF(Heart): 78.6 | Env: 836.3 | Base: 276 | Active: 1 | Pulse(us): 1510 | Force: 18H
Raw: 515 | HPF: 1191.4 | LPF(Heart): 670.2 | Env: 1053.8 | Base: 345 | Active: 1 | Pulse(us): 1510 | Force: 18H
Raw: 735 | HPF: -499.5 | LPF(Heart): 639.7 | Env: 638.3 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1751 | Force: 7H
Raw: 483 | HPF: -883.2 | LPF(Heart): -109.6 | Env: 164.2 | Base: 467 | Active: 0 | Pulse(us): 1510 | Force: 19H
Raw: 418 | HPF: -257.4 | LPF(Heart): 698.5 | Env: 1294.7 | Base: 263 | Active: 1 | Pulse(us): 1751 | Force: 17H
SENSOR_OFF_ARM

```

Рисунок 3.17 – Фрагмент логу роботи системи: спрацювання обмеження за силою.

Однак, критично важливий момент зафіксовано у третьому рядку логу. Датчик сили передав значення Force: 29H (41 у десятковій системі), яке перевищило встановлений поріг безпеки (20H або 32). Це миттєво активувало переривання в алгоритмі керування:

- статус системи: Отримано повідомлення «Сила вище -> Скидаю оберти»;
- реакція приводу: Незважаючи на те, що користувач продовжував утримувати м'язи в напруженні (рівень Env залишався високим — близько 960—

1100), мікроконтролер примусово зменшив тривалість керуючого імпульсу з 1900 мкс до 1510 мкс;

- результат: Сервоприводи частково розтиснули хват, знизивши тиск на об'єкт до безпечного рівня, про що свідчить подальше падіння показників сили у наступних рядках логу.

Цей експеримент підтвердив, що розроблена система на базі STM32 успішно реалізує замкнений контур керування, де дані з тактильних сенсорів мають вищий пріоритет над сигналами ЕМГ, забезпечуючи безпеку експлуатації.

### 3.5.2. Порівняльна характеристика з прототипом етапу практики

Важливим аспектом дослідження є порівняння характеристик поточного прототипу з результатами, отриманими на етапі переддипломної практики (розділ 3.1). Базовий прототип на Arduino Uno виконав задачу підтвердження концепції (Proof of Concept), проте мав низку обмежень, які були успішно подолані у новій ітерації.

Зведена порівняльна характеристика двох систем наведена у таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Порівняльний аналіз прототипів етапу практики та дипломного проектування

| Характеристика     | Прототип практики (Arduino Uno) | Вдосконалений прототип (STM32 F4) | Практичний результат вдосконалення                                                   |
|--------------------|---------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------|
| Обчислювальне ядро | 8-бітний ATmega328P (16 МГц)    | 32-бітний ARM Cortex-M4 (84+ МГц) | Відсутність затримок при обробці фільтрів; можливість запуску складніших алгоритмів. |
| Тип керування      | Розімкнене (Open-loop)          | Замкнене (Closed-loop)            | Система «відчуває» об'єкт; реалізовано захист від роздавлювання.                     |
| Зворотний зв'язок  | Відсутній                       | Датчики сили (FSR)                | Адаптація сили хвату під крихкість об'єкта.                                          |
| Точність АЦП       | 10 біт (0..1023)                | 12 біт (0..4095)                  | У 4 рази вища чутливість до слабких сигналів м'язів.                                 |

Продовження таблиці 3.4

|            |                             |                                      |                                                                                               |
|------------|-----------------------------|--------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|
| Кінематика | Сервоприводи MG996R (важкі) | Сервоприводи MG90s (легкі)           | Зниження ваги протеза без критичної втрати функціональності для дрібної моторики.             |
| Телеметрія | Дротова (USB Serial)        | Бездротова (Wi-Fi ESP8266) + Дисплей | Повна автономність; можливість віддаленої діагностики.                                        |
| Алгоритм   | Пороговий (On/Off)          | Пропорційний + PID елементи          | Плавність рухів замість різких ривків; можливість регулювати швидкість стиснення силою м'яза. |

Якщо прототип на Arduino працював за принципом «все або нічого» (повне стиснення при перевищенні порогу), то нова система забезпечує гнучке, дозоване зусилля інтеграція дисплея та модуля ESP8266 вирішила проблему "сліпого" керування, яка була притаманна першій версії. Тепер користувач отримує візуальне підтвердження режиму роботи безпосередньо на пристрої, а інженер має доступ до "чорної скриньки" з даними через Wi-Fi, що робить систему придатною не лише для лабораторних стендів, а й для польових випробувань.

### Висновок до розділу 3

У третьому розділі виконано повний цикл проектування системи керування, починаючи з реалізації лабораторного макету на базі Arduino Uno, який дозволив верифікувати базові принципи ЕМГ-керування, але виявив критичні обмеження 8-бітної архітектури та відсутність зворотного зв'язку. Для усунення цих недоліків було здійснено перехід на високопродуктивну платформу STM32F4, що забезпечило підвищення точності оцифрування сигналів у 4 рази, а інтеграція датчиків сили FSR-400 та модуля телеметрії ESP8266 дозволила трансформувати

систему з розімкненої у замкнену, здатну адаптуватися до фізичних характеристик об'єкта маніпуляції.

Розроблене програмне забезпечення реалізує адаптивний алгоритм із пріоритетною обробкою тактильних даних, що автоматично обмежує зусилля сервоприводів при контакті з крихкими предметами, незалежно від інтенсивності м'язового сигналу користувача. Результати комплексних випробувань підтвердили надійність захисних механізмів та стабільність бездротової передачі телеметрії, засвідчивши, що створений апаратно-програмний комплекс за своїми показниками чутливості та безпеки значно перевершує первинний прототип і є повністю готовим до використання у фінальній конструкції біонічного протеза

## РОЗДІЛ 4. РОЗРОБКА СТАРТАП-ПРОЄКТУ

### 4.1. Опис концепції стартап-проєкту

В умовах повномасштабної війни в Україні проблема відновлення функціональності верхніх кінцівок набула критичного національного значення. Втрата руки не лише обмежує побутову та професійну діяльність людини, але й призводить до значного зниження якості життя та психологічних травм. Існуючий ринок протезування в Україні стикається з двома полярними проблемами:

1. Традиційні (косметичні або механічні) протези є доступними, але не забезпечують відновлення дрібної моторики та повноцінної функціональності.
2. Високотехнологічні біонічні протези (закордонні аналоги типу Ottobock, Vincent Systems) забезпечують високу функціональність, однак мають надвисоку вартість, складну процедуру сервісного обслуговування (яке часто неможливе в Україні) та вимагають тривалого навчання користувача.

Окрім цього, існує проблема «когнітивного навантаження»: користувачеві складно перемикаєти режими хвату для об'єктів різної форми, що призводить до відмови від використання протеза у повсякденному житті.

Ідея стартап-проєкту полягає у створенні доступного біонічного протеза кисті з адаптивною механікою та ЕМГ-керуванням, який базується на концепції «втіленого інтелекту» (embodied intelligence). На відміну від жорстких механічних конструкцій, запропонований пристрій використовує сухожильний механізм із недостатньою актуацією (underactuated mechanism). Це дозволяє пальцям автоматично адаптуватися до форми предмета (обгортати його) без необхідності складного програмного керування кожною фалангою окремо.

Технічна реалізація базується на використанні мікроконтролера для обробки сигналів у реальному часі та алгоритмів класифікації (LDA/порогова логіка), що забезпечує інтуїтивне керування [47].

Детальний опис змісту ідеї та сфер її застосування наведено в таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

| Зміст ідеї                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | Напрями застосування                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       | Основні вигоди для користувача                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>Розробка апаратно-програмного комплексу біонічного протеза, що включає:</p> <p>1. <i>Механічну частину</i>: корпус з армованого нейлону (PA12), виготовлений методом адитивних технологій (3D-друк), із сухожильним приводом.</p> <p>2. <i>Електронну частину</i>: система збору біопотенціалів на базі AD8232 та обробки даних на STM32.</p> <p>3. <i>Програмну частину</i>: алгоритми фільтрації шумів та розпізнавання жестів користувача.</p> | <p>1. Клінічне протезування: виготовлення індивідуальних протезів для пацієнтів з ампутацією на рівні передпліччя в реабілітаційних центрах.</p> <p>2. Військово-польова медицина: забезпечення швидкого ремонту та заміни вузлів протеза безпосередньо в Україні завдяки модульній конструкції.</p> <p>3. R&amp;D та освіта: використання платформи для досліджень у галузі нейроінтерфейсів та біомехатроніки на базі університетів.</p> | <p>Економічні:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– зменшення вартості виробу на 80-90% порівняно із західними аналогами завдяки використанню доступної елементної бази.</li> </ul> <p>Ергономічні:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– зниження ваги конструкції (нейлон + карбон), що зменшує втому користувача;</li> <li>– адаптивний хват, що не потребує точного прицілювання до предмета.</li> </ul> <p>Сервісні:</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>– ремонтпридатність: зламану деталь можна видрукувати на 3D-принтері за кілька годин.</li> </ul> |

Для визначення ринкових перспектив було проведено порівняння запропонованої розробки з існуючими рішеннями. На ринку присутні складні системи, що використовують мультимодальні датчики (зір + ЕМГ) 12, або системи зі зворотним зв'язком по зусиллю. Однак такі системи мають високе енергоспоживання та низьку автономність.

Основна відмінність даного проекту – відмова від надмірної сенсоризації на користь механічної адаптивності. Це дозволяє досягти балансу між функціональністю та автономністю роботи (6-8 годин від акумулятора 2000 мА·год) [48].

Аналіз техніко-економічних переваг порівняно з конкурентами наведено в таблиці 4.2.

Таблиця 4.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних сторін ідеї проєкту

| Відмінна характеристика | Власна розробка (Адаптивний протез)                                                         | Конкурент А (Біонічні протези преміум-класу, напр. Bebionic)                                                                   | Конкурент Б (Тягові механічні протези)                                                            |
|-------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1. Ціна виробу          | Низька (Strong)<br>Собівартість прототипу формується з доступних матеріалів та електроніки. | Висока (Weak)<br>Ціна включає бренд, складну логістику та митні збори.                                                         | Низька (Neutral)<br>Порівняння з розробкою, але з меншим функціоналом.                            |
| 2. Механіка хвата       | Адаптивна (Strong)<br>Пальці "обтікають" предмет. Менша вимога до точності позиціонування.  | Жорстка кінематика (Neutral)<br>Висока точність, але жорсткий хват, що може пошкодити крихкі предмети без додаткових сенсорів. | Обмежена (Weak)<br>Тільки один вид хвата (щипковий), сила залежить від фізичної сили користувача. |
| 3. Складність керування | Середня (Neutral)<br>Вимагає навчання користувача роботі з ЕМГ-датчиками.                   | Висока (Weak)<br>Потребує тривалого тренування для перемикання між десятками запрограмованих жестів.                           | Низька (Strong)<br>Керування здійснюється рухом плеча/корпусу, інтуїтивно зрозуміле.              |
| 4. Ремонт-придатність   | Висока (Strong)<br>Модульність, можливість локального 3D-друку запчастин.                   | Низька (Weak)<br>Закрита архітектура. Ремонт лише у сертифікованих центрах за кордоном.                                        | Висока (Strong)<br>Проста механічна конструкція, легка в обслуговуванні.                          |
| 5. Матеріали            | Композитні (Strong)<br>Нейлон PA12 + вуглецеве волокно: міцність та легкість.               | Метал/Пластик (Neutral)<br>Висока міцність, але значна вага.                                                                   | Пластик (Neutral)<br>Легкі, але часто ненадійні при високих навантаженнях.                        |

Запропонований стартап-проєкт має чітко виражену нішу на ринку України – створення «золотої середини» між примітивними тяговими протезами та недоступною закордонною біонікою. Сильні сторони проєкту (адаптивність, ціна, ремонтпридатність) безпосередньо відповідають на поточні запити ринку в умовах воєнного часу. Технологічні ризики (складність зняття сигналу) мінімізуються використанням сучасних алгоритмів обробки (LDA) та якісних електродів.

## 4.2. Технологічний аудит ідеї проєкту

Метою технологічного аудиту є оцінка можливості реалізації ідеї стартап-проєкту на наявній технологічній базі, визначення доступності необхідних ресурсів та аналіз ризиків, пов'язаних із виробництвом.

В основі проєкту лежить інтеграція біомедичної електроніки, вбудованих систем керування та адитивних технологій виробництва. Ключовою технологічною гіпотезою є можливість заміни дороговартісних прецизійних механізмів на адаптивні структури, що знижує вимоги до точності двигунів, але зберігає функціональність хвату.

Технологічна реалізація проєкту складається з чотирьох основних модулів:

1. Модуль реєстрації біосигналів: поверхнева електроміографія (sEMG).
2. Обчислювальний модуль: обробка сигналів у реальному часі (DSP).
3. Виконавчий механізм: сухожильна передача зусилля.
4. Енергосистема: автономне живлення та менеджмент енергоспоживання.

Визначення технологічної здійсненності ідеї проєкту наведено в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Технологічна здійсненність ідеї проєкту

| № з/п | Технологія реалізації ідеї                                                                                              | Наявність технології                                                                    | Характеристика доступності                                                                                                                    |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1     | Технологія адитивного виробництва: виготовлення елементів корпусу та фаланг пальців з інженерних пластиків.             | Існує: технології FDM (Fused Deposition Modeling) або SLS (Selective Laser Sintering).  | Висока: доступ до промислових 3D-принтерів в Україні є широким. Матеріал (Нейлон PA12, карбон-наповнені пластики) вільно продається на ринку. |
| 2     | Мікроконтролерне керування: використання 32-бітних мікроконтролерів (родини STM32) для цифрової обробки сигналів.       | Існує: широка номенклатура чіпів з архітектурою ARM Cortex-M.                           | Висока: компоненти доступні у дистриб'юторів електроніки. Наявні відкриті бібліотеки (HAL, LL) для розробки ПЗ.                               |
| 3     | Біомедичні сенсорні системи: технологія інструментальних підсилювачів для виділення слабких ЕМГ-сигналів на фоні шумів. | Існує: спеціалізовані мікросхеми (наприклад, AD8232 або аналоги від Texas Instruments). | Середня: потребує імпорту компонентів. Технологія вимагає кваліфікованого розведення друкованих плат для мінімізації наводок.                 |

## Продовження таблиці 4.3.

| № з/п | Технологія реалізації ідеї                                                                                                    | Наявність технології                                                                          | Характеристика доступності                                                                               |
|-------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 4     | Адаптивна механіка: механізм розподілу зусилля від одного двигуна на декілька пальців через систему тросів та диференціалів.  | Розроблено автором: концепція перевірена на прототипі.                                        | Висока: використовуються стандартні сервоприводи, сталеві троси та підшипники, що є загальнодоступними.  |
| 5     | Алгоритми класифікації патернів: розпізнавання жестів (стискання, розслаблення, перемикання) на основі аналізу форми сигналу. | Існує / Потребує адаптації: методи LDA (лінійний дискримінантний аналіз) або порогова логіка. | Висока: реалізується програмно. Не потребує ліцензійних відрахувань, базується на математичному апараті. |

## Аналіз ключових технологічних рішень:

1. Матеріалознавство та корпус: для забезпечення довговічності протеза обрано Нейлон (Polyamide PA12). Цей матеріал, на відміну від стандартного PLA чи ABS пластику, має високу втомну міцність, стійкість до ударів та низький коефіцієнт тертя, що є критичним для рухомих частин суглобів. Використання 3D-друку дозволяє кастомізувати розмір гільзи під конкретного пацієнта без необхідності виготовлення дорогих прес-форм.

2. Електроніка та обробка сигналів: перехід від платформи Arduino (використаної в прототипі) до STM32 у фінальному продукті обґрунтований необхідністю вищої частоти дискретизації АЦП (12-біт, >100 kSPS) для якісної фільтрації міоелектричного шуму. Це дозволяє реалізувати цифрові фільтри високого порядку без додаткових апаратних витрат.

3. Механіка приводу: використання сухожильного приводу (tendon-driven) дозволяє розмістити двигуни в розширеній частині корпусу (передпліччі), що зміщує центр ваги ближче до ліктя. Це значно знижує відчуття ваги протеза для користувача порівняно з моделями, де двигуни вбудовані безпосередньо в долоню.

## Ризики впровадження технологій:

- стабільність контакту електродів: якість ЕМГ-сигналу залежить від стану шкіри (потовиділення, зміщення кукси);

- *шлях подолання*: впровадження алгоритму автоматичного калібрування "Baseline" при кожному ввімкненні (реалізовано в прототипі) та використання сухих активних електродів у фінальній версії;

- знос механічних вузлів: троси можуть перетиратися з часом;

- *шлях подолання*: модульна конструкція, що дозволяє користувачеві самостійно замінити трос за інструкцією (принцип "право на ремонт").

Технологічний аудит підтверджує, що ідея стартап-проєкту є технічно здійсненною. Всі необхідні технології (мікроелектроніка, 3D-друк, сенсори) є доступними на ринку України або можуть бути легко імпортовані. Обрана архітектура на базі STM32 та адаптивної механіки є оптимальною з точки зору співвідношення "функціональність/вартість", а відсутність складних пропрієтарних компонентів знижує залежність від закордонних постачальників і спрощує масштабування виробництва [49].

#### 4.3. Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Успіх виведення на ринок розробленого біонічного протеза залежить від правильної оцінки ринкової кон'юнктури, яка наразі в Україні характеризується аномально високим попитом та специфічними вимогами до продукту. Ринок протезування трансформується з суто медичної ніші у сектор стратегічного значення.

Ринок, на який орієнтовано проєкт, можна визначити як ринок асистивних технологій та біонічного протезування. Він характеризується високим порогом входу через необхідність медичної сертифікації, але водночас має низьку насиченість у бюджетному сегменті функціональних протезів.

Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проєкту наведена в таблиці 4.4.

Таблиця 4.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проєкту

| № з/п | Характеристика               | Зміст                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
|-------|------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1     | Галузь (сектор) економіки    | MedTech, Rehabilitation Engineering.                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| 2     | Ринок (сегмент)              | Ринок протезів верхніх кінцівок із зовнішнім джерелом енергії (міоелектричні протези). Сегмент: «Доступна біоніка» (Affordable Bionics).                                                                                                                                                                                             |
| 3     | Потенційні клієнти           | <ul style="list-style-type: none"> <li>– B2C: особи з ампутацією на рівні передпліччя (внаслідок бойових дій або виробничих травм).</li> <li>– B2B: приватні та державні протезно-ортопедичні підприємства.</li> <li>– B2G: державні фонди соціального захисту, Міністерство у справах ветеранів.</li> </ul>                         |
| 4     | Бар'єри входу на ринок       | <ul style="list-style-type: none"> <li>– Технічні: складність розробки надійного ЕМГ-зчитувача.</li> <li>– Юридичні: необхідність відповідності стандартам ISO 13485 та отримання сертифіката відповідності.</li> <li>– Психологічні: недовіра пацієнтів до нових брендів порівняно з перевіреними західними виробниками.</li> </ul> |
| 5     | Специфіка поведінки клієнтів | Клієнти (пацієнти) не купують продукт імпульсивно. Рішення приймається на основі рекомендації протезиста. Критичними факторами є вага, автономність та простота обслуговування.                                                                                                                                                      |

На даному етапі розвитку ринку спостерігається дефіцит пропозиції у сегменті середньої цінової категорії (20 000 – 40 000 грн). Існуючі рішення або занадто дорогі (>300 000 грн), або нефункціональні (косметичні протези). Середня рентабельність у галузі виробництва медичної техніки становить 25–40%, що робить проєкт привабливим для інвестування за умови налагодження серійного виробництва [50].

Для ефективного позиціонування необхідно чітко визначити цільову аудиторію та її потреби (таблиця 4.5).

Таблиця 4.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проєкту

| № з/п | Категорія клієнта                            | Потреби та вимоги до продукту                                                                                                                                                          | Особливості взаємодії                                                                                    |
|-------|----------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1     | Військові з ампутацією (Активні користувачі) | <p>Пріоритет: міцність, ремонтпридатність, вологозахист. Протез має витримувати навантаження та не ламатися від випадкових ударів.</p> <p>Функція: потрібен надійний силовий хват.</p> | Закупівля часто відбувається через волонтерські фонди або державні програми. Вимагають швидкого сервісу. |

## Продовження таблиці 4.5.

| № з/п | Категорія клієнта                     | Потреби та вимоги до продукту                                                                                                                             | Особливості взаємодії                                                 |
|-------|---------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------|
| 2     | Цивільні особи (Побутові користувачі) | Пріоритет: естетичний вигляд, легкість (вага до 400-500 г), тиха робота приводів. Функція: дрібна моторика, точні маніпуляції (тримання телефону, чашки). | Більш чутливі до дизайну. Потребують тривалого навчання та супроводу. |
| 3     | Діти та підлітки                      | Пріоритет: можливість «рости» разом з дитиною (змінні гільзи), легкість, ігровий дизайн. Функція: просте інтуїтивне керування.                            | Рішення приймають батьки. Висока частота заміни виробу через ріст.    |

Для прийняття рішення про стратегію виходу на ринок проведено детальний SWOT-аналіз, який враховує внутрішні фактори проєкту (розроблені у розділах 1-3) та зовнішні ринкові умови.

Таблиця 4.6 – SWOT-аналіз стартап-проєкту

| Сильні сторони                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                           | Слабкі сторони                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                          |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p><i>Внутрішні фактори, що надають перевагу:</i></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Адаптивна механіка: використання сухожильного механізму дозволяє нівелювати похибки керування, забезпечуючи надійний хват предметів складної форми.</li> <li>Собівартість: використання доступних компонентів (сервоприводи MG996R, чіп STM32, датчик AD8232) та 3D-друку знижує вартість матеріалів до мінімуму.</li> <li>Модульність: можливість швидкої заміни зламаного пальця або сервопривода без повної розбірки протеза.</li> <li>Гнучкість налаштувань: власне ПЗ дозволяє адаптувати порогові спрацювання під конкретного користувача.</li> </ol> | <p><i>Внутрішні фактори, що стримують розвиток:</i></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Ресурс компонентів: Бюджетні сервоприводи мають менший ресурс роботи (кількість циклів) порівняно з промисловими мікродвигунами (Faulhaber/Maxon).</li> <li>Залежність від калібрування: Потреба у регулярному налаштуванні електродів при зміні положення або вологості шкіри.</li> <li>Відсутність бренду: Нульова впізнаваність на ринку порівняно з гігантами індустрії.</li> </ol>                  |
| Можливості                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               | Загрози                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |
| <p><i>Зовнішні фактори, які можна використати:</i></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Державна підтримка: доступ до грантових програм (Brave1, USF) для Defense Tech та MedTech проєктів.</li> <li>Партнерство: співпраця з реабілітаційними центрами (наприклад, Superhumans, Unbroken) для тестування.</li> <li>Технологічний прогрес: поява нових, більш точних та дешевих датчиків біопотенціалів.</li> <li>Експортний потенціал: вихід на ринки країн, що розвиваються, де ціна є вирішальним фактором.</li> </ol>                                                                                                                          | <p><i>Зовнішні фактори, що можуть зашкодити:</i></p> <ol style="list-style-type: none"> <li>Логістика: перебої з постачанням електронних компонентів з-за кордону.</li> <li>Регуляторна політика: посилення вимог до сертифікації медичних виробів, що може затягнути вихід на ринок.</li> <li>Конкуренція з Китаю: поява дешевих китайських аналогів на торгових майданчиках, хоча і сумнівної якості.</li> <li>Кадровий дефіцит: відтік кваліфікованих інженерів та протезистів за кордон.</li> </ol> |

На основі SWOT-аналізу можна виділити ключові фактори конкурентоспроможності (таблиця 4.7), які стануть основою маркетингової стратегії.

Таблиця 4.7 – Конкурентні переваги

| Фактор                     | Проект                                        | Конкуренти (Світові бренди)                   |
|----------------------------|-----------------------------------------------|-----------------------------------------------|
| Співвідношення Ціна/Якість | Високе. Задовільна якість за мінімальну ціну. | Середнє. Бездоганна якість за надвисоку ціну. |
| Швидкість сервісу          | 1-3 дні (локальний ремонт/друк деталей).      | 3-8 тижнів (відправка за кордон).             |
| Кастомізація               | Висока (друк під індивідуальні заміри).       | Обмежена (стандартні розмірні сітки).         |

Проведений аналіз свідчить про наявність сприятливої ринкової кон'юнктури для запуску стартап-проєкту.

#### 4.4. Розроблення ринкової стратегії проєкту

Розробка ринкової стратегії базується на результатах SWOT-аналізу та має на меті забезпечення стійкої конкурентної переваги стартапу на ринку протезування України. Враховуючи специфіку продукту (соціально значущий медичний виріб) та поточну економічну ситуацію, обрано стратегію фокусування на витратах.

Суть стратегії полягає у задоволенні потреб вузького сегмента споживачів (осіб, що потребують функціонального протезування, але не мають доступу до дороговартісних західних аналогів) шляхом пропозиції продукту з оптимальним співвідношенням «ціна/функціональність» [49].

1. Вибір цільових груп потенційних споживачів: ринок споживачів протезів є неоднорідним. У рамках стратегії виділено три ключові сегменти, для кожного з яких розроблено специфічний підхід (таблиця 4.8). Важливою особливістю ринку є розділення понять «користувач» (пацієнт) та «покупець» (той, хто фінансує виготовлення).

Таблиця 4.8 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

| Цільовий сегмент                                   | Характеристика сегмента                                                                                                                                                                                          | Стратегія охоплення                                                                                                                                                                 |
|----------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Сегмент А:<br>«Військові»<br>(Кінцеві користувачі) | Чоловіки 20–50 років, ампутація внаслідок мінно-вибухових травм. Висока фізична активність. Потреба у швидкому відновленні функцій.<br><br>Мотивація: повернення до служби або активного цивільного життя.       | Стратегія прямої взаємодії: проведення презентацій у військових шпиталях, надання тестових зразків для отримання зворотного зв'язку. Акцент на ремонтпридатність у польових умовах. |
| Сегмент Б:<br>«Благодійні фонди»<br>(Платники/B2B) | Організації, що акумулюють кошти для протезування (напр., Superhumans, Protez Foundation). Шукають надійних постачальників.<br><br>Мотивація: Максимізація кількості протезованих пацієнтів за обмежений бюджет. | Стратегія партнерства: укладання меморандумів про співпрацю. Пропозиція спеціальних цін для гуртових замовлень комплектуючих. Демонстрація прозорості ціноутворення.                |
| Сегмент В:<br>«Держава»<br>(Регулятор/B2G)         | Міністерство соціальної політики, Фонд соціального захисту осіб з інвалідністю.<br><br>Мотивація: виконання державних гарантій із забезпечення ТЗР (технічними засобами реабілітації) вітчизняного виробництва.  | Стратегія сертифікації: входження до державного переліку кваліфікованих виробників ТЗР. Участь у тендерних закупівлях після отримання сертифікатів відповідності.                   |

2. Стратегія позиціонування продукту на ринку будується навколо концепції «Народна біоніка» (Affordable Bionics). На відміну від конкурентів, які позиціонують свої вироби як «елітні гаджети», наш проєкт пропонує «робочий інструмент».

Ключові тези позиціонування:

- адаптивність замість складності: протез сам підлаштовується під форму предмета завдяки механіці, користувачеві не потрібно перемикаєти режими;
- локалізація: «Зроблено в Україні, обслуговується в Україні». Заміна будь-якої деталі за 24 години завдяки 3D-друку;

- доступність: вартість базової комплектації еквівалентна вартості бюджетного смартфона, а не автомобіля.

3. Визначення базової стратегії розвитку (таблиця 4.9): для реалізації стартап-проєкту обрано поетапну стратегію розвитку:

- Етап 1. Стратегія «Партизанського маркетингу» (MVP Stage). Виготовлення малих партій (5-10 шт.) для волонтерів-тестувальників. Мета: збір даних про надійність вузлів в реальних умовах, доопрацювання конструкції корпусу та алгоритмів.

- Етап 2. Стратегія «Нішевого гравця» (Early Growth). Сертифікація виробу та співпраця з приватними протезними майстернями. Продаж не готового виробу, а «кіт-наборів» (електроніка + механіка) для збирання протезистами під конкретну кукусу.

- Етап 3. Стратегія «Розширення виробництва» (Scaling). Залучення інвестицій для лиття корпусів із пластику (замість 3D-друку) для зниження собівартості при серіях від 100 шт./місяць.

Таблиця 4.9 – Визначення стратегії конкурентної поведінки

| Тип конкурентної поведінки | Обґрунтування вибору                                                                                                                                                                                                                                                               |
|----------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Комутант (З'єднувач)       | Стартап не вступає у пряму боротьбу з гігантами (Ottobock), а заповнює ніші, які їм нецікаві (бюджетне протезування, тимчасові тренувальні протези). Гнучкість виробництва дозволяє швидко адаптувати виріб під індивідуальні потреби пацієнта, що складно для конвеєрних заводів. |

Розроблена ринкова стратегія базується на чіткому розумінні потреб українського ринку в умовах воєнного стану. Відмова від прямої конкуренції у преміум-сегменті та фокусування на бюджетній ніші дозволяє мінімізувати маркетингові витрати. Головним драйвером просування обрано пряму співпрацю з благодійними фондами та протезними центрами, що забезпечує стабільний канал збуту. Технічні переваги (STM32, адаптивний хват), описані у технічних розділах, трансформовано у зрозумілі для споживача цінності: простоту, надійність та ремонтпридатність.

## Висновок до розділу 4

У межах даного розділу було обґрунтовано стартап-проект щодо комерціалізації адаптивного біонічного протеза кисті, керованого за допомогою міографічних сигналів. Було сформульовано концепцію продукту, проведено SWOT-аналіз для виявлення його конкурентних переваг та потенційних ризиків. Також здійснено технологічний аудит, який підтвердив доцільність використання адитивних технологій та сучасної мікроелектроніки для виготовлення пристрою. На основі аналізу ринкової кон'юнктури та оцінки попиту було розроблено стратегію виходу на ринок, спрямовану на створення доступного рішення в сегменті бюджетного протезування.

## ВИСНОВКИ

Під час виконання магістерської дисертації було проаналізовано проблему відновлення функціональності верхніх кінцівок та визначено, що поверхнева електроміографія є найбільш оптимальним неінвазивним методом організації інтерфейсу «людина-машина». Аналіз існуючих рішень та методів обробки сигналів показав, що для забезпечення швидкодії та надійності вбудованих систем керування доцільно використовувати статистичні методи класифікації, зокрема лінійний дискримінантний аналіз (LDA), який забезпечує ефективний баланс між точністю розпізнавання рухових патернів та обчислювальною складністю алгоритму.

При проектуванні апаратно-програмного комплексу було обґрунтовано перехід від 8-бітної архітектури до 32-бітного мікроконтролера STM32F4 на базі ядра ARM Cortex-M4, що дозволило реалізувати цифрову обробку сигналів у реальному часі. Для побудови біомеханічної системи було обрано концепцію недостатньої актуації з тросовим приводом, що імітує роботу сухожиль, а для сенсорного забезпечення — інтеграцію спеціалізованих модулів AD8232 для реєстрації біопотенціалів та резистивних датчиків FSR-400, необхідних для реалізації зворотного зв'язку за силою.

При реалізації системи керування було розроблено та програмно імплементовано алгоритми цифрової фільтрації вхідних даних з виділенням часових ознак (MAV, WL, ZC) та адаптивною логікою керування. Створений вдосконалений прототип реалізує принцип замкненого контуру регулювання, де пріоритетним є сигнал від датчиків сили, що дозволяє автоматично коригувати керуючий вплив на сервоприводи MG90s, забезпечуючи безпечний хват крихких об'єктів незалежно від інтенсивності м'язового сигналу користувача.

В якості перевірки ефективності розробки було проведено експериментальне дослідження роботи прототипу, яке підтвердило надійність захисних механізмів: при перевищенні порогового значення тиску система миттєво зменшує ширину

ШІМ-імпульсу, запобігаючи пошкодженню предмета маніпуляції. Інтеграція модуля бездротового зв'язку ESP8266 та графічного дисплея забезпечила стабільну передачу телеметричних даних та візуалізацію стану системи, що значно підвищило ергономічність, автономність та діагностичні можливості пристрою порівняно з базовими аналогами.

Також було запропоновано шляхи комерціалізації розробленої системи у форматі стартап-проєкту в сегменті «доступна біоніка». Було описано концепцію виробництва адаптивних протезів із застосуванням адитивних технологій (3D-друку) та доступної компонентної бази, проведено технологічний аудит ідеї та SWOT-аналіз. На основі оцінки ринкової кон'юнктури сформульовано стратегію фокусування на витратах, орієнтовану на співпрацю з благодійними фондами та державними реабілітаційними центрами для забезпечення потреб постраждалих внаслідок воєнних дій.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bionic reconstruction to restore hand function after brachial plexus injury: a case series of three patients / O. C. Aszmann et al. *The Lancet*. 2015. Vol. 385, no. 9983. P. 2183–2189. URL: [https://doi.org/10.1016/s0140-6736\(14\)61776-1](https://doi.org/10.1016/s0140-6736(14)61776-1) (date of access: 12.12.2025).
2. BRL/Pisa/IIT SoftHand: A Low-cost, 3D-Printed, Underactuated, Tendon-Driven Hand with Soft and Adaptive Synergies / H. Li et al. *IEEE Robotics and Automation Letters*. 2022. P. 1–7. URL: <https://doi.org/10.1109/lra.2022.3187876> (date of access: 12.12.2025).
3. Deep Learning for Electromyographic Hand Gesture Signal Classification Using Transfer Learning / U. Cote-Allard et al. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2019. Vol. 27, no. 4. P. 760–771. URL: <https://doi.org/10.1109/tnsre.2019.2896269> (date of access: 12.12.2025).
4. Deep Learning for EMG-based Human-Machine Interaction: A Review / D. Xiong et al. *IEEE/CAA Journal of Automatica Sinica*. 2021. Vol. 8, no. 3. P. 512–533. URL: <https://doi.org/10.1109/jas.2021.1003865> (date of access: 12.12.2025).
5. Hand Gesture Recognition Using EMG-IMU Signals and Deep Q-Networks / J. P. Vásquez et al. *Sensors*. 2022. Vol. 22, no. 24. P. 9613. URL: <https://doi.org/10.3390/s22249613> (date of access: 12.12.2025).
6. Lee J., Kam M., Yoon H. Electromyography Based Gesture Recognition Robust to Changes in Wearing Position. 2025 47th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), Copenhagen, Denmark, 14–18 July 2025. 2025. P. 1–7. URL: <https://doi.org/10.1109/embc58623.2025.11253378> (date of access: 12.12.2025).
7. Lovely D. F. Signals and Signal Processing for Myoelectric Control. *Powered Upper Limb Prostheses*. Berlin, Heidelberg, 2004. P. 35–54. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1_3) (date of access: 12.12.2025).

8. Low Cost Design of 3D Printed Prosthetic Hand with IR Sensor / D. A. Chandrakant et al. *International Journal for Research in Applied Science and Engineering Technology*. 2022. Vol. 10, no. 3. P. 1390–1394. URL: <https://doi.org/10.22214/ijraset.2022.40870> (date of access: 12.12.2025).
9. McLean L., Scott R. N. The Early History of Myoelectric Control of Prosthetic Limbs (1945–1970). *Powered Upper Limb Prostheses*. Berlin, Heidelberg, 2004. P. 1–15. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1\\_1](https://doi.org/10.1007/978-3-642-18812-1_1) (date of access: 12.12.2025).
10. Ohnishi K., Weir R. F. F., Kuiken T. A. Survey report on neural-machine interface for multifunctional upper limb prostheses. *Journal of Life Support Engineering*. 2006. Vol. 18, Supplement. P. 159. URL: [https://doi.org/10.5136/lifesupport.18.supplement\\_159](https://doi.org/10.5136/lifesupport.18.supplement_159) (date of access: 12.12.2025).
11. Online mapping of EMG signals into kinematics by autoencoding / I. Vujaklija et al. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2018. Vol. 15, no. 1. URL: <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0363-1> (date of access: 12.12.2025).
12. Phinyomark A., Scheme E. EMG Pattern Recognition in the Era of Big Data and Deep Learning. *Big Data and Cognitive Computing*. 2018. Vol. 2, no. 3. P. 21. URL: <https://doi.org/10.3390/bdcc2030021> (date of access: 12.12.2025).
13. Real-Time EMG Based Pattern Recognition Control for Hand Prostheses: A Review on Existing Methods, Challenges and Future Implementation / N. Parajuli et al. *Sensors*. 2019. Vol. 19, no. 20. P. 4596. URL: <https://doi.org/10.3390/s19204596> (date of access: 12.12.2025).
14. Resnik L., Borgia M. User ratings of prosthetic usability and satisfaction in VA study to optimize DEKA Arm. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2014. Vol. 51, no. 1. P. 15–26. URL: <https://doi.org/10.1682/jrrd.2013.02.0056> (date of access: 12.12.2025).
15. Self-Recalibrating Surface EMG Pattern Recognition for Neuroprosthesis Control Based on Convolutional Neural Network / X. Zhai et al. *Frontiers in Neuroscience*. 2017. Vol. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/fnins.2017.00379> (date of access: 12.12.2025).

16. sEMG Signal Processing Methods: A Review / J. Wu et al. *Journal of Physics: Conference Series*. 2019. Vol. 1237. P. 032008. URL: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/1237/3/032008> (date of access: 12.12.2025).
17. Sensory Feedback in Upper Limb Prostheses / D. Dimante et al. *Proceedings of the Latvian Academy of Sciences. Section B. Natural, Exact, and Applied Sciences*. 2020. Vol. 74, no. 5. P. 308–317. URL: <https://doi.org/10.2478/prolas-2020-0047> (date of access: 12.12.2025).
18. Stiffness Compensation in Hand Prostheses With Cosmetic Coverings Using Statically Balanced Mechanisms / N. Tolou et al. *Journal of Medical Devices*. 2010. Vol. 4, no. 2. URL: <https://doi.org/10.1115/1.3443321> (date of access: 12.12.2025).
19. Strength testing of low-cost 3D-printed transtibial prosthetic socket / M. van der Stelt et al. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*. 2021. Vol. 236, no. 3. P. 367–375. URL: <https://doi.org/10.1177/09544119211060092> (date of access: 12.12.2025).
20. Usability Comparison of Conventional Direct Control Versus Pattern Recognition Control of Transradial Prostheses / M. M. White et al. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*. 2017. Vol. 47, no. 6. P. 1146–1157. URL: <https://doi.org/10.1109/thms.2017.2759762> (date of access: 12.12.2025).
21. A Multichannel Surface EMG System for Hand Motion Recognition / Y. Fang et al. *International Journal of Humanoid Robotics*. 2015. Vol. 12, no. 02. P. 1550011. URL: <https://doi.org/10.1142/s0219843615500115> (date of access: 12.12.2025).
22. A touch-sensing system for precise robotic arm control, using force-sensing resistors (FSR), VHDL and FPGAs. *IJIREEEICE*. 2025. Vol. 13, no. 7. URL: <https://doi.org/10.17148/ijireeice.2025.13706> (date of access: 12.12.2025).
23. A Visual Feedback Tool for Quantitative Pressure Monitoring in Lower-Limb Prosthetic Sockets / S. Turner et al. *Prosthesis*. 2021. Vol. 3, no. 4. P. 394–405. URL: <https://doi.org/10.3390/prosthesis3040035> (date of access: 12.12.2025).
24. Distribution Transformers. *Electric Power Transformer Engineering*. 2007. P. 49–94. URL: <https://doi.org/10.1201/9781420008715-7> (date of access: 12.12.2025).

25. EMG Signal Decoded Based Virtual Artificial Intelligence Hand Control System / L. Yu et al. *Advanced Materials Research*. 2011. Vol. 268-270. P. 422–427. URL: <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/amr.268-270.422> (date of access: 12.12.2025).
26. Fu Q., Santello M. Improving Fine Control of Grasping Force during Hand–Object Interactions for a Soft Synergy-Inspired Myoelectric Prosthetic Hand. *Frontiers in Neurorobotics*. 2018. Vol. 11. URL: <https://doi.org/10.3389/fnbot.2017.00071> (date of access: 12.12.2025).
27. NISHIYABU K., TANAKA S. On Ultra-compact Gear Manufactured by Micro Metal Powder Injection Molding. *The Proceedings of Mechanical Engineering Congress, Japan*. 2019. Vol. 2019. P. F11103. URL: <https://doi.org/10.1299/jsmemecj.2019.f11103> (date of access: 12.12.2025).
28. Real-time hand gesture recognition using multiple deep learning architectures / A. Aggarwal et al. *Signal, Image and Video Processing*. 2023. URL: <https://doi.org/10.1007/s11760-023-02626-8> (date of access: 12.12.2025).
29. STMicroelectronics wins ISO certification. *Card Technology Today*. 2000. Vol. 12, no. 7. P. 7–8. URL: [https://doi.org/10.1016/s0965-2590\(00\)07010-9](https://doi.org/10.1016/s0965-2590(00)07010-9) (date of access: 12.12.2025).
30. VALIDATION OF A NOVEL SINGLE LEAD HEART RHYTHM MONITOR / I. Nault et al. *Canadian Journal of Cardiology*. 2015. Vol. 31, no. 10. P. S236. URL: <https://doi.org/10.1016/j.cjca.2015.07.498> (date of access: 12.12.2025).
31. Yao Y., Zhang F., Fu Y. Real-Time Hand Gesture Recognition Using RGB-D Sensor. *Computer Vision and Machine Learning with RGB-D Sensors*. Cham, 2014. P. 289–313. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-319-08651-4\\_14](https://doi.org/10.1007/978-3-319-08651-4_14) (date of access: 12.12.2025).
32. Модуль AD8232. *Arduino UA*. URL: [https://arduino.ua/ru/prod4139-modyekg?srsltid=AfmBOopsHlUJvcv3USbZ\\_xRBJfdW7Km6GJ5Y2Z3ZQbebkouWUlh2CRv](https://arduino.ua/ru/prod4139-modyekg?srsltid=AfmBOopsHlUJvcv3USbZ_xRBJfdW7Km6GJ5Y2Z3ZQbebkouWUlh2CRv).
33. Сервопривід MG996R. *Arduino UA*. URL: <https://arduino.ua/ru/prod272-servoprivod-mg996r->

180?srsltid=AfmBOoqXU6H0qOn90UE5ebeCBDqPq5MxvYD\_s9-DW3QA2nwwbqjh1zqM.

34. Development of Sensory Feedback System for Myoelectric Prosthetic Hand / J.-H. Bae et al. *Journal of the Korean Society for Precision Engineering*. 2015. Vol. 32, no. 10. P. 851–856. URL: <https://doi.org/10.7736/kspe.2015.32.10.851> (date of access: 12.12.2025).

35. DRIVERS OF PRO-ACTIVE MEMBER PARTICIPATION IN AGRICULTURAL COOPERATIVES: EVIDENCE FROM BRAZIL / A. CECHIN et al. *Annals of Public and Cooperative Economics*. 2013. Vol. 84, no. 4. P. 443–468. URL: <https://doi.org/10.1111/apce.12023> (date of access: 12.12.2025).

36. Ekrem M., Yılmaz M. Mechanical Properties of PLA, PETG, and ABS Samples Printed on a High-Speed 3D Printer. *Necmettin Erbakan Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*. 2025. URL: <https://doi.org/10.47112/neufmbd.2025.83> (date of access: 12.12.2025).

37. Monitoring Active Patient Participation During Robotic Rehabilitation: Comparison Between a Robot-Based Metric and an EMG-Based Metric / E. R. Jensen et al. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023. P. 1. URL: <https://doi.org/10.1109/tnsre.2023.3323390> (date of access: 12.12.2025).

38. Ngeo J. G., Tamei T., Shibata T. Continuous and simultaneous estimation of finger kinematics using inputs from an EMG-to-muscle activation model. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2014. Vol. 11, no. 1. P. 122. URL: <https://doi.org/10.1186/1743-0003-11-122> (date of access: 12.12.2025).

39. Rackowitz D. Beyond the Data Sheet: Understanding Material Properties. *International Congress & Exposition*. 400 Commonwealth Drive, Warrendale, PA, United States, 1999. URL: <https://doi.org/10.4271/1999-01-0275> (date of access: 12.12.2025).

40. Raviteja Boppana V. Role of IoT in Remote Patient Monitoring Systems. *International Journal of Science and Research (IJSR)*. 2019. Vol. 8, no. 11. P. 2068–2077. URL: <https://doi.org/10.21275/sr19112111902> (date of access: 12.12.2025).

41. STM32F429IGT6. *Arduino UA*. URL: <https://arduino.ua/ru/prod2088-plata-mikrokontrollera-core429i-s-mikrokontrollerom-stm32f429igt6>.

42. Датчик тиску FSR400. *MicroAmper*. URL: <https://uamper.com/Резистивный-мембранный-датчик-давления-FSR400-короткие-ножки-для-Arduino?srsltid=AfmBOoqJd2uluMe8i8nh8MvmSAZohRwYRSfZNRxfkhmDo5wBxRVsdjLZ>.

43. Сервопривід MG90S *Micro. Arduino UA*. URL: <https://arduino.ua/ru/prod229-servoprivod-mg-90s->

micro?srsltid=AfmBOopNtTS\_B-fwW54daMZmhYAJ1eSGDIcZPIuGG9Bc5JeY3xoCcfjt.

44. Wi-Fi модуль ESP8266 Node MCU-01. *Arduino UA.*  
URL: <https://arduino.ua/ru/prod7510-wi-fi-modyl-esp32-luanode32-38-pin>.

45. LM2596 зі світлодіодним вольтметром. *Arduino UA.*  
URL: <https://arduino.ua/ru/prod4584-regyliryemii-preobrazovatel-na-lm2596-so-svetodiodnim-voltmetrom-v2?srsltid=AfmBOoon-AW26tuUw8Ab-G4MRI-hosVVtHbN4a5nHVzAe9EUXLLWQ3F2>.

46. OLED дисплей 0.96" SPI 7P GM12864. *Arduino UA.*  
URL: <https://arduino.ua/ru/prod7129-oled-displei-0-96-spi-7p-128x64-jovto-sinii>.

47. Івчук В. Івчук В.В. Розробка та впровадження системи управління якістю за ДСТУ ISO 9001:2015 у науково-дослідному інституті медичного профілю – власний досвід / Т.А. Ковальчук, М.В. Савочкіна, В.В. Івчук // Буковинський медичний вісник. – 2019. – Т. 23, № 4 (92). – С. 203-207. 2021.  
URL: <https://doi.org/10.24061/2413-0737.xxiii.4.92.2019.112> (дата звернення: 12.12.2025).

48. ОСОБЛИВОСТІ ФОРМУВАННЯ ТЕХНІЧНОЇ ДОКУМЕНТАЦІЇ НА МЕДИЧНІ ВИРОБИ, ЩО ІМПЛАНТУЮТЬ / Д. І. Пономаренко та ін. *Біомедична інженерія і технологія*. 2021. № 6. С. 74–85. URL: <https://doi.org/10.20535/2617-8974.2021.6.244561> (дата звернення: 12.12.2025).

49. Регламент Європейського Парламенту і Ради (ЄС) 2017/745 від 5 квітня 2017 року про медичні вироби, внесення змін до Директиви 2001/83/ЄС, Регламенту (ЄС) № 178/2002 і Регламенту (ЄС) № 1223/2009 та скасування директив Ради 90/385/ЄЕС і 93/42/ЄЕС : Регламент Європ. Союзу від 05.04.2017 № 2017/745. URL: [https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/984\\_012-17#Text](https://zakon.rada.gov.ua/laws/show/984_012-17#Text) (дата звернення: 12.12.2025).

50. HIMA Medical Device Software Conference (1994 Washington, D.C.). Proceedings of the HIMA 1994 Medical Device Software Conference, Washington, D.C., May 4-5, 1994. Washington, D.C. (1200 G St., N.W., Suite 400, Washington, 20005) : The Association, 1994.

## ДОДАТОК А

```

#include <Servo.h>

const int PIN_S1  = 9;
const int PIN_S2  = 10;
const int PIN_S3  = 11;

const int PIN_EMG = A0;
const int PIN_LOPLUS  = 2;
const int PIN_LOMINUS = 3;

const int PIN_FSR1 = A1;
const int PIN_FSR2 = A2;
const int PIN_FSR3 = A3;

int    NEUTRAL_US      = 1500;
const int MAX_DELTA_US = 400;
const int DIRECTION    = +1;

int    baseline  = 512;
int    thrOff    = 160;
int    thrOn     = 180;
int    maxTension = 300;

double env = 0;
double alphaEnv = 0.08;
double outUs = 1500;
double alphaOut = 0.40;

double heartLPF = 0;
double emgHPF   = 0;
double alphaHeart = 0.02;
double alphaEMG  = 0.8;

bool    active = false;
unsigned long tOn = 0, tOff = 0;
const unsigned long minActiveMs = 50;
const unsigned long minQuietMs  = 100;
double alphaBase = 0.001;
const unsigned long LOG_INTERVAL_MS = 300;
unsigned long lastLog = 0;
bool sensorOnSkin = false;
unsigned long attachStart = 0;
const unsigned long ATTACH_CONFIRM_MS = 300;

Servo s1, s2, s3;

const unsigned long WIFI_SEND_INTERVAL_MS = 500;
unsigned long lastWifiSend = 0;

```

```

const char* WIFI_SSID = "YOUR_SSID";
const char* WIFI_PASS = "YOUR_PASS";
const char* REMOTE_IP = "192.168.4.2";
const int REMOTE_PORT = 12345;

const int FSR_THRESHOLD_HEX = 0x20;
const int FSR_THRESHOLD_RAW = FSR_THRESHOLD_HEX * 4;
const float LIMIT_FACTOR = 0.35;

const unsigned long SERIAL_BAUD = 115200;
const unsigned long ESP_BAUD = 115200;

void stopServos() {
    s1.writeMicroseconds(NEUTRAL_US);
    s2.writeMicroseconds(NEUTRAL_US);
    s3.writeMicroseconds(NEUTRAL_US);
}

void fastBaselineCalib(unsigned long ms) {
    unsigned long t0 = millis();
    long sum = 0; int n = 0;
    while (millis() - t0 < ms) {
        int raw = analogRead(PIN_EMG);
        sum += raw; n++;
        delay(2);
    }
    if (n > 0) baseline = sum / n;
}

void espSendRaw(const String &s) {
    Serial1.print(s);
    Serial1.print("\r\n");
}

void espSendAT(const char* cmd) {
    Serial1.print(cmd); Serial1.print("\r\n");
    delay(50);
}

void setup() {
    Serial.begin(SERIAL_BAUD);
    Serial1.begin(ESP_BAUD);

    pinMode(PIN_LOPLUS, INPUT);
    pinMode(PIN_LOMINUS, INPUT);

    s1.attach(PIN_S1);
    s2.attach(PIN_S2);
    s3.attach(PIN_S3);
}

```

```

stopServos();

bool leadsOff = digitalRead(PIN_LOPLUS) || digitalRead(PIN_LOMINUS);
if (!leadsOff) {
    fastBaselineCalib(2000);
    sensorOnSkin = true;
} else {
    sensorOnSkin = false;
}
Serial.print("Calibrated baseline = "); Serial.println(baseline);

delay(200);
espSendAT("AT"); delay(100);
espSendAT("ATE0"); delay(100);
}

void loop() {
    unsigned long now = millis();

    // Читання lead-off
    bool leadsOff = digitalRead(PIN_LOPLUS) || digitalRead(PIN_LOMINUS);

    if (leadsOff) {
        sensorOnSkin = false;
        active = false;
        tOn = tOff = 0;
        stopServos();
        if (now - lastLog >= LOG_INTERVAL_MS) {
            lastLog = now;
            Serial.println("Sensor OFF_ARM");
        }
        delay(5);
        return;
    } else {
        if (!sensorOnSkin) {
            if (attachStart == 0) attachStart = millis();
            if (millis() - attachStart >= ATTACH_CONFIRM_MS) {
                fastBaselineCalib(800);
                sensorOnSkin = true;
                attachStart = 0;
                Serial.print("Recalibrated baseline = "); Serial.println(baseline);
            }
        }
    }

    if (!sensorOnSkin) {
        stopServos();
        delay(5);
        return;
    }
}

```

```

int raw = analogRead(PIN_EMG);
double signal = raw - baseline;

heartLPF = (1.0 - alphaHeart) * heartLPF + alphaHeart * signal;
emgHPF    = alphaEMG * (emgHPF + signal - heartLPF);

double rect = fabs(emgHPF);
env = (1.0 - alphaEnv) * env + alphaEnv * rect;

if (!active && env < thrOff) {
    baseline = (int)((1.0 - alphaBase) * baseline + alphaBase * raw);
}

if (!active && env >= thrOn) {
    active = true;
} else if (active && env < thrOff) {
    active = false;
}

int fsr1 = analogRead(PIN_FSR1);
int fsr2 = analogRead(PIN_FSR2);
int fsr3 = analogRead(PIN_FSR3);

bool fsrTriggered = false;
if (fsr1 > FSR_THRESHOLD_RAW || fsr2 > FSR_THRESHOLD_RAW || fsr3 >
FSR_THRESHOLD_RAW) {
    fsrTriggered = true;
}

int targetUs = NEUTRAL_US;
if (active) {
    long e = constrain((long)env, (long)thrOn, (long)maxTension);
    int delta = map(e, thrOn, maxTension, 0, MAX_DELTA_US);
    targetUs = NEUTRAL_US + DIRECTION * delta;
}

if (fsrTriggered) {
    int limitedDelta = (int)(MAX_DELTA_US * LIMIT_FACTOR);
    int delta = abs(targetUs - NEUTRAL_US);
    if (delta > limitedDelta) {
        if (targetUs > NEUTRAL_US) targetUs = NEUTRAL_US + limitedDelta;
        else targetUs = NEUTRAL_US - limitedDelta;
    }
}

outUs = (1.0 - alphaOut) * outUs + alphaOut * targetUs;
int pulse = constrain((int)round(outUs), 1000, 2000);

s1.writeMicroseconds(pulse);

```

```

s2.writeMicroseconds(pulse);
s3.writeMicroseconds(pulse);

if (now - lastLog >= LOG_INTERVAL_MS) {
    lastLog = now;
    Serial.print("Raw: "); Serial.print(raw);
    Serial.print(" | Env: "); Serial.print(env, 1);
    Serial.print(" | Base: "); Serial.print(baseline);
    Serial.print(" | Active: "); Serial.print(active);
    Serial.print(" | Pulse(us): "); Serial.print(pulse);
    Serial.print(" | FSRs: "); Serial.print(fsr1); Serial.print(",");
    Serial.print(fsr2); Serial.print(","); Serial.print(fsr3);
    Serial.print(" | FSR_thr_raw: "); Serial.print(FSR_THRESHOLD_RAW);
    Serial.print(" | FSR_trig: "); Serial.println(fsrTriggered ? "YES" : "NO");
}

if (now - lastWifiSend >= WIFI_SEND_INTERVAL_MS) {
    lastWifiSend = now;
    String js = "{";
    js += "\"pulse_us\":" + String(pulse) + ",";
    js += "\"env\":" + String(env,1) + ",";
    js += "\"active\":" + String(active ? 1 : 0) + ",";
    js += "\"fsr1\":" + String(fsr1) + ",";
    js += "\"fsr2\":" + String(fsr2) + ",";
    js += "\"fsr3\":" + String(fsr3) + ",";
    js += "\"fsr_trig\":" + String(fsrTriggered ? 1 : 0);
    js += "}";
    espSendRaw(js);
}

delay(2);
}

```