

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Дослідження системи відбору електроміографічних сигналів для
задачі протезування передпліччя»

XAI.502.564M.23O.163.1905237 ПЗ

Виконав: студент б курсу групи № 564М
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
Освітня програма «Біомедична
інформатика та радіоелектроніка»

(код і найменування напряму підготовки)

Алфьоров А.О.

(прізвище й ініціали здобувача)

Керівник: Куліш С. М.

(прізвище й ініціали)

Рецензент: Косуліна Н. Г.

(прізвище й ініціали)

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)
Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)
Рівень вищої освіти другий (магістерський)
Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія
Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)
Освітня програма «Біомедична інформатика та радіоелектроніка»
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ
Завідувачка кафедри

О. В. Висоцька
(ініціали та прізвище)
«10» жовтня 2023 р.
(підпис)

З А В Д А Н Н Я
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Алфьоров Андрій Олегович

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Дослідження системи відбору електроміографічних сигналів для задачі протезування передпліччя

керівник роботи к.т.н., доц., проф. к.502 Куліш С.М.

(прізвище, ім'я, по батькові, науковий ступінь, вчене звання)

затверджені наказом Університету № 1873а - уч від «10» жовтня 2023 року.

2. Термін подання здобувачем вищої освіти кваліфікаційної роботи 18.01.2024.

3. Вихідні дані до роботи: частотний діапазон – 1 кГц...500 кГц; діагностичний інтервал вимірювання модулю імпеданса – 0,1...1000 кОм; алгоритм розпізнавання сигналів.

4. Зміст пояснювальної записки (перелік завдань, які потрібно розв'язати):

4.1 Аналітичний огляд проблеми протезування передпліччя та використання методу електроміографії

4.2 Проектування апаратної системи біонічного протезу руки

4.3 Алгоритм розпізнавання міоелектричних паттернів

4.4 Стартап проект аналізу та впровадження протезу передпліччя на ринок

5. Перелік графічного матеріалу (додатки):

5.1 3D модель протезу передпліччя (плакат, арк. А4).

5.2 Архітектура протезу передпліччя (плакат, арк. А4).

5.3 Схема розташування датчиків для вимірювання електроміографічного сигналу (плакат, арк. А4).

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Усі розділи	к.т.н., доц., проф. к.502 Куліш С.М.	10.10.2023	05.01.2024

Нормоконтроль _____ В. М. Олійник «17» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

7. Дата видачі завдання «10» жовтня 2023 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№п /п	Назва етапів кваліфікаційної роботи	Строк виконання етапів роботи	Примітка
1	Отримання завдання	10.10.2023	
2	Аналітичний огляд проблеми протезування передпліччя та використання методу електроміографії	24.10.2023 – 19.11.2023	
3	Біонічні протези як апаратно-програмна система	20.11.2023 – 27.11.2023	
4	Електроміографія	28.11.2023 – 01.12.2023	
5	Обробка електроміографічних сигналів	02.12.2023 – 08.12.2024	
6	Проектування апаратної системи біонічного протезу руки	09.12.2023 – 15.12.2024	
7	Алгоритм розпізнавання міоелектричних паттернів	16.12.2023 – 20.12.2024	
8	Алгоритм машинного навчання розпізнавання сигналів	21.12.2023 – 26.12.2024	
9	Програмна реалізація процесу керування протезу передпліччя	27.12.2023 – 30.12.2024	
10	Стартап проект аналізу та впровадження протезу передпліччя на ринок	31.12.2023 – 07.01.2024	
11	Попередній захист роботи та усунення зауважень.	08.01.2024 – 17.01.2024	
12	Захист кваліфікаційної роботи.	20.01.2024	

Здобувач вищої освіти _____

А.О. Алфьоров

Керівник кваліфікаційної роботи _____

С.М. Куліш

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка: 96 аркушів, 28 рисунків, 19 таблиць, 3 додатки, 29 джерел.

АЛГОРИТМ, ЕЛЕКТРОМІОГРАФІЧНИЙ ДАТЧИК М'ЯЗ, МАШИННЕ НАВЧАННЯ, МІОГРАФІЯ, ПРОТЕЗ, СЕНСОР, СИГНАЛ, СИСТЕМА КЕРУВАННЯ, ФІЗІОЛОГІЯ.

Метою є дослідження системи відбору електроміографічних сигналів для розробки системи керування протезом кінцівки рук з неінвазивною системою зчитування біосигналів.

Об'єкт дослідження є системи відбору електроміографічних сигналів.

Предметом дослідження є система відбору електроміографічних сигналів.

Методом дослідження є аналітичний метод та метод машинного навчання.

В ході аналітичного огляду було розглянуто основні типи протезу і методи зчитування сигналів з тіла людини.

На основі проведених досліджень було обрано основні методики реалізації системи.

В ході проектування апаратної системи була вибрана елементна база, та створено ергономічний дизайн пристрою з урахуванням всіх потреб для комфортного життя пацієнта. Далі було створено алгоритм для розпізнавання та керування протезом за допомогою міоелектричних імпульсів за допомогою систем, що базується на екстремальному машинному навчанні.

В ході роботи також було детально розглянуто ринок протезування в Україні.

Та складено план виходу продукції на ринок та засоби його збут

ABSTRACT

Explanatory note: 96 pages, 28 figures, 19 tables, 3 appendices, 29 sources.

ALGORITHM, CONTROL SYSTEM, ELECTROMYOGRAPHIC SENSOR, MACHINE LEARNING, MYOGRAPHY, PHYSIOLOGY, PROSTHESIS, SENSOR, SIGNAL.

Aim to study the system of electromyographic signal acquisition for the development of a prosthesis control system for a hand limb with a non-invasive biosignal reading system.

Object of study systems of electromyographic signal acquisition.

Subject of study electromyographic signal acquisition system.

Method of study analytical method and machine learning method.

In the course of the analytical review, the main types of prostheses and methods of reading signals from the human body were considered.

Based on the research, the main implementation methods of the system were selected. In the course of the design of the hardware system, the element base was selected, and an ergonomic design of the device was created taking into account all the needs for the comfortable life of the patient.

Then, an algorithm was created for the recognition and control of the prosthesis using myoelectric impulses using systems based on extreme machine learning.

In the course of the work, the prosthetics market in Ukraine was also considered in detail.

A plan for the entry of products to the market and means of its sale was drawn up.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ	8
ВСТУП.....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРОБЛЕМИ ПРОТЕЗУВАННЯ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ ТА ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ МІОГРАФІЇ	11
1.1 Проблеми сучасного протезування верхніх кінцівок	11
1.2 Стан протезування верхніх кінцівок	14
1.3 Біонічні протези верхніх кінцівок як апаратно-програмна система .	17
1.4 Підготовка пацієнта до протезування передпліччя	18
1.4.1 Оцінка стану пацієнта	19
1.4.2 Підготовка кукси передпліччя	21
1.4.3 Навчання та підготовка пацієнта до процедури протезування.....	23
1.4.4 Вимірювання та відбиток кукси передпліччя.....	24
1.4.5 Підбір та випробування протезу передпліччя	25
1.4 Електроміографія	26
1.5.1 Фізіологія міозу та сигналів, що генеруються м'язовою тканиною верхніх кінцівок	30
1.5.2 Зняття сигналу з кукси передпліччя за допомогою електродів.....	35
1.5 Опис досліджень, пов'язаних з використанням міографічних сигналів в управлінні протезами верхніх кінцівок	39
1.6 Обробка електроміографічного сигналу.....	41
1.7 Принципи управління біонічним протезом.....	44
1.8 Огляд сучасних аналогів біонічних протезів	46
2 ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТНОЇ СИСТЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ.....	50
2.1 Проектування корпусу та реалізація механіки рухів протезу.....	50
2.2 Структура виконуваних жестів	52
3 АЛГОРИТМ РОЗПІЗНАВАННЯ МІОЕЛЕКТРИЧНИХ ПАТТЕРНІВ.....	57
3.1 Алгоритм машинного навчання.....	66
3.2 Програмна реалізація процесу керування протезу передпліччя	71

	7
3.3 Апробація магістерської роботи	74
4 СТАРТАП ПРОЕКТ АНІЛІЗУ ТА ВПРОВАДЖЕННЯ ПРОТЕЗУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ НА РИНОК	76
4.1 Опис ідеї стартап проекту біопротезу передпліччя	76
4.2 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту	78
4.3 Розроблення ринкової стратегії проекту	82
ВИСНОВКИ	87
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	89
ДОДАТОК А - 3D модель протезу передпліччя.....	94
ДОДАТОК Б - Архітектура протезу передпліччя	95
ДОДАТОК В - Схема розташування датчиків для вимірювання електроміографічного сигналу	96

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

ПД – потенціал дії

МУС – максимальним усвідомленим скороченням

АЦП – аналого-цифровий перетворювач.

МН – машинне навчання

ІОМ – інтраопераційна електроміографія

ЕМГ – електроміографія

ІЕІ– інформаційно-екстремальні інтелектуальні технології

ІСП – інформаційна спроможність

ВСТУП

Актуальність. Протези передпліччя визнано однією з найважливіших галузей медичних технологій на сьогодні, оскільки технологічний прогрес стрімко розширює межі можливого. Більше половини всіх випадків ампутації відбуваються на рівні передпліччя, і в Україні понад 12 тисяч осіб потребують протезів для руки.

Дослідження і розробки в цій галузі створюють можливості для людей з ампутуваними верхніми кінцівками відновити функціональність і повернутися до активного способу життя.

Однак для успішної роботи протеза передпліччя потрібна висока якість і точність систем збору сигналів електроміографії (ЕМГ). ЕМГ - це метод, який використовується для реєстрації електричної активності м'язів під час їхнього скорочення; система збору ЕМГ є важливим компонентом протезів передпліччя, оскільки вона відповідає за збирання, аналіз та інтерпретацію сигналів ЕМГ для управління протезом.

Метою даної магістерської дисертації є дослідження та створення моделей і методів машинного навчання для розробки системи управління протезами кінцівок з використанням розпізнавання ЕМГ.

Дослідження буде зосереджене на таких аспектах, як розробка методів збору та обробки сигналів ЕМГ, вдосконалення алгоритмів розпізнавання рухів на основі сигналів ЕМГ та визначення індивідуальних характеристик користувача.

Основні завдання включають наступні аспекти:

1. Вдосконалення методів збору та обробки сигналів ЕМГ. Цей аспект дослідження передбачає розробку нових методів, які дозволять підвищити роздільну здатність, зменшити рівень шуму та перешкод, а також забезпечити більш надійне зняття ЕМГ-сигналів з рухливих м'язів.
2. Розробка нових алгоритмів розпізнавання рухів на основі сигналів ЕМГ. Цей аспект дослідження передбачає розробку алгоритмів, які будуть більш точними та надійними в умовах низької якості сигналу.

3. Врахування індивідуальних характеристик користувача. Цей аспект дослідження передбачає розробку методів, які враховують індивідуальні особливості користувача, такі як фізіологічні зміни та адаптація м'язів. Це може призвести до створення протезів, які будуть більш зручними та інтуїтивно зрозумілими для користувачів.

Практична цінність дослідження полягає в тому, що воно може призвести до створення протезів передпліччя, які будуть більш функціональними, точними та інтуїтивно зрозумілими для користувачів.

Наукова новизна полягає в покращенні методів збору та обробки сигналів, розробки нових алгоритмів розпізнавання рухів ЕМГ, які дозволять підвищити роздільну здатність, зменшити рівень шуму та перешкод, а також забезпечити більш надійне зняття ЕМГ-сигналів з рухливих м'язів за допомогою використання нових методів машинного навчання, таких як екстремальне машинне навчання, яке є більш адаптивним до змін у сигналі.

Застосування цих підходів дає змогу отримувати точніші та надійніші дані з ЕМГ-сигналу, що, своєю чергою, покращує функціональність і керованість протезів передпліччя.

Одним із важливих аспектів дослідження є створення алгоритми для аналізу ЕМГ-сигналів, які можуть виявити й інтерпретувати паттерни ЕМГ-сигналів, пов'язані з рухом і активністю м'язів. Це охоплює фільтрацію шумів, амплітудний і часовий аналіз, визначення фазових параметрів, класифікацію рухів і розробку моделей для передачі рухів на біопротез.

Об'єкт дослідження є системи відбору електроміографічних сигналів.

Предметом дослідження є система відбору електроміографічних сигналів.

Методом дослідження є аналітичний метод та метод машинного навчання.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРОБЛЕМИ ПРОТЕЗУВАННЯ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ ТА ВИКОРИСТАННЯ МЕТОДУ МІОГРАФІЇ

1.1 Проблеми сучасного протезування верхніх кінцівок

Одна з головних проблем протезування полягає в тому, що воно не дає змоги повністю відновити функції втраченої кінцівки. Біомеханіка людської кінцівки настільки складна, що недоцільно розглядати її як незалежний механізм, який можна замінити протезом. У випадку з протезами передпліччя протез повинен мати достатню міцність, гнучкість, стабільність і здатність передавати безліч різних сигналів від м'язів. Навіть якщо протез підібраний і встановлений правильно, пацієнту потрібен певний час, щоб звикнути до нових вимог і можливостей протеза і відновити загальну рухливість.

Наступна проблема полягає в тому, що протези коштують дорого і можуть бути недоступні для деяких пацієнтів. Крім того, заміна протезів відповідно до потреб пацієнта також є дорогим і часто недоступним завданням.

Крім того, доступ до протезування може бути ускладнений для людей, які живуть у сільській місцевості та малонаселених районах. Це може бути пов'язано з відсутністю в цих районах достатньої кількості спеціалізованих медичних установ для виготовлення та встановлення протезів. Деякі протези кінцівок дуже складні у виготовленні, що збільшує їхню вартість і обмежує доступність.

Ще одна складність при протезуванні - підвищений ризик інфікування та відторгнення протезів. Незважаючи на наявність різних антисептиків та антибіотиків, інфекції можуть виникати, особливо за тривалого використання штучних суглобів. Крім того, деякі протези мають обмежену функціональність, що знижує їхню ефективність і зручність використання.

Наприклад, деякі протези можуть бути недостатньо стійкими, що обмежує їхнє використання під час виконання певних видів робіт. Існують різні види протезів при ампутації передпліччя, які вирішують функціональні проблеми.

Однак, незважаючи на постійний розвиток технологій і матеріалів, що використовуються під час виготовлення протезів, все ще залишаються деякі питання, що потребують вирішення. Одне з них - надійна фіксація протеза до ніжки ампутованої кінцівки. Особливо це актуально для пацієнтів з високим ступенем ампутації, коли протез кріпиться до плеча. Для забезпечення надійної фіксації використовують різні системи фіксації, як-от ремені, манжети та подушечки. Однак вони не завжди забезпечують достатню стабільність і комфорт для пацієнта.

На рис. 1.1 показано типи ампутації верхньої кінцівки.

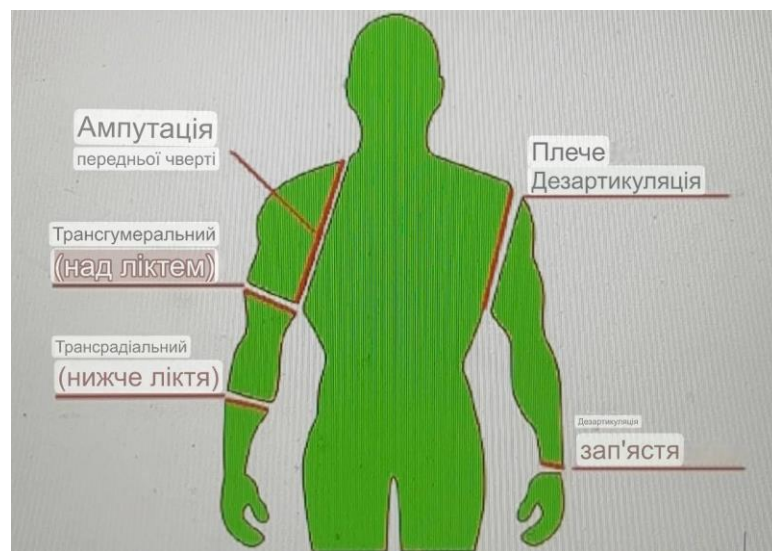


Рисунок 1.1 - Типи ампутації верхніх кінцівок

Інша складність полягає в тому, що рухи пацієнта не можуть бути точно передані протезу. Це не тільки викликає дискомфорт і труднощі при виконанні дії, але й призводить до неефективного використання енергії пацієнта. Для вирішення цієї проблеми були розроблені протези з електроміографічним управлінням, які можуть більш точно передавати рухи пацієнта на протез, приклад наведено на рисунку 1.2.

Покращення біомеханіки протезів відіграє важливу роль у наданні пацієнтам більшої функціональності та комфорту.

Цього можна досягти шляхом комбінування різних матеріалів або вдосконалення конструкції та механізму протеза.

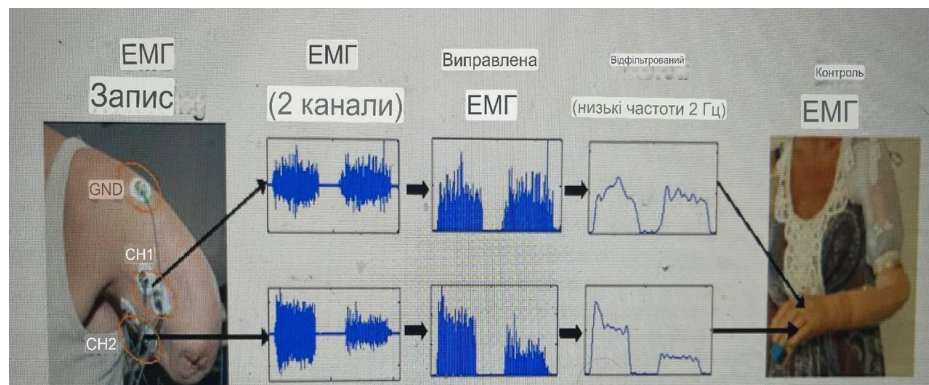


Рисунок 1.2 – Принцип роботи протеза з електроміографічним керуванням

Скорочення часу, необхідного пацієнтам для адаптації до нового протеза, є однією з найважливіших цілей реабілітації. Використання технологій віртуальної реальності та симуляції дозволяє пришвидшити адаптацію. Зниження вартості штучних суглобів стає все більш доступним завдяки прогресу в матеріалах і технологіях виробництва. Спільні ініціативи державних органів влади та урядів можуть допомогти зробити протези доступними для всіх верств населення. Необхідні рекомендації щодо використання біомедичних матеріалів, догляду та профілактики інфікування і відторгнення протезів.

Розширення доступу до протезування вимагає розвитку мережі медичних центрів і лабораторій з виготовлення та індивідуального підбору протезів, у тому числі у віддалених районах. Технології телемедицини можуть забезпечити консультації та обслуговування протезів з віддалених місць.

Розробка роботизованих і "розумних" протезів з використанням роботизованих систем і штучного інтелекту може допомогти поліпшити функціональність і комфорт. Вбудовані датчики і програмне забезпечення полегшують взаємодію між пацієнтом і протезом. Психологічна підтримка пацієнта відіграє важливу роль в успішному прийнятті протеза.

Групові заняття, психотерапія та групи підтримки можуть допомогти пацієнтам подолати психологічні труднощі. Загальна мета досліджень і розробок протезування - покращити функціональність, доступність та ефективність протезів, щоб пацієнти могли вести активне і комфортне життя після втрати кінцівки.

1.2 Стан протезування верхніх кінцівок

Ампутація кінцівок є поширеною проблемою в багатьох країнах Європи та США, багато людей потребують протезування. Щороку виконується значна кількість ампутацій, що є викликом як для медичного, так і для економічного секторів. Ці ампутації мають серйозний вплив на здоров'я пацієнта, спричиняють психологічний стрес і призводять до значних фінансових витрат та зниження якості життя.

Історія протезування довга, від простих протезів, таких як середньовічні гачки, які мали на меті лише візуальне призначення та до сучасних роботизованих та біонічних протезів котрі мають багато функції та можливостей, щоб забезпечити комфортне життя користувача. Сучасні протези є результатом розвитку медицини та технологій.

Протези можна поділити на два основних типи (Рис. 1.3): пасивні та активні.

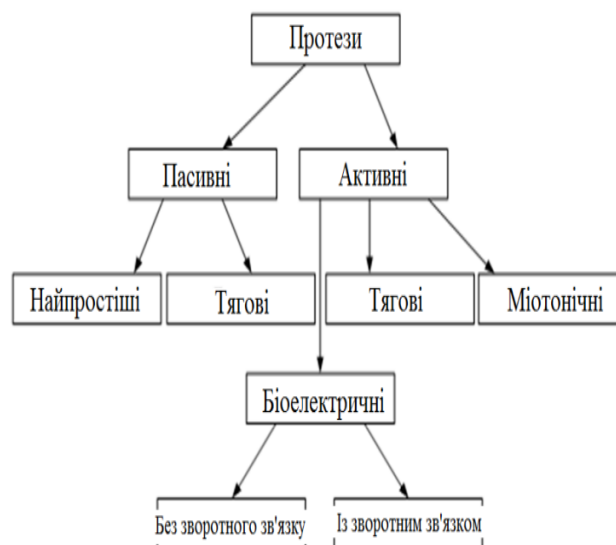


Рисунок 1.3 - Способи класифікації протезів

Пасивні протези зазвичай використовуються лише з естетичною метою і не відновлюють функції кінцівки. Деякі рішення спрямовані на відновлення зовнішнього вигляду кінцівки в естетичних цілях, інші - на відновлення конкретних втрачених або обмежених функцій.

Протези нижніх кінцівок, засновані на теорії балістичної синергії, використовують пружини для створення руху.

Ці протези можуть забезпечувати менше руху, ніж інші протези, але вони все одно використовують пружини для створення руху.

У випадку тягових протезів верхньої кінцівки хапальний рух руки відтворюється за рахунок додаткових рухів збережених частин руки та тулуба. Гнучкий стрижень виконує роль передавального механізму для цих рухів. Зокрема, деякі протези з активними ланками включають активні приводи, такі як електродвигуни, і використовують ланки для генерування рухів.

З іншого боку, активні протези з електричними приводами можуть намагатися відтворювати рухи біологічних кінцівок.

Ці протези можна захоплювати і змінювати положення різними способами, а їхні рухи приводяться в дію спеціальними двигунами постійного струму. Представлені протези можна контролювати різними способами, включаючи датчики сили, акустичні інтерфейси та сигнали електроміографії (ЕМГ). Активні протези намагаються відновити деякі функції ампутованих кінцівок.

До активних протезів, які використовують додаткові джерела енергії для відтворення втрачених функцій кінцівки, належать міотонічні, тягові та біокеровані протези.

Міотонічні протези працюють на основі керуючих сигналів від пацієнта. Ці протези використовують високочутливі датчики, такі як мікровимикачі, групи тензорезисторів і п'єзоелектричні перетворювачі для вимірювання індивідуальних зусиль, які потім передаються на виконавчі механізми протеза.

Тягові протези також використовують стрижні для відтворення рухів.

У випадку з тяговими протезами верхньої кінцівки хапальний рух руки зазвичай викликається додатковими рухами решти руки або тулуба. Гнучка тяга слугує засобом передачі цих рухів.

Однак такі активні м'язово-зміцнювальні та тягові протези мають недоліки. Вони є додатковим навантаженням для пацієнта, обмежуючи рухливість плечового поясу та обмежуючи кількість рухів, які зазвичай можна виконувати.

Крім того, такі протези періодично піддаються зовнішньому впливу, що може викликати дискомфорт. Тим не менш, такі протези часто виготовляються у вигляді модульних конструкцій і випускаються серійно.

Найбільш функціональними протезами, з точки зору кількості відтворених рухів і відновлення втрачених функцій кінцівки, є біонічні або біонічні протези. Рухи цих протезів відтворюються за допомогою керуючих сигналів, сформованих на основі залишкових біоелектричних сигналів м'язової активності ампутованої кінцівки (так званої кукси).

Ці сигнали обробляються і використовуються для управління виконавчими механізмами протеза. В останні роки досягнення в електрофізіології, біомеханіці, мікроелектроніці та системах управління зі зворотним зв'язком призвели до значного розвитку методів біологічного управління активними протезами кінцівок. У живих організмах сигнали управління передаються до м'язів за допомогою біоелектричних імпульсів, які відображають команди з центральної нервової системи.

Так само і в біокерованих протезах командними сигналами слугують біоструми, що передаються від м'язів усіченої кукси. Для виконання цих команд використовується штучна механічна рука з одним або декількома невеликими електроприводами з автономним живленням. Сучасний ринок протезів з біоуправлінням пропонує широкий спектр протезів, здатних відтворювати різні функції, і цей розвиток є результатом поєднання наукових досягнень у ряді областей, що дозволяє поліпшити життя людей з ампутованими кінцівками.

Однак, незважаючи на значні досягнення в цій галузі, пацієнтам все ще важко повністю адаптуватися до нового протеза і повернутися до роботи після періоду реабілітації. Пацієнти сприймають протези як чужорідні предмети, до яких важко звикнути і якими важко керувати. Тому нові рішення, які є більш ефективними та легшими для засвоєння пацієнтами, потребують подальшого вдосконалення та розвитку. Біонічні протези мають на меті наблизитися до біологічних кінцівок як за формою, так і за функціями.

Однак навіть найкращі біонічні протези ще не відтворюють усіх функцій біологічних кінцівок, і для досягнення цієї мети потрібно багато часу та досліджень.

Наразі вчені та інженери працюють над удосконаленням біонічних протезів у різних напрямках.

У сфері структури розробляються більш якісні матеріали, збільшуються ступені свободи і кількість захватів, за які можна вхопитися. З медичної точки зору, ведуться дослідження і розробки в області тактильної і двосторонньої комунікації, що дозволяє відчувати дотик за допомогою нейронної стимуляції.

У цьому контексті, дослідження в галузі структури біонічних протезів спрямовані на розробку більш легких і міцних матеріалів, а також на збільшення кількості ступенів свободи, що дозволить протезам відтворювати більш широкий спектр рухів.

У галузі систем управління біонічних протезів, ведуться дослідження в області нових методів обробки міографічних сигналів, які дозволять отримувати більш точну інформацію про активність м'язів. Також ведуться дослідження в області нових алгоритмів управління, які дозволять спростити процес навчання для користувачів біонічних протезів.

1.3 Біонічні протези верхніх кінцівок як апаратно-програмна система

Традиційні підходи до управління протезами кінцівок використовують електроміографію (ЕМГ) для розпізнавання та класифікації сигналів.

Цей сигнал реєструється за допомогою поверхневих електродів, які виявляють електричну активність, пов'язану з м'язами руки пацієнта. Це дозволяє інтерпретувати будь-які імпульси, що діють на руку через відповідні м'язові скорочення.

Досягнення в галузі інтегральних схем, 3D-друку, невеликих і потужних приводів, а також великих і компактних акумуляторів наприкінці 20-го і на початку 21-го століття значно розширили можливості використання біонічних протезів для заміни механічних аналогів.

Зростаюча кількість технологічних елементів у протезах кінцівок дозволяє досягти подібних результатів. Якщо раніше протези були оснащені лише системою розпізнавання міоелектричних сигналів, то сьогодні, з розвитком обчислювальних потужностей, можна додати більше функцій.

Сучасні протези зазвичай складаються з трьох компонентів: рами, механіки та контролера.

Рама - це тіло протеза, яке зазвичай виготовляється з легкого металевого сплаву, наприклад, титану. Останнім часом, з розвитком 3D-принтерів, їх все частіше виготовляють із пластику, щоб зменшити виробничі витрати. Це забезпечує антропоморфний дизайн, який імітує біологічну руку і захищає внутрішні компоненти протеза від пошкоджень. Електроди ЕМГ вбудовані в каркас найближче до м'язів людини. Механіка: набір муфт, тяг і електроприводів забезпечують рухливість протеза руки.

Спрощена версія протеза руки має лише один привід і може захоплювати та відпускати всю кисть. Більш просунуті версії можуть змінювати положення окремих пальців, і це забезпечується щонайменше п'ятьма актуаторами для кожного пальця і складною руховою системою. Деякі виробники додають можливість обертати руку, але для цього також потрібен додатковий механізм обертання.

Контролер - електронна частина протеза, що складається з мікропроцесорної електричної схеми, яка обробляє сигнали ЕМГ і задає положення актуаторів.

Залежно від складності пристрою, він може виконувати й інші функції, наприклад, взаємодіяти із зовнішніми пристроями, виводити інформацію та обробляти показання зовнішніх датчиків.

1.4 Підготовка пацієнта до протезування передпліччя

Підготовка пацієнта до протезування передпліччя – це важливий етап, спрямований на забезпечення ефективного та комфортного використання протеза.

Підготовка пацієнта до протезування передпліччя - це складний і багатогранний процес, який вимагає участі різних фахівців, таких як лікарі, реабілітологи, психологи та протезисти. Підготовка пацієнта включає в себе декілька важливих етапів.

Фізична підготовка спрямована на зміцнення м'язів кукси та збільшення її рухливості, а також психологічна підготовка спрямована на допомогу пацієнту прийняти факт ампутації та адаптуватися до нового стану.

1.4.1 Оцінка стану пацієнта

На етапі підготовки до протезування передпліччя важливо оцінити стан пацієнта. На цьому етапі лікар оцінює загальний стан пацієнта, його фізичну підготовку та наявність інших захворювань, які можуть вплинути на ефективність і безпеку протеза.

Для цього лікар виконує такі процедури:

- Збір медичної та фізичної інформації, лікар збирає інформацію про попередні захворювання пацієнта, медичну та хірургічну історію, сімейну історію та родовід;

- Загальний фізичний огляд, лікар оглядає пацієнта і перевіряє рухливість, координацію рухів, загальний стан шкіри, пульс і артеріальний тиск;

- Психологічне обстеження, пацієнта опитують про його/її психічний стан, тривожність, депресію тощо;

- Додаткові тести, для оцінки стану кісток, суглобів, м'язів і судин можуть бути призначені додаткові тести, такі як рентген, комп'ютерна або магнітно-резонансна томографія.

Оцінка рухливості та координації дає змогу лікареві оцінити силу і гнучкість м'язів руки, а також наявність будь-яких обмежень у русі (рис. 1.4).

Це важливо для вибору найбільш підходящого типу протеза і розроблення індивідуального плану реабілітації, який враховує індивідуальні особливості пацієнта і забезпечує максимально ефективне використання протеза.

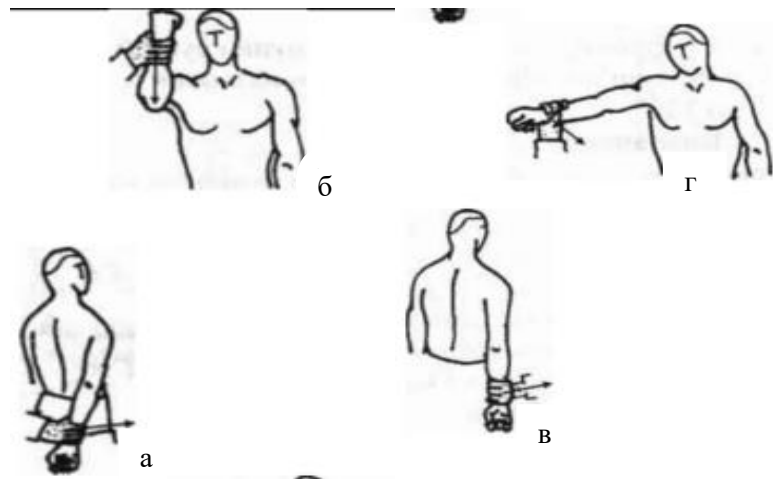


Рисунок 1.4 – Методика оцінки стану м'язів верхньої кінцівки:

а – відведення руки за спину; б – згинання в ліктьовому суглобі; в – відведення руки; г – випрямлення руки.

Перевірка загального стану шкіри дозволяє виявити наявність запалень, ран, виразок, хворобливих утворень або інших проблем на передпліччі. Це важливо для попередження можливих ускладнень при використанні штучного суглоба. Перевірка пульсу та артеріального тиску дозволяє оцінити стан серцево-судинної системи та виявити будь-які порушення, які можуть вплинути на ефективність та безпеку протеза. Якщо лікар виявить якісь відхилення, він може призначити додаткові обстеження або візит до спеціаліста, щоб вирішити проблему до встановлення протеза.

Для вимірювання пульсу та артеріального тиску протезованої руки можна використовувати тонометр і стетоскоп. Нижче наведені кроки, яких слід дотримуватися:

- Підготовка. Сядьте в зручне положення, поклавши руку для вимірювання пульсу та артеріального тиску на рівні серця. Розслабтеся і дихайте спокійно.

- Виміряйте пульс, двома пальцями (наприклад, вказівним і середнім) знайдіть пульс біля кістки зап'ястя. Натисніть досить легко, щоб відчутти пульс; підрахуйте пульс протягом 60 секунд або 15 секунд і помножьте на чотири, щоб отримати кількість ударів за хвилину;

- Виміряйте артеріальний тиск, для вимірювання артеріального тиску використовуйте манжету для вимірювання артеріального тиску. Прикладіть манжету сфігмоманометра до основи руки (від ліктя до зап'ястя). Надуйте манжету до високого тиску за допомогою сфігмоманометра і поступово випускайте повітря, спостерігаючи за показниками артеріального тиску на сфігмоманометрі. За допомогою стетоскопа прослухайте пульсуючі звуки артерій на зап'ясті під манжетою. Перший почутий звук відповідає систолічному тиску, а останній - діастолічному.

Після оцінки стану пацієнта лікар може порекомендувати найбільш підходящий тип протеза і розробити індивідуальний план підготовки до використання протеза з урахуванням індивідуальних особливостей і потреб пацієнта.

1.4.2 Підготовка кукси передпліччя

Кукса - це кінцівка, яка залишається після ампутації передпліччя та встановлення протеза. Підготовка культі до протезування передпліччя складається з декількох етапів, які можуть варіюватися залежно від конкретної ситуації та потреб пацієнта.

У наступному розділі описано стандартні етапи підготовки культі до протезування. Перший крок - визначення відповідної довжини кукси: кукса має бути досить довгою, щоб вмістити протез, але не надто довгою, щоб не напружувати м'язи. Лікар визначає оптимальну довжину культі, ґрунтуючись на медичних даних та особистих особливостях пацієнта.

Наступним етапом оцінюється якість шкіри на культі. Щоб уникнути ризику інфікування, шкіра культі має бути здоровою, без тріщин і запалень. Лікар призначає лікування проблем зі шкірою або рекомендує використовувати спеціальні засоби для догляду за куксою.

Наступний важливий крок - зміцнення м'язів кукси.

М'язи культі мають бути достатньо сильними, щоб їх можна було використовувати разом зі штучним суглобом.

Лікарі можуть призначити спеціальні вправи для зміцнення м'язів кукси. Зміцнення м'язів кукси - важливий крок на шляху до поліпшення функціональності та рухливості кукси. Нижче наведено деякі рекомендації щодо зміцнення м'язів кукси.

Зміцнення м'язів кукси - важливий аспект підготовки до протезування передпліччя. Це збільшує силу і рухливість м'язів кукси і полегшує адаптацію до протеза.

Фізіотерапія - один з найефективніших способів зміцнення м'язів кукси. Реабілітолог підбере серію вправ, спрямованих на зміцнення конкретних м'язів. Вправи для зміцнення м'язів передпліччя можна виконувати вдома або в реабілітаційному центрі. Вправи зазвичай починаються з простих і поступово ускладнюються.

Нижче наведено приклади вправ для зміцнення м'язів передпліччя згинання та розгинання передпліччя. Ці вправи можна виконувати з гантелями або іншими обтяженнями. Наприклад, візьміть у руку гантель, зігніть передпліччя і підніміть гантель до плеча. Потім, не згинаючи передпліччя, опустіть гантелі.

Стискання та розтискання рук. Ці вправи можна виконувати як на спеціальних тренажерах, так і самотійно. Наприклад, ви можете стиснути руки в кулак, а потім розтиснути їх. Розтяжка. Ці вправи можна виконувати за допомогою спеціальних тренажерів або самотійно. Наприклад, можна взяти розширювач і тягнути його, рухаючи рукою з боку в бік.

Масаж покращує кровообіг і лімфоток у культі, а також допомагає зміцнити м'язи. Масаж може виконувати реабілітаційний терапевт або сам пацієнт. Гімнастика - хороший спосіб зміцнити м'язи всього тіла, включно з м'язами культі. Сила волі також відіграє важливу роль у зміцненні м'язів кукси. Пацієнти повинні бути готові виконувати вправи і не здаватися, незважаючи на труднощі. Зміцнення м'язів кукси потребує часу та зусиль, але воно того варте. Зміцнення м'язів кукси полегшує адаптацію до протеза і дає змогу пацієнтові жити повноцінним життям.

1.4.3 Навчання та підготовка пацієнта до процедури протезування

Навчання пацієнтів користування протезами - складний і тривалий процес, що вимагає терпіння, наполегливості та підтримки реабілітаційного терапевта. Мета навчання користування протезами полягає в тому, щоб навчити пацієнтів самостійно одягати і знімати протез, контролювати рух протеза руки, використовувати протез руки в повсякденному житті.

Тривалість навчання управління протезом залежить від конкретного пацієнта і типу протеза. Як правило, період навчання триває від кількох тижнів до кількох місяців. Навчання користування протезами проводиться за допомогою реабілітаційного терапевта. Реабілітолог вибирає найбільш ефективний метод навчання для конкретного пацієнта.

Ознайомлення з протезом, на цьому етапі пацієнт знайомиться з протезом, його компонентами і функціями. Реабілітолог пояснює пацієнтові, як працює протез руки, і відповідає на всі його запитання. На наступному етапі пацієнт вчиться надягати і знімати протез руки. Реабілітолог показує пацієнтові, як надягати і знімати протез, і допомагає йому в цьому.

Навчання управління рухом протеза, на цьому етапі пацієнт може керувати рухом протеза руки за допомогою залишкової м'язової сили. Реабілітолог вчить пацієнта керувати протезом за допомогою залишкових м'язів. Навчання використання протеза руки в повсякденному житті.

На цьому етапі пацієнт вчиться використовувати протез руки для виконання таких завдань, як приймання їжі, одягання і прибирання. Реабілітаційний терапевт допомагає пацієнтові освоїти навички використання протеза в повсякденному житті. Існує два основні підходи до навчання користування протезом.

Фізіологічний підхід. За фізіологічного підходу пацієнт вчиться керувати протезом, використовуючи залишкову м'язову силу. Цей підхід є найбільш поширеним і ефективним. Реабілітолог вчить пацієнта керувати протезом за допомогою м'язів, що залишилися.

Електроміографічний підхід. За електроміографічного підходу пацієнти вчаться керувати протезом за допомогою електроміографічних сигналів, які реєструють із м'язів кукси. Цей підхід складніший, але дає змогу розширити діапазон рухів протеза. Пацієнтам, які вчаться користуватися протезом, слід дотримуватися таких рекомендацій.

Навчання користуванню штучною кінцівкою потребує часу та зусиль. Не здавайтеся, якщо у вас не виходить з першого разу. Чим більше ви будете практикуватися, тим швидше освоїте використання протеза. Якщо у вас виникнуть труднощі, не соромтеся звернутися по допомогу до свого реабілітаційного терапевта.

Успішне навчання протезуванню залежить від таких факторів як кваліфікація реабілітаційних терапевтів та підготовка пацієнтів.

Реабілітаційні терапевти повинні мати кваліфікацію і досвід у реабілітації пацієнтів, навчених користуватися протезами. Реабілітаційні терапевти повинні вміти обирати ефективні методи навчання і надавати пацієнтам необхідну підтримку.

Пацієнти мають бути готові та терплячими до навчання керування протезом. Так як ця процедура може зайняти від 2х до 4х місяців.

1.4.4 Вимірювання та відбиток кукси передпліччя

Перед встановленням протеза передпліччя необхідно зробити вимір і відбиток куксу - частини тіла, яку буде встановлено протез.

Це необхідно для виготовлення індивідуального протезу, який найкраще відповідатиме конкретним анатомічним особливостям пацієнта.

Вимірювання і зняття зліпка з кукси передпліччя – важливий етап у процесі протезування. Це дає змогу протезистам та іншим кваліфікованим фахівцям визначити розмір і форму протеза, забезпечуючи комфортну посадку і безпеку пацієнта.

Вимірювання кукси включає визначення довжина передпліччя-це довжина від ліктя до зап'ястя.

Цей параметр необхідний для визначення довжини протеза. Ширина передпліччя визначається в найширшому місці. Цей параметр використовується для визначення діаметра протеза.

Окружність передпліччя вимірюється в декількох точках по його довжині. Цей параметр необхідний для визначення розміру протеза. Форма передпліччя визначається за контуром.

Цей параметр необхідний для визначення зовнішнього вигляду протеза. Для створення точного зображення поверхні кукси робиться відбиток з кукси передпліччя.

Відбиток куку дозволяє створити точну копію форми та розмірів куку, що необхідно для виготовлення індивідуального протезу.

Відбиток може бути виконаний за допомогою різних матеріалів, таких як гіпс, пластичні матеріали або спеціальні подушки. Зазвичай для відбитка використовується матеріал, який прикладається до культу, потім залишається на деякий час, щоб зафіксувати його форму. Після цього відбиток видаляється і використовується для виготовлення індивідуального протеза.

Правильне вимір і відбиток куку є важливими етапами у процесі підготовки до встановлення протеза передпліччя.

Вони допомагають створити протез, який найкраще відповідає індивідуальним особливостям пацієнта, що забезпечує максимальний комфорт та ефективність при його використанні.

1.4.5 Підбір та випробування протезу передпліччя

Підбір та випробування протезу є важливим етапом протезування, який дозволяє пацієнту адаптуватися до протеза і забезпечити його комфортне носіння та безпеку.

Підбір та випробування протеза є важливими етапами процесу протезування передпліччя. Після виготовлення індивідуального протезу на основі вимірювань та відбитка куку (рис. 1.5), пацієнту необхідно провести підбір та випробування протезу.

Під час підбору протезу фахівці перевіряють його відповідність індивідуальним особливостям пацієнта і вносять необхідні коригування. Це може включати налаштування розміру, форми та кута нахилу протеза, а також підбір та налаштування компонентів, таких як маніпулятори та елементи кріплення. Після підбору протеза проводяться випробування, щоб перевірити його функціональність та зручність використання.

Пацієнт виконує різні рухи, щоб оцінити роботу протезу та повідомити про можливі проблеми чи дискомфорт. У разі потреби проводяться додаткові коригування, щоб досягти найкращого результату.

Після підбору та випробування протезу, пацієнту навчають правильного використання та догляду за протезом. Це включає інструкції з техніки носіння та зняття протеза, правил догляду за протезом і вправ, які допоможуть адаптуватися до нового протезу і підвищити його ефективність.

Підбір протезу є важливими етапами процесу протезування передпліччя, які дозволяють налаштувати протез на індивідуальні особливості пацієнта та забезпечити максимальний комфорт та ефективність при його використанні.



Рисунок 1.5 - Загальний вигляд капсули протезу

1.4 Електроміографія

Електроміографія - це метод вимірювання електричної активності м'язів, який дає змогу в режимі реального часу отримати інформацію про ступінь напруження і скорочення м'язів.

Електроміографію проводять за допомогою спеціального приладу, який підсилює та реєструє біоелектричні потенціали нервово-м'язової системи, звані електроміограмою. Сучасні комп'ютеризовані електроміографи можуть реєструвати електричні імпульси з амплітудою всього в кілька мілівольт, і, проводячи гармонійний і спектральний аналіз таких сигналів, можна проаналізувати частоту окремих нервових імпульсів.

Амплітуду коливань ЕМГ-сигналу визначають шляхом вимірювання різниці потенціалів між найвищою і найнижчою точками кривої ЕМГ-сигналу і відстані від піку до піку.

Тривалість потенціалу вимірюється від початкового відхилення до повернення до рівня ізоляції, охоплюючи всі фази коливань. На рис. 1.6 наведено приклад потенціалу дії м'язового волокна.

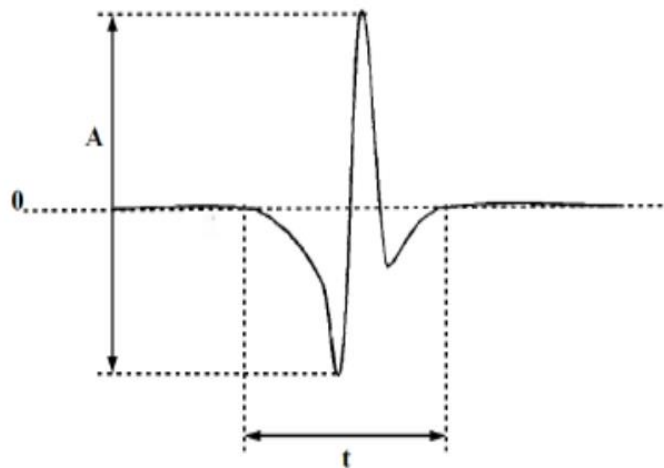


Рисунок 1.6 - Потенціал дії м'язового волокна

Для уловлювання електроміографічного сигналу використовуються електроди, які розміщуються на поверхні шкіри пацієнта. Коли м'язи скорочуються, генерується електричний сигнал, який зчитується міографічним приладом. Коли активуються рухові нейрони та інші нервові клітини, генеруються потенціали дії (ПД), які починають поширюватися по аксону. Поширення нервових імпульсів по аксону відбувається шляхом послідовної деполяризації сусідніх ділянок клітинної мембрани, як показано на рисунку 1.7, і цей процес супроводжується формуванням потенціалів дії.

Швидкість поширення нервових імпульсів становить приблизно 0,5-5 метрів на секунду.

Електроміографія є важливим інструментом для вивчення різних аспектів м'язової активності, таких як сила скорочення, тривалість скорочення, частота скорочення і рівень витрат енергії м'язами.

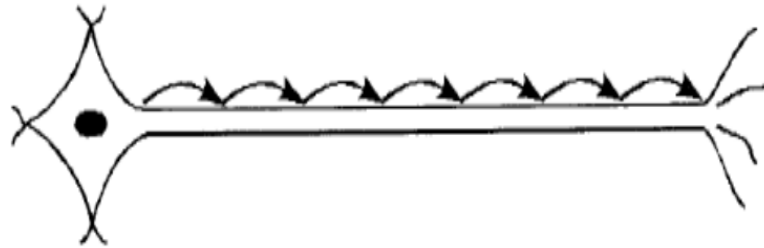


Рисунок 1.7 - Схема виникнення потенціалу дії

Електроміографія допомагає діагностувати різні захворювання, пов'язані з м'язовою системою, і контролювати результати лікування.

Одне із застосувань міографії в протезуванні полягає в тому, що міографічні сигнали можна використовувати для керування рухом протеза. На рисунку 1.8 наведено приклад ЕМГ-сигналу двоголового м'яза плеча.

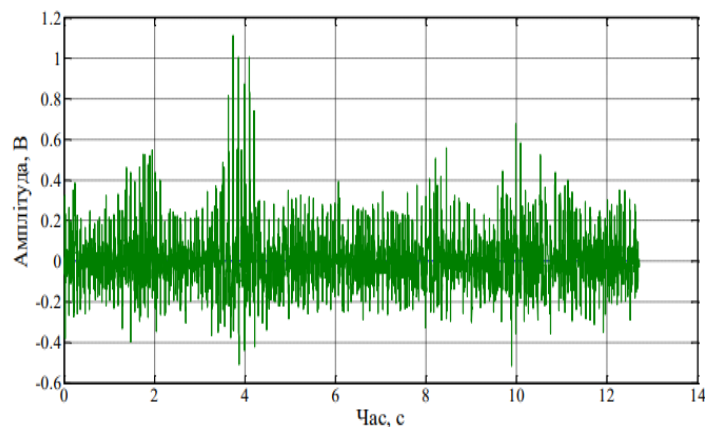


Рисунок 1.8 - Сигнал двоголового м'яза плеча

Якщо пацієнт здатний генерувати електроміографічні сигнали від м'язів, що відповідають за рухи, потрібні для управління протезом, ці сигнали можна використовувати для передання команд протезу.

Для цього необхідно розмістити електроди на поверхні шкіри пацієнта над м'язами, які використовуються для управління протезом.

Сигнали ЕМГ можуть бути зареєстровані кількома способами, включаючи поверхневу ЕМГ, внутрішньом'язову ЕМГ та інтраопераційну ЕМГ.

Міографічний сигнал потім оброблюється електронною системою протезу, яка перетворює його на відповідні рухи протезу (Рис. 1.9).

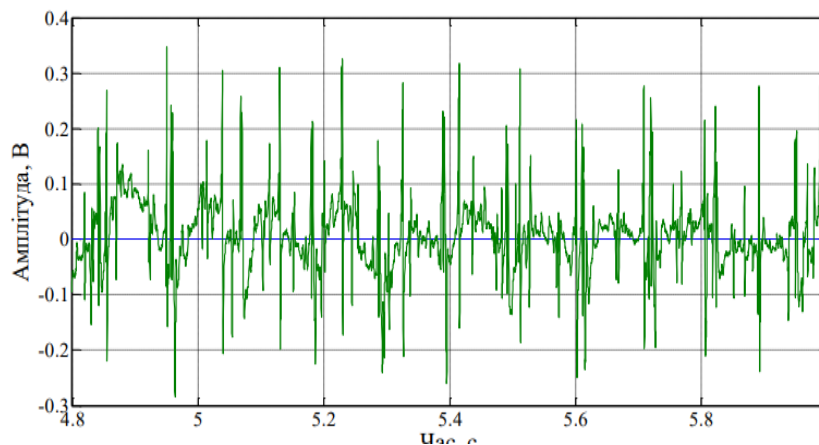


Рисунок 1.9 - Вигляд вибірки сигналу з первичного сигналу

За поверхневої електроміографії електроди розташовуються на поверхні шкіри пацієнта і реєструють електричну активність м'яза під час його скорочення. Під час внутрішньом'язової електроміографії електроди вводять безпосередньо в м'язову тканину і реєструють електричну активність м'яза. Це дає точнішу інформацію про м'язову активність, але є більш інвазивним методом.

Інтраопераційна електроміографія використовується для вимірювання електричної активності м'язів під час інтраопераційної м'язової стимуляції. Ці параметри допомагають лікареві оцінити стан м'язів і нервів, а також визначити, чи правильно працює імплантований протез.

Це дає змогу хірургам стежити за роботою м'язів і перевіряти їхнє відновлення після операції.

Інтраопераційна електроміографія (ІОМ) проводиться під час операції. Лікар вводить голку в м'яз, який підлягає дослідженню.

Голка підключається до міографа, який реєструє електричну активність м'язів. ІОМ є важливим методом дослідження, який допомагає лікарям забезпечити найкращий результат протезування.

Сигнали ЕМГ можуть використовуватися для управління протезами, що повторюють рухи пацієнта. Для цього сигнали ЕМГ необхідно зчитувати й обробляти за допомогою спеціального обладнання та програмного забезпечення. Оброблені сигнали можуть бути використані для управління рухами протеза, що дає змогу пацієнтові виконувати різні дії з його допомогою.

На рисунку 1.10 зображені основні зони для вимірювання сигналів

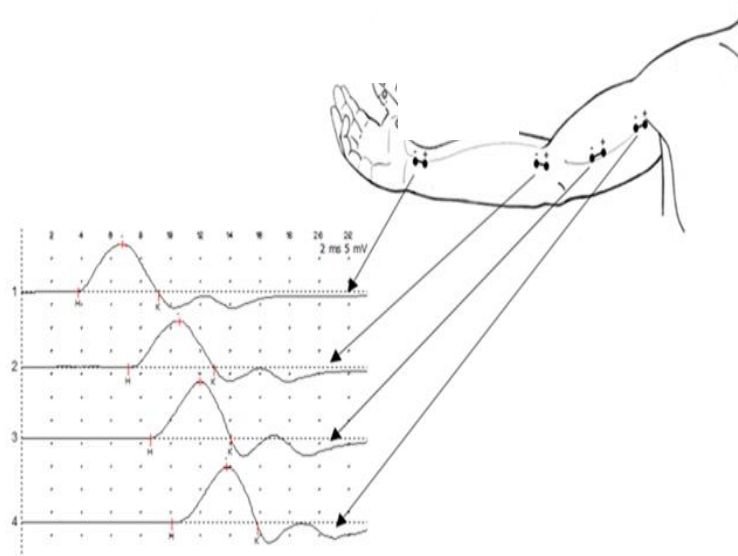


Рисунок 1.10 – Схема вимірювання міографічного сигналу.

1.5.1 Фізіологія міозу та сигналів, що генеруються м'язовою тканиною верхніх кінцівок

Міоз - це скорочення скелетного м'яза, яке викликається нервовим імпульсом. Нервовий імпульс надходить до м'яза по моторному нерву. На кінці моторного нерва знаходиться нервово-м'язова платівка. Нервово-м'язова платівка містить синапси, які дозволяють нервовому імпульсу передавати сигнал м'язовій тканині. Сигнал від синапса передається до м'язових волокон через ацетилхолін. Ацетилхолін - це нейромедіатор, який викликає скорочення м'язових волокон.

Скорочення м'язового волокна відбувається за рахунок взаємодії актину і міозину. Актин і міозин - це білки, які складають м'язове волокно. Актин і міозин взаємодіють між собою, утворюючи міофібрили. Міофібрили скорочуються, що викликає скорочення м'язового волокна.

Сигнали, що генеруються м'язовою тканиною, вимірюються у вигляді потенціалів, званих міопотенціалами. Ці сигнали виникають у результаті деполяризації м'язових клітин під час м'язового скорочення. Коли м'язове волокно скорочується, відстань між міозином і актином зменшується, і мембранний потенціал змінюється, генеруючи електричний сигнал. Потенціали дії генеруються внаслідок зміни електричного потенціалу на мембрані м'язового волокна.

Потенціал дії починається з деполяризації мембрани. Деполяризація викликається активацією натрієвих каналів, які є чутливими до змін електричного потенціалу на мембрані. Коли мембрана деполяризується до певного рівня, натрієві канали відкриваються, і позитивні іони натрію починають надходити всередину м'язового волокна. Цей процес призводить до подальшої деполяризації мембрани. Коли мембрана деполяризується до критичного рівня, відкриваються калієві канали. Калієві канали є чутливими до рівня калію всередині і зовні м'язового волокна.

Коли мембрана деполяризується, рівень калію всередині м'язового волокна збільшується, що призводить до відкриття калієвих каналів. Позитивні іони калію починають витікати з м'язового волокна, що призводить до реполяризації мембрани.

Постдеполяризаційна гіперполяризація викликається відкриттям калієвих каналів і витіканням позитивних іонів калію з м'язового волокна. Цей процес призводить до того, що мембрана м'язового волокна стає більш негативною, ніж потенціал спокою. Цей стан зазвичай триває кілька мілісекунд, після чого мембрана відновлює свій початковий потенціал спокою. Сигнал може бути зареєстрований за допомогою електродів, які розміщені на поверхні шкіри над м'язами (Рис.1.11).

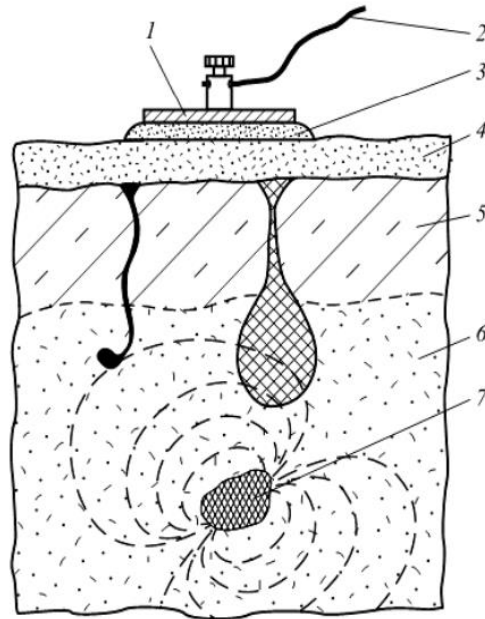


Рисунок 1.11 - Схематичне зображення формування відведення біосигналів: 1 – електрод; 2 – провідник; 3 – шар штучного електроліту; 4 – шар природного електроліту; 5 – епідерміс; 6 – підшкірні структури з підвищеною електропровідністю; 7 – джерело біосигналу

Сигнали ЕМГ подано у вигляді графіка, званого електроміограмою (ЕМГ). Цей графік складається з двох компонентів: перший - фоновий шум, що створюється електричною активністю м'яза, коли він не скорочується; другий компонент - сигнал, що генерується м'язовою тканиною під час скорочення.

ЕМГ можна використовувати для визначення рівня м'язової активності, тобто для оцінки того, наскільки сильно скорочується м'яз під час певного руху.

Це корисно для оцінки функціональних можливостей м'яза та його реакції на стимули. ЕМГ також може використовуватися для управління протезами, які можуть керуватися сигналами ЕМГ.

Фізичний рух відбувається внаслідок скорочення м'язів [1]. Згідно з рисунком 1.12, тип скорочення залежить від сили і навантаження, що діє на об'єкт. За ізотонічного скорочення м'яз скорочується, щоб подолати навантаження. У разі розтягувального скорочення м'яз виробляє напругу, але вантаж залишається нерухомим.

У цьому випадку досягається максимальне напруження м'яза, але саме м'язове скорочення незначне.

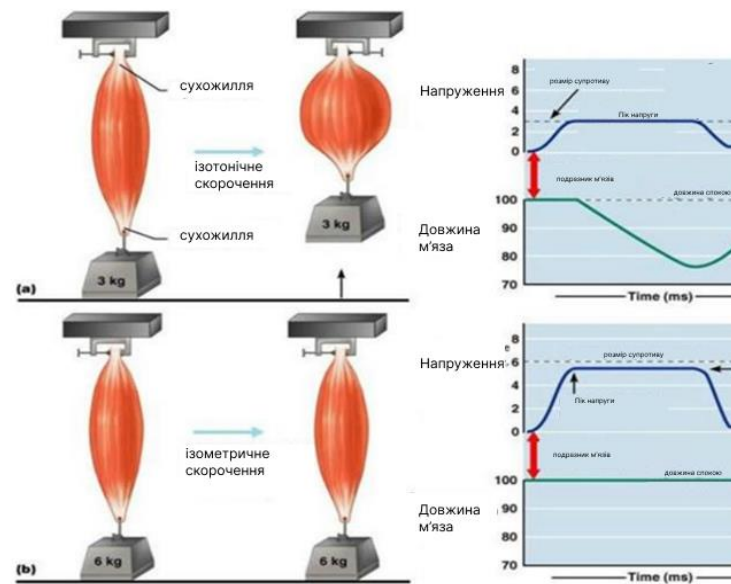


Рисунок 1.12 – Типи скорочення м'язів

При розробці протезів важливою є свідомо контрольованість рухів, таких як захоплення предметів. Лише скелетні м'язи людина може свідомо керувати, здійснюючи рухи з різною силою та тривалістю, що залежать від функцій моторних клітин.

Моторні клітини складаються з м'язових волокон і мотонейронів. Під час стимуляції мотонейрони генерують електричні імпульси, який називається потенціалом дії.

Потенціал дії поширюється по аксону моторного нейрона. Аксон - це довге волокно, яке з'єднує моторний нейрон з м'язовим волокном.

Потенціал дії викликає деполяризацію мембрани м'язового волокна. Деполяризація - це зменшення електричного потенціалу на мембрані. Деполяризація викликається надходженням позитивних іонів натрію всередину м'язового волокна.

Коли кожне м'язове волокно деполяризується, деполяризація поширюється вздовж волокна в обох напрямках [2].

Це створює ефективне магнітне поле навколо м'язового волокна, відоме як потенціал дії рухової клітини (ПДМ). Цей процес називається реполяризацією. Реполяризація викликається витокком позитивних іонів калію з м'язового волокна.

Реполяризація відновлює електричний потенціал на мембрані м'язового волокна. Після реполяризації м'язове волокно може скорочитися.

Таким чином, потенціал дії моторної клітини представляє собою просторово-часову суперпозицію окремих ПД кожного м'язового волокна, як показано на рисунку 1.13.

У будь-якій частині м'яза є безліч рухових клітин. Під час м'язового скорочення численні рухові клітини багаторазово стимулюються. Ці стимули зазвичай асинхронні, щоб забезпечити плавність рухів і запобігти м'язовій втомі. Результатом цих стимулів є потенціал дії моторної клітини. Потенціал дії моторної клітини відображає процеси, що відбуваються в м'язових клітинах. Він описує процес активації та передачі сигналу від нейрона до відповідного м'яза.

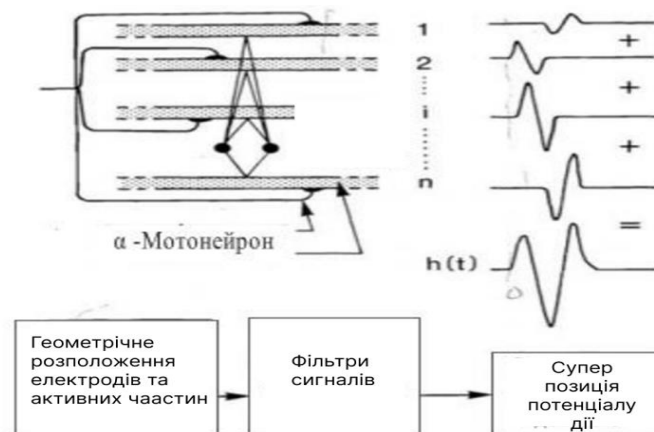


Рисунок 1.13 – Схематичне уявлення генерації потенціалу дії

Середнє значення цього сигналу дорівнює нулю, а його стандартне відхилення пропорційне кількості збуджених рухових клітин і швидкості їхньої активації [3]. Цей сигнал може бути виражений таким рівнянням:

$$S(t) = \sum_j \text{ППДМК}(t) + n(t) \sum_j \sum_j k_j f\left(\frac{t - \theta_{ij}}{a_j}\right) + n(t), \quad (1.1)$$

де, k_j – амплітудний фактор для м'яза j моторної клітини;

f – форма потенціалу дії;

θ_{ij} – час виникнення потенціал дії моторної клітини(ПДМК);

a_j – зміна масштабу;

$n(t)$ – додатковий шум.

Поверхневий електроміографічний сигнал сигнал залежить від рівня та тривалості скорочення, статичного чи динамічного типу скорочення, ступеня втоми м'язів та наявності вологості на шкірі. М'яз має характеристику МУС. Згідно проведених досліджень, розподіл ЕМГ сигналу має пік біля нуля.

При більш низьких рівнях скорочення сигнал більш схожий на розподіл Лапласа [4].

1.5.2 Зняття сигналу з кукси передпліччя за допомогою електродів

Електродна зйомка - це процес реєстрації електричної активності м'язів і нервів за допомогою електродів. Електроди - це пристрої, що перетворюють електричні сигнали на сигнали, які можна записати й обробити. Існує два основних типи електродів, що використовуються для реєстрації сигналів від м'язів.

Неінвазивні електроди прикріплюються до шкіри над м'язом або нервом. Неінвазивні електроди прикріплюються до шкіри над м'язом або нервом і являють собою тонкі пластини з металу або інших провідних матеріалів.

Поверхневі електроди зручні у використанні, але не забезпечують такої високої якості сигналу, як інвазивні електроди.

Інвазивні електроди вводяться в м'язи або нерви. Вони являють собою тонкі голки з металу або інших провідних матеріалів.

Інвазивні електроди забезпечують кращу якість сигналу, ніж поверхневі, але вони болючіші і можуть викликати інфекцію.

Електроди можуть бути високо- або низькочастотними, залежно від м'яза, що досліджується. Високочастотні електроди використовуються для вимірювання м'язової активності на більш високих частотах.

Зазвичай невеликі електроди прикріплюються до поверхні шкіри. Низькочастотні електроди використовуються для вимірювання активності м'язів на нижчих частотах, наприклад, для вимірювання активності м'язів ніг або рук.

Зазвичай вони мають більші електроди, які кріпляться до поверхні шкіри за допомогою спеціальної стрічки-липучки або бинтів. Отримання ЕМГ-сигналів традиційними методами складається з трьох етапів: отримання сигналу, перетворення сигналу та його обробка.

На рис.1.14 показані всі три стадії.

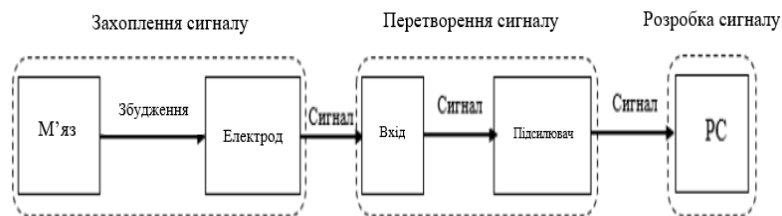


Рисунок 1.14 – Процес вилучення ЕМГ сигналу

Після того, як електроди розміщені на місці, де знаходяться м'язи, які потрібно вивчити, електроди підключають до міографа. Міограф реєструє електричну активність м'язів, яка відображається у вигляді міографічного сигналу.

Цей сигнал можна використовувати для керування протезами або для вивчення рухів людини при певних діях.

Згідно з рисунком 1.15, цей сигнал є результатом сумування сигналів від усіх моторних клітин, які були зафіксовані електродом.

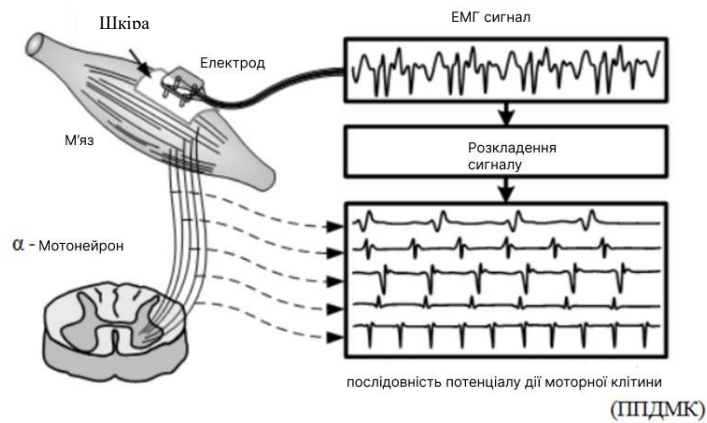


Рисунок 1.15 – Реєстрація ЕМГ сигналу та його розкладання на складові.

Графіки ЕМГ-сигналів дають змогу отримати інформацію про різні властивості м'язового скорочення, такі як тривалість, частота, амплітуда і форма імпульсу. Цю інформацію можна використовувати для визначення ступеня втоми м'язів та ефективності тренувань.

Сигнали ЕМГ - це електричні сигнали, що генеруються м'язовою тканиною під час м'язового скорочення. Ці сигнали можна реєструвати за допомогою електродів, розташованих на поверхні шкіри над м'язом. Сигнали, що генеруються м'язовою тканиною, можна розділити на два типи: спонтанні сигнали і викликані сигнали. Спонтанні сигнали, такі як сигнали ЕМГ спокою, виникають без зовнішньої стимуляції і являють собою фонову електричну активність м'яза.

ЕМГ-сигнали виникають у відповідь на зовнішні стимули, наприклад, під час скорочення м'яза; ЕМГ-сигнали мають різні характеристики, які можна використовувати для визначення ступеня активності м'яза. Наприклад, амплітуда ЕМГ-сигналу відображає силу скорочення м'яза, а частота сигналу - швидкість скорочення.

Сигнали ЕМГ можуть бути використані для управління протезами, які можуть замінити відсутні кінцівки. Наприклад, пацієнт може генерувати сигнал ЕМГ, скорочуючи м'язи здорової кінцівки, і використовувати його для управління протезом відсутньої кінцівки.

У більшості ЕМГ-тестів використовується кілька електродів для визначення фізіологічних рухових характеристик. Сигнали з цих електродів передаються на блок обробки сигналів, як показано на рис. 1.14.

Під час запису ЕМГ використовується електродний підсилювач для зниження імпедансу між електродами та шкірою. Однак для поліпшення якості записаного ЕМГ-сигналу потрібна додаткова обробка сигналу. Методи обробки сигналу охоплюють фільтрацію артефактів, викликаних рухом і зсувом потенціалу, шумом за межами фізіологічного діапазону (наведення від ліній електропередач), а також посилення сигналу збору даних [5].

Артефакти руху електродів викликані деформацією шкіри під електродом і механічним впливом на шар заряду електрода. Оскільки ефекти руху зазвичай знаходяться в низькочастотному діапазоні до 20 Гц, для поліпшення якості сигналу використовуються фільтри високих частот.

Ці фільтри можуть мати кутові частоти в діапазоні 10-20 Гц, але не повинні бути занадто високими, щоб уникнути погіршення якості сигналу. Методи фільтрації для зменшення впливу артефактів руху охоплюють високочастотні фільтри Чебишева восьмого порядку та адаптивні фільтри на основі ортогональних вейвлетів Майєра.

Під час реєстрації ЕМГ-сигналів системи збору даних розробляються таким чином, щоб зменшити вплив перешкод від ліній електропередач.

Це досягається завдяки використанню диференціальних підсилювачів, екранування обладнання та коротких проводів, що з'єднують електроди. Крім того, зменшенню впливу електричних полів сприяють процедури, безпечні для шкіри. Однак неможливість домогтися ідеального узгодження імпедансів шкіри може внести в реєстрований сигнал шуми загальної моди.

Для зменшення впливу силових полів часто використовують фільтри з фіксованою частотою, зосереджені на основній частоті та її гармоніках.

Слід зазначити, що при цьому з реєстрованого сигналу видаляються відповідні частоти, що може спотворити його форму. Тому ширина зарубки фільтра має бути якомога меншою, близько 0,25 Гц.

1.5 Опис досліджень, пов'язаних з використанням міографічних сигналів в управлінні протезами верхніх кінцівок

Дослідження з використання міоелектричних сигналів для управління протезами ведуться вже понад півстоліття. Основна увага приділялася їх властивостям, способу отримання та їх аналізу.

У 1960-х роках дослідники з Пенсільванського університету першими використовували міоелектричні сигнали для управління протезами кінцівок.

У першій роботі Аббаса і Шаха "Міоелектричне управління протезами" (1967) досліджували методи управління протезами кінцівок за допомогою міоелектричних сигналів. Ці дослідження показали, що міоелектричні сигнали можуть бути використані для управління протезами, і запропонували кілька методів обробки цих сигналів.

У 1968 році було розроблено перші алгоритми обробки міоелектричних сигналів для управління протезами кінцівок.

У 1970-х роках дослідження показали, що міографічні сигнали можуть бути використані для управління протезами кінцівок.

У 1975 році було розроблено перші індикаторні методи управління протезами кінцівок.

У 1980-х роках було розроблено складніші алгоритми обробки міографічних сигналів, що дають змогу точніше керувати рухами протезів кінцівок.

Невдовзі у 1984 році були розроблені перші адаптивні методи управління.

Потім 1985 року опублікували дослідження "Міоелектричний контроль протезів: стан техніки", у якому розглядали сучасні досягнення в галузі міоелектричного контролю протезів на той момент.

У дослідженні аналізувалося, як можна виміряти різні сигнали і як їх можна використовувати для управління протезами. Наприклад, міографічний сигнал нестабільний і залежить від фізичного стану пацієнта, що може призвести до непередбачуваного управління протезом кінцівки.

У 1990-х роках було розроблено нові методи управління протезами, які були простішими в реалізації і не вимагали високоякісних міоелектричних сигналів.

У 1995 році було розроблено перший протез із мікропроцесором, що використовує міоелектричні сигнали для управління.

У 2005 році було розроблено перший протез, що використовує штучний інтелект для обробки міоелектричних сигналів.

У 2015 році було розроблено перший протез, що використовує нейронну мережу для обробки міоелектричних сигналів. У цьому дослідженні використовували багатоканальні електроміографи для реєстрації сигналів від м'язів і навчання нейронної мережі, що дало змогу пацієнту маніпулювати протезом із високою точністю.

Останні дослідження спрямовані на подолання обмежень, пов'язаних зі стабільністю електроміографічних сигналів і їх обробкою. Використовуються нові підходи, як-от штучні нейронні мережі та передові методи аналізу сигналів.

У 2020-х роках дослідження в галузі електроміографії продовжуються, і в найближчі роки очікуються значні прориви.

До найважливіших досліджень у галузі міографії належать:

- Розробка перших алгоритмів обробки міоелектричних сигналів для управління протезами - це дослідження дало змогу створити перший протез, яким можна керувати за допомогою міоелектричних сигналів;

- Розроблення індикаторного методу управління протезами - це дослідження дало змогу створити протези, керовані за допомогою простих сигналів, і значно спростило навчання пацієнтів управлінню протезами;

- Розробка адаптивних методів управління протезами кінцівок - ці дослідження дали змогу створити протези, які можуть адаптуватися до різних умов навколишнього середовища, що підвищує їхню функціональність і надійність;

- Розробка нових методів навчання пацієнтів управлінню протезами.

Ці дослідження зробили значний внесок у розвиток міографії та допомогли розробити більш функціональні та природно керовані протези.

Загалом, дослідження в галузі використання міографічних сигналів для управління протезами продовжують розвиватися.

Нові методи і технології допомагають забезпечити більш високу точність і надійність управління протезами та представляють нові методи адаптивного управління протезами, які дозволяють адаптувати рухи протеза до більш широкого діапазону умов та завдань.

1.6 Обробка електроміографічного сигналу

Реєстрація ЕМГ-сигналів здійснюється шляхом аналізу їхніх стохастичних властивостей. ЕМГ сигнали є складними сигналами, які характеризуються низкою параметрів, таких як амплітуда, частота, тривалість, форма, спектральна щільність тощо. Ці параметри можна використовувати для оцінки стану м'язів, а також для управління роботами та протезами. Записаний ЕМГ-сигнал не може бути використаний безпосередньо як керуючий сигнал. Замість цього використовують різні методи аналізу для виявлення статистичних властивостей, що визначають ЕМГ-сигнал.

ЕМГ-сигнали мають два стани: перехідний і стійкий.

У перехідному стані м'яз переходить зі стану спокою в стан скорочення, тоді як у стійкому стані м'яз завжди перебуває в стані скорочення. Моделювання перехідних сигналів виявилось складнішим, ніж моделювання сигналів у стійкому стані.

Для розв'язання цієї проблеми використовують методи сегментації даних. Методи сегментації даних використовуються для поділу ЕМГ сигналу на більш дрібні частини, які можуть бути оброблені більш ефективно.

Це особливо важливо для керування роботами та протезами, оскільки реальні обмеження часу вимагають обробки сигналу за обмежений час. У цьому разі сигнал розглядається в межах кожного сегмента, а його моделювання здійснюється шляхом зміни параметрів по частинах.

Оскільки ЕМГ-сигнали часто використовуються для управління роботизованими системами, в реальних умовах потрібно обробити сигнал за обмежений час.

Сигнал ділиться на рівні сегменти, з яких зчитуються необхідні характеристики. Дослідники Енгельхарт і Хеддінг виявили, що навіть невеликі сегменти можуть генерувати велику кількість даних.

Існує два підходи до оцінки властивостей ЕМГ-сигналів: структурний і феноменологічний.

Структурне наближення полягає у формуванні характеристик на основі моделей ЕМГ сигналів. Ці моделі можуть бути синтезовані або отримані з експериментальних даних. Таке наближення корисне для врахування дисперсії та рівня чутливості.

У феноменологічному типі характеристики визначають професійно, шляхом інтерпретації сигналів та їхньої оцінки на основі успішності роботи системи управління. Вибір характеристик включає різні стратегії пошуку, такі як послідовний прямий і зворотний.

Для формування ЕМГ-сигналів використовують аналогові випрямлячі, фільтри низьких частот, середні значення і стандартні відхилення.

За високого рівня скорочень сигнал найточніше відповідає гаусовій моделі, а в разі стомлення м'язів або низького рівня скорочень сигнал найточніше описується моделлю Лапласа.

У гаусовій моделі стандартне відхилення найточніше оцінює амплітуду, коли сила постійна і немає втоми.

Метод середнього значення використовується для оцінки середньої амплітуди ЕМГ-сигналу для випадкових процесів і стомлених м'язів.

Експериментальні результати показують, що ЕМГ-сигнали, записані за постійного зусилля або за відсутності стомлення, мають розподіли, схожі на гауссовий і лапласовий, але в середньому гауссовий розподіл кращий.

Було розроблено методи, що дають змогу підвищити якість оцінки амплітуд ЕМГ-сигналів.

Було показано, що об'єднання сигналів з декількох каналів для оцінки однієї амплітуди зменшує відхилення амплітуди без збільшення шуму.

Часово-частотний аналіз ЕМГ сигналів дозволяє отримати інформацію про його спектральну щільність частоти в залежності від виявленної втоми при тривалій активності та вивчення координації дії ізольованих м'язів.

У цьому випадку для поліпшення сигналу об'єднуються сигнали ЕМГ, записані в сусідніх каналах. Оскільки відстань між м'язом та електродом і коефіцієнт посилення варіюються від електрода до електрода, коефіцієнти посилення необхідно нормалізувати; для цього ЕМГ-сигнал спершу демодулюється і згладжується. Демодуляція дає змогу розділити і посилити сигнали. Згладжування фільтрує записаний сигнал.

Ці характеристики дають змогу виміряти амплітуду, частоту і тривалість сигналу. Середнє значення спектральної щільності частот є загальноприйнятою частотною характеристикою, оскільки вона надає основну інформацію про спектр сигналу та його зміну в часі.

ЕМГ-сигнали є нестационарними, оскільки їхня частота і форма можуть змінюватися з часом. Це ускладнює їхній аналіз і управління ними.

Спектральний аналіз використовується для вивчення частотного складу сигналу. Для цього сигнал перетворюється в частотну область за допомогою перетворення Фур'є. Перетворення Фур'є дозволяє отримати спектральну щільність частоти сигналу, яка показує, якою є розподіл потужності сигналу по частотах. Часово-частотний аналіз дозволяє отримати інформацію про сигнал як у часовій, так і в частотній області. Для цього використовуються різні методи, такі як перетворення Фур'є в часі та вейвлет-аналіз.

Перетворення Фур'є в часі являє собою розкладання сигналу на гармонійні складові. Цей метод простий у реалізації, але має обмежену точність, особливо для нестационарних сигналів. Вейвлет-аналіз є більш складним методом, але він дозволяє отримати більш точну інформацію про час і частоту сигналу. Вейвлет-аналіз дозволяє аналізувати сигнали з великою амплітудою без спотворення сигналу.

Часово-частотний аналіз може бути використаний також для фільтрації шумів, виявлення втоми під час тривалої активності та вивчення координації ізольованих м'язів. Методи подання сигналів як функції часу і частоти включають перетворення Фур'є і вейвлет-аналіз. Часове перетворення Фур'є являє собою сигнал, але має обмежену точність. Вейвлет-аналіз дає змогу знизити рівень шуму без спотворення сигналу й аналізувати сигнали з великою амплітудою.

1.7 Принципи управління біонічним протезом

Основою управління протезом на основі електроміографії є вимірювання та аналіз електроміографічних сигналів. Електроміографічний сигнал - це електричний сигнал, що генерується під час скорочення м'язів. ЕМГ-сигнали містять інформацію про силу, швидкість і напрямок скорочення м'язів.

Для вимірювання ЕМГ-сигналу використовують електроди. Електроди поміщаються на шкіру над м'язами, за якими ведеться спостереження. Сигнали ЕМГ з електродів надходять на сигнальний процесор. Сигнальний процесор аналізує ЕМГ-сигнал і витягує інформацію, необхідну для управління протезом. Ця інформація включає в себе. ЕМГ-сигнал має різні частотні характеристики, за якими можна визначити тип м'язового скорочення (ізотонічне або ізометричне) і його інтенсивність.

Управління протезами на основі сигналів ЕМГ зазвичай ґрунтується на таких принципах:

- Розпізнавання сигналів: Сигнали ЕМГ, отримані від м'язів, можна обробити і розпізнати за допомогою алгоритмів розпізнавання образів, як-от штучні нейронні мережі та методи машинного навчання. Це дає змогу протезу визначати тип м'язового скорочення і ухвалювати відповідні рішення для управління протезом.

- Перетворення сигналів: сигнали ЕМГ можуть бути перетворені в керуючі сигнали для протеза кінцівки.

- Управління двигуном: сигнали ЕМГ можуть бути використані безпосередньо для управління рухом протеза.

- Використання сигналів ЕМГ як керуючих сигналів для протезів кінцівок має великий потенціал. Однак використання сигналів ЕМГ у цій царині відбувалося досить повільно, незважаючи на те, що перші керуючі протези з'явилися в 1960-х роках. Для ефективного управління протезами на основі ЕМГ-сигналів важливо мати контролер, який генерує вихідні команди залежно від типу сигналу і схеми управління. Такий контролер повинен мати високу точність розпізнавання рухів, бути інтуїтивно зрозумілим для користувача і реагувати настільки швидко, щоб бути непомітним для нього.

Також важливо забезпечити високий ступінь майстерності в управлінні протезом. Один із підходів до створення інтуїтивно зрозумілої системи полягає у зменшенні обсягу знань, необхідних для її використання. Методи управління з використанням ЕМГ-сигналів можна розділити на два типи: ті, які використовують розпізнавання образів, і ті, які не використовують образів.

Перший тип методів більш широко використовується в дослідженнях і пропонує більше можливостей, ніж прості комерційні рішення. Більшість методів вилучення ознак використовують записані сигнали і моделюють їх. Управління протезом руки на основі електроміографічних сигналів - активна галузь досліджень, яка продовжує розвиватися й удосконалюватися з метою створення більш точних, ефективних та інтуїтивно зрозумілих систем управління протезом руки.

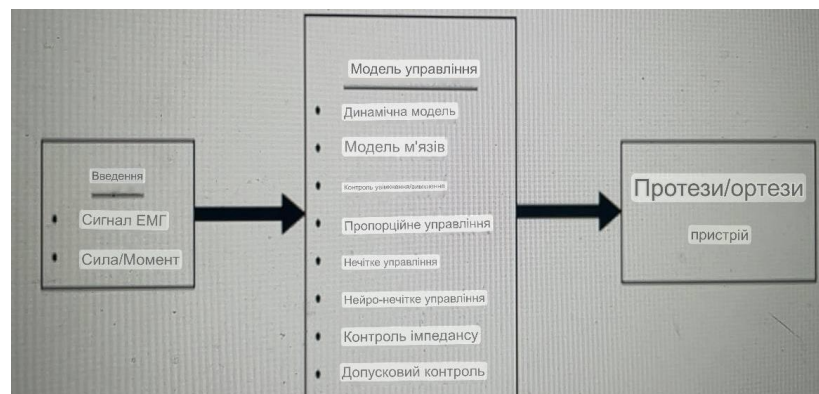


Рисунок 1.16 – Діаграма ЕМГ моделей управління

Використання розпізнавання зразків ЕМГ сигналів у керованих протезах дозволяє досягти більшої функціональності порівняно з традиційними методиками управління. Це передбачає, що пацієнт може свідомо активувати конкретні зразки ЕМГ сигналів для виконання необхідних команд протеза.

1.8 Огляд сучасних аналогів біонічних протезів

Огляд аналогічних протезів, що використовують сигнали ЕМГ для управління, показує широту досліджень і розробок у цій галузі.

Деякі приклади таких протезів наведено нижче:

MyoPro: MyoPro - це протез, виготовлений компанією Myo, який використовує сигнали ЕМГ для управління рухами руки і передпліччя. Система використовує поверхневі електроди для збору ЕМГ-сигналів з м'язів користувача.

Отримані сигнали аналізуються і перетворюються в команди для актуатора протеза, щоб переміщати руку і передпліччя з контрольованою силою і точністю.

Зображення протезу наведено на рисунку 1.17.



Рисунок 1.17 - Протез компанії Myo

DEKA Arm System: DEKA Arm System, також відомий як LUKE Arm, є протезом передпліччя, розробленим DARPA та інженерами з DEKA Research & Development Corp.

Ця система використовує збору ЕМГ сигналів з м'язів користувача для керування рухами протеза.

Додатково, протез включає датчики імпульсів, які реагують на рухи м'язів користувача, що дозволяє здійснювати більш природні та зручні рухи. Зображення протезу наведено на рисунку 1.18



Рисунок 1.18 - Протез компанії MyoPro

Протези кінцівок на основі розпізнавання образів: кілька дослідницьких груп працюють над створенням систем протезів кінцівок, що використовують для управління алгоритми розпізнавання образів. Замість того щоб використовувати безпосередньо сигнали ЕМГ, ці системи аналізують складні паттерни м'язової активності, пов'язані з певними рухами.

Такий підхід дає змогу керувати протезом руки з більшою точністю, не залежачи від інших чинників, таких як шум або зміни в сигналі ЕМГ. Давайте розглянемо кожен протез докладніше, включно з його недоліками:

MyoPro має як переваги, так і недоліки. Одним із плюсів є простий і зручний метод збору ЕМГ-сигналів за допомогою поверхневих електродів. Протез також дає користувачеві можливість контролювати рухи руки та передпліччя з контрольованою силою та точністю.

Однак MyoPro має обмежену кількість доступних команд і зазвичай використовує кілька простих жестів, що може обмежити його функціональність для деяких користувачів.

MyoPro також вимагає певного рівня м'язової активності, що може бути важко для користувачів з атрофією м'язів або іншими м'язовими порушеннями.

Система рук ДЕКА (також відома як рука LUCE) також має свої плюси і мінуси. Протез дає змогу користувачеві виконувати природні та різноманітні рухи рукою та передпліччям. Крім того, використання датчиків пульсу дає змогу точніше керувати протезом. Однак система рук ДЕКА - досить дорогий протез, що обмежує його доступність для багатьох користувачів. Крім того, користувачам може знадобитися тривалий час для навчання й адаптації до цього протеза. Протези, засновані на розпізнаванні паттернів м'язової активності, мають свої переваги і недоліки. Вони аналізують складні паттерни м'язової активності, що дає змогу точніше і природніше керувати протезом. Вони також не залежать від шумів і коливань сигналу.

Однак вони вимагають складнішого оброблення й аналізу сигналу, що вимагає більшої кількості обчислень і може спричинити затримки в реакції протеза. Крім того, система повинна "навчитися" розпізнавати індивідуальні паттерни м'язової активності, що вимагає тривалого періоду навчання і калібрування для кожного користувача.

На основі аналізу аналогів протезів, що використовують ЕМГ сигнали для керування, можна виділити деякі основні вимоги до таких протезів:

1. Надійність: Протез повинен бути стабільним та надійним у роботі, забезпечуючи безперебійне та точне сприйняття та інтерпретацію ЕМГ сигналів для керування рухами.
2. Природність рухів: Протез повинен забезпечувати користувачу можливість виконувати природні та різноманітні рухи, що дозволить зблизити функціональність протеза до натуральних рухів руки та передпліччя.
3. Гнучкість та індивідуалізація: Протез повинен бути гнучким та адаптованим до потреб кожного користувача.
4. Зручність та комфорт: Протез повинен бути зручним для носіння та використання. Це означає, що конструкція протеза повинна бути легкою, та забезпечувати вільний рух.

5. Ефективність та точність керування: Протез повинен забезпечувати високу ефективність та точність керування рухами.

6. Можливість розширення та оновлення: Протезна система повинна бути здатною до розширення та оновлення в майбутньому.

7. Ергономіка та естетика: Протез повинен мати естетичний та ергономічний дизайн.

8. Захист від зовнішніх факторів: Протез повинен бути стійким до впливу різних погодних умов, вологи та температурних змін.

9. Доступність та вартість: Протез повинен бути доступним для широкого кола користувачів та мати розумну цінову політику.

10. Тривалість роботи та живлення: Протез повинен мати досить довгий час автономної роботи.

11. Динамічна адаптація: Система керування повинна бути здатною адаптуватися до змін у стані користувача, таких як втома м'язів чи зміни в фізичному стані.

Висновки до першого розділу

Було визначена актуальність та складність завдань, пов'язаних із створенням ефективних та зручних протезів для верхніх кінцівок. Розглянута концепція біонічних протезів як інтегрованих систем, що об'єднують апаратні та програмні компоненти. Розглянуто метод вимірювання електричних сигналів від м'язів за допомогою електродів для подальшого використання у керуванні протезами.

Описано дослідження, пов'язані з використанням міографічних сигналів в управлінні протезами верхніх кінцівок. Проведено огляд актуальних досліджень, що вивчають використання міографії для оптимізації функціональності протезів. Розглянуто основні принципи управління біонічними протезами на основі міографічних сигналів. Проведено огляд існуючих аналогів біонічних протезів, їх характеристик та можливостей.

2 ПРОЕКТУВАННЯ АПАРАТНОЇ СИСТЕМИ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ РУКИ

Для досягнення мети збільшення кількості можливих положень кінцівки, спрощення процесу навчання розроблюване рішення дає змогу користувачам і реабілітологам створювати й налаштовувати власні положення протеза.

Такий підхід дасть змогу користувачам створювати свої власні рішення з урахуванням індивідуальних потреб, а не обмежуватися набором положень, запрограмованих виробниками протезів. Поряд із розвитком м'язів руки та хірургічних процедур, користувачі зможуть використовувати міоелектричне управління в розроблених рішеннях.

Для досягнення цієї функціональності необхідно розробити кожен із трьох компонентів біонічного протеза: тіло, механіку і контролер.

2.1 Проектування корпусу та реалізація механіки рухів протезу

Для розробленої системи було спроектовано корпус з використанням програми КОМПАС 3D на основі сучасних моделей протезу (рис 2.1).

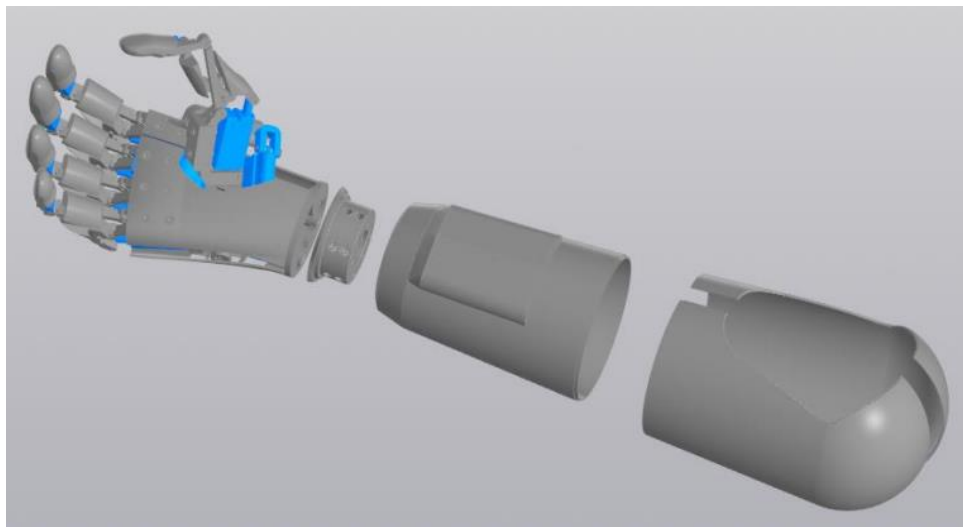


Рисунок 2.1 – 3D модель протезу

Макет протеза можна уявити як основну групу м'язів і сухожилів (рисунок 2.2), необхідних для виконання основних функцій стискання і розгортання як всієї руки, так і кожного окремого пальця.

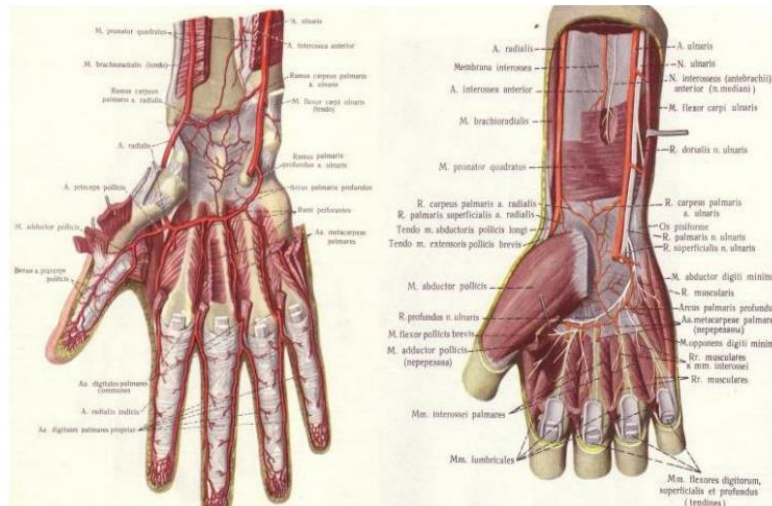


Рисунок 2.2 - М'язи та сухожилля руки людини

Модель включає такі групи м'язів:

- передню групу м'язів передпліччя, яка відповідає за згинання пальців та великого пальця кисті;
- задню групу м'язів передпліччя, яка відповідає за розгинання пальців та великого пальця кисті;
- м'язи самої кисті, які відповідають за складні рухи і жести.

У моделі протеза руки задні та передні групи м'язів були об'єднані в один елемент тіла, створивши шарнірну систему на основі м'язів-згиначів і м'язів-розгиначів. Це дає змогу лінійним приводам зі зворотним зв'язком позиціонуватися, а протезу приймати різні пози. Завдяки цій складній механічній системі вдалося домогтися здатності стискати біологічну людську руку (водночас не враховуються м'язи, сухожилля і суглоби, необхідні для виконання складніших рухів і жестів).

У моделі протеза суглоба кількість елементів було зведено до мінімуму, а передня і задня групи м'язів розглядалися як єдине ціле і були реалізовані в одному елементі тіла (рис. 2.3). На основі м'язів згиначів і розгиначів було створено аналог червоподібного м'яза (елемент 4) і систему шарнірів (з'єднання елементів 1-3). Аналогічним чином було реалізовано всі пальці моделі протеза руки, за винятком великого пальця (який має додаткову вісь обертання для досягнення іншого типу захоплення).

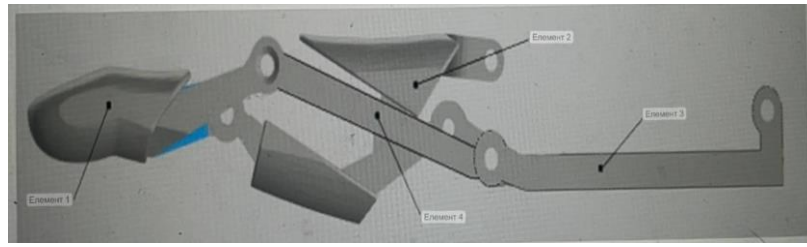


Рисунок 2.3 – Елементи пальця протезу

Ця система пальців дає змогу приймати безліч положень завдяки розміщенню лінійних приводів зі зворотним зв'язком у просторі елемента 3 та приєднанню їхнього рухомого механізму до елемента 2. Отже, у протезі використовують шість лінійних приводів Actuonics PQ12-P, зворотний зв'язок із якими здійснюється напругою, пропорційною положенню ходу привода.

Важливим елементом макета протеза є передпліччя, яке дає змогу змінювати приймальну капсулу для кожного користувача, що робить цей протез доступним для всіх. Модель розроблено з використанням програми КОМПАС 3D для проєктування тривимірних об'єктів. Цю модель протеза руки рекомендується виготовляти на 3D-принтері з використанням PLA-пластика (полімолочної кислоти), який є невід'ємною частиною конструкції.

Цей матеріал вирізняється високою стабільністю, нетоксичністю і не піддається деформації. Під час друку рекомендуються такі параметри:

- швидкість переміщення головки принтера - 60 мм/с;
- заповнення деталі пластиком - 100%;
- температура сопла - 230°C;
- температура стола для друку - 60°C.

Підбір цих параметрів значно впливає на час друку. Усього час друку моделі приблизно становить 104,5 години.

2.2 Структура виконуваних жестів

Для забезпечення можливості користувачам створювати та налаштовувати положення протеза, потрібно надати просту структуру налаштувань [4].

У цій структурі користувач або реабілітолог зможуть налаштувати параметри для досягнення очікуваного виконання протеза.

Наприклад, положення пальця протеза може бути виражено кутом від 0 до 180 градусів, де 0° представляє випрямлений палець, а 180° - згорнутий (див. рисунок 2.4).

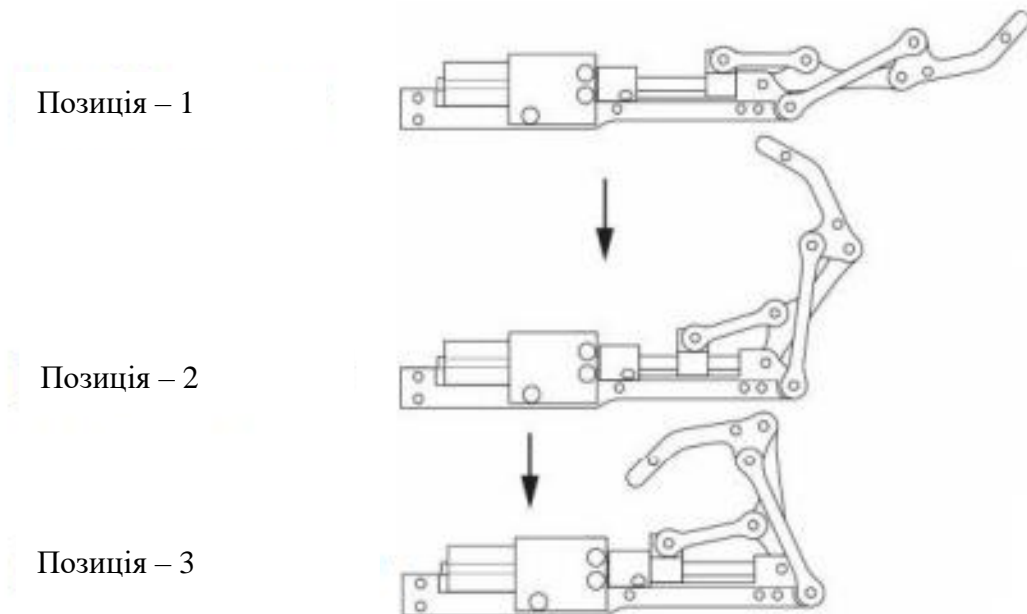


Рисунок 2.4 - Ілюстрація позиції пальця протеза в градусному поданні

Набір положень пальців і їх комбінацій можна розглядати як жести руки. Ці комбінації жестів дозволяють виконувати більшість потрібних положень руки в повсякденному житті.

Користувач зможе самостійно одягатися, брати маленькі предмети, відкривати двері та виконувати жести, такі як рукостискання і вітання.

Крім того, структура налаштувань повинна бути адаптивною. Це означає, що вона повинна дозволяти користувачам налаштувати протези відповідно до своїх індивідуальних потреб.

На рисунку 2.5 наведено архітектуру запропонованої системи, яка складається з наступних компонентів: (1) еластичної пов'язки на передпліччі із 4 датчиками ЕМГ; (2) портативного вузлу вимірювання, відповідального за збір даних та класифікацію, керування протезом; (3) багатосуглобна протезна рука.

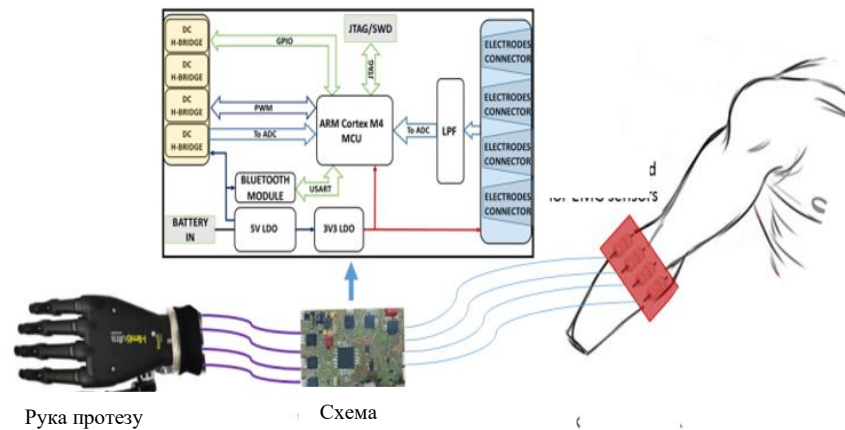


Рисунок 2.5 - Архітектура протезу

Ця різноманітна архітектура бездротової мережі датчиків тіла спрямована на максимальне підвищення енергоефективності вузлів.

Збір сигналу, алгоритми розпізнавання образів і замкнутий цикл керування рукою виконуються в реальному часі на портативних вузлах, а налаштування алгоритмів, що не потребує виконання в реальному часі, виконується на персональному шлюзі. В експериментах із розпізнавання жестів на основі ЕМГ точність розпізнавання зазвичай є такою ж, як і у всіх зібраних зразків, незалежно від їхнього положення під час жесту.

Під час використання протеза для управління рукою потрібен тільки один вихід для виконуваного жесту, і рішення про жест мають ухвалюватися якомога раніше на початку жесту, що робить непотрібною подальшу класифікацію зразків. Однак перехідну фазу на початку жесту класифікувати складніше, ніж стійке початкове скорочення.

Тому надійна реалізація контролерів жестів має враховувати початкову невизначеність під час розпізнавання та забезпечувати своєчасне рішення для правильного виконання руки. Через механічні обмеження протез руки починає кожен жест із позиції скидання, тобто зі складеної руки.

Тому ввімкнення цього переходу, який відбувається під час виконання кожного жесту, було використано для підвищення надійності та зручності використання системи.

Крім того, на початку жесту вихід вибору на рівні зразка аналізується за мажоритарним голосуванням, щоб обмежити помилки, пов'язані з переходами сигналу, і сходиться для прийняття рішення в межах певного часового інтервалу вікна. ЕМГ-сигнал вимірює електричну активацію м'язових волокон, що виникає в результаті деполяризації мембрани м'язової клітини, званої активною ділянкою (АУ).

Коли відбувається скорочення м'яза, нервові імпульси поширюються від мозку до цільової м'язової клітини, генеруючи ПД. Поверхневий датчик ЕМГ складається з двох провідних пластин, під'єднаних до входу диференціального підсилювача для виявлення м'язових ПД.

Смуга пропускання ЕМГ-сигналу перебуває в межах 2 кГц, а амплітуда сигналу - в межах ± 10 мВ залежно від діаметра м'яза і відстані до вимірювального елемента. У протезах для отримання ЕМГ-сигналу використовують активні аналогові датчики, що дають змогу домогтися максимальної якості сигналу і знизити рівень шуму. Активний датчик ЕМГ використовує смугову фільтрацію та інструментальний підсилювач із високим коефіцієнтом посилення (ІА) для аналогової обробки сигналу.

У даній реалізації ми використовуємо Ottobock 13E200. Ottobock 13E200 - це сімейство датчиків із попереднім підсилювачем з одностороннім виходом. У цих датчиках ЕМГ-сигнал фільтрується, посилюється та інтегрується для отримання вихідного діапазону 0-3,3 В. Це ідеально підходить для збору даних за допомогою каскаду одностороннього аналого-цифрового перетворювача (АЦП), інтегрованого у вбудований MCU.

Плата містить 32-бітний MCU, схему для збирання ЕМГ-сигналу, схему для контролю і керування протезом руки і приймач Bluetooth для зв'язку з головним пристроєм. Плата приймає одну напругу живлення 5,5-8 В і легко адаптується до наявних у продажу систем протезування кінцівок, що використовують стандартні батареї 7,2-8 В.

Плата оснащена лінійними регуляторами для забезпечення стабільних вихідних напруг 3,3 В і 5 В для використання в різних підсистемах.

Система заснована на ARM Cortex M4 MCU від NXP, оскільки для управління пропонованою протезною рукою є два незалежні 16-бітові SAR АЦП (ADC0 і ADC1) і відповідні периферійні виводи ШІМ, що зводить до мінімуму потребу в зовнішніх компонентах, тим самим мінімізуючи складність плати. Дані збираються з частотою 500 Гц, що вже було показано як достатню для застосувань розпізнавання жестів [26]. На кожному каналі резистивний фільтр нижнього частотного проходу мінімізує високочастотний електричний шум. Додатковий резистивний подільник напруги захищає входи АЦП, обмежуючи діапазон сигналу від 0 до 3,3 В, тоді як діапазон виходу датчика Ottobock становить від 0 до 5 В. Постійні струми, що живлять рух пальця штучної руки, контролюються інтегрованим водноразом H-bridge (MC33926 від NXP), який підключений до мікроконтролера, як описано на рисунку 2 (ліворуч). Сигнал FB, який йде від H-моста до МК, повертає зворотний зв'язок про поточне споживання струму DC-мотора, надаючи АЦП напруговий сигнал, який пропорціональний поточному струму. Рух пальця завершується, коли він повністю відкритий, повністю закритий або коли він зупиняється в захопленні об'єкта. У таких ситуаціях споживання струму DC-мотором збільшується і вимірюється за допомогою резистивного датчика і використовується поріговий спрацьовувач для зупинки мотора.

Висновки до другого розділу

Була створена ергономічна та естетична модель корпусу протезу для комфортного використання. Проаналізована структура та реалізація різноманітних жестів, які може виконувати біонічний протез. Корпус протезу був розроблений з використанням методів 3D-моделювання. Механіка рухів протезу реалізована за допомогою сервоприводів. Всього було розроблено 12 жестів. Жести були розроблені з урахуванням анатомії руки людини. Вони дозволяють виконувати широкий спектр дій, необхідних для повсякденного життя.

3 АЛГОРИТМ РОЗПІЗНАВАННЯ МІОЕЛЕКТРИЧНИХ ПАТТЕРНІВ

Мета ML у системах управління біонічними протезами рук - навчити систему розпізнавати біологічні сигнали з максимальною точністю. Це досягається шляхом оптимізації гіперпараметрів контейнера класів розпізнавання, який перетворює нечіткі розподіли сигналів на більш чіткі та зрозумілі для протезної системи. У результаті система може ухвалювати рішення на основі простих детермінованих правил, що важливо для реалізації алгоритмів ухвалення рішень у реальному часі.

Формування вхідних математичних описів, які можуть бути засвоєні методами інформаційної інтеграції для систем управління протезами кінцівок, передбачає як ключовий етап створення тривимірної навчальної матриці (2.1).

Ця матриця містить інформацію про біометричні сигнали, отримані від користувача протеза. Біосигнали можуть бути представлені у вигляді вектора або матриці. Де N - кількість зразків біосигналів, 1 - розмірність вектора біосигналів, 3 - кількість компонентів вектора біосигналів. Для матриць тривимірної навчальної матриці має розміри $N \times M \times 3$, де N - кількість зразків біосигналів, M - розмірність матриці біосигналів і 3 - кількість компонентів матриці біосигналів. Тривимірні навчальні матриці використовуються для навчання алгоритму ML, який оптимізує гіперпараметри контейнера класів розпізнавання для мінімізації функції втрат. Функція втрат може бути визначена як різниця між фактичним класом біосигналу і передбаченим класом алгоритму ML.

Після навчання алгоритм ML можна використовувати для розпізнавання біосигналів у режимі реального часу. Для цього алгоритм приймає вхідний біосигнал і передбачає його клас. Потім передбачений клас використовується для управління протезом. Таким чином, ML є потужним інструментом для навчання систем управління біонічними протезами: він дає змогу системі навчитися розпізнавати біосигнали з високою точністю. Нижче перелічено деякі переваги використання ML у системах керування біонічними протезами:

— високоточне розпізнавання біосигналів: ML дає змогу навчити систему розпізнавати біосигнали з високою точністю. Це важливо для ефективного управління протезами;

— чіткий розподіл сигналів: ML дає змогу перетворити нечіткі розподіли сигналів на більш чіткі та зрозумілі для системи протеза. Це полегшує управління протезом;

— детерміновані правила: ML дає змогу системі ухвалювати рішення на основі простих детермінованих правил. Це важливо для реалізації алгоритмів ухвалення рішень у реальному часі.

Однак у ОД є і деякі недоліки:

— складність алгоритму: алгоритми ML є складними алгоритмами і вимагають значних обчислювальних ресурсів;

— великий обсяг даних, необхідних для навчання: алгоритм ML вимагає значного обсягу даних для навчання.

Незважаючи на ці недоліки, ІНС є потужними інструментами, які можна використовувати для підвищення ефективності систем управління біонічними протезами.

$$\left\| y_{m, i}^{(i)} \quad m = \overline{1, M}; i = \overline{1, N}; j = \overline{1, n} \right\|. \quad (3.1)$$

Вхідний математичний опис матиме наступну теоретико-множинну структуру:

$$\Delta_B = \langle G, T, \Omega, Z, Y, \Phi_1, \Phi_2 \rangle. \quad (3.2)$$

Простори G , T , Ω і Z позначають вхідні сигнали (чинники), точку збирання інформації, ознаки розпізнавання і стан системи (що визначає алфавіт класів розпізнавання); Y - структурована множина, що відповідає багатовимірній вхідній навчальній матриці, а X - бінарна навчальна матриця.

Оператор $\Phi 1: G \times T \times \Omega \times Z \rightarrow Y$ відповідає формуванню матриці Y , а $\Phi 2: Y \rightarrow X$ - оператор, що перетворює вхідну навчальну матрицю Y на бінарну матрицю X .

Відповідно до принципу відкладеного ухвалення рішень, у межах методики ІЕД побудова параметрів машинного навчання (МН), які вирішуються саме за навчальною матрицею, здійснюється багатоцикловою ітераційною процедурою на основі отриманих ознак.

Процедура спрямована на пошук максимального порога, усередненого за алфавітом класів розпізнавання, інформаційних критеріїв для оптимізації параметрів МН:

Отримані в результаті оптимізації параметри МН дозволяють безпомилково розпізнавати біосигнали за навчальною матрицею. Це означає, що для кожного зразка у навчальній матриці ймовірність того, що він належить певному класу, буде дорівнювати 1 або 0.

Далі, отримані параметри МН можна використовувати для розпізнавання біосигналів в реальному часі. Для цього вхідний біосигнал перетворюється в вектор ознак, який потім подається на МН. МН видає прогноз класу біосигналу.

Таким чином, використання ІЕІ-технології дозволяє побудувати МН, які забезпечують високу точність розпізнавання біосигналів.

$$\bar{E} = G_{\xi} \cap G_E \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M E_m, \quad (3.3)$$

де, m - це інформаційний критерій оптимізації параметрів навчання системи;

X_m^0 - реалізації класу;

G_{ξ} – представляє допустиму область значень;

ξ – ознака розпізнавання;

G_E – вказує на допустиму область визначення функції інформаційного критерію.

Ці терміни позначають важливі елементи в контексті задач оптимізації параметрів систем керування, такі як інформаційні критерії, області допустимих ознак розпізнавання і функції інформаційних критеріїв.

Таким чином, умова (2.2) допускає перетин класів розпізнавання, але виключає можливість перетину їхніх центральних ядер, щоб уникнути змішування найближчого сусіда з одним класом розпізнавання. У бінарному просторі ознак Ω оптимальним вмістилищем класів розпізнавання є гіперпаралелепіпед.

Для узагальнення і простоти побудови такого контейнера припускають існування "псевдогіперпаралельної сфери", що описує гіперпаралелепіпед і містить усі його вершини.

Це відкриває можливість розглядати параметри оптимізації контейнера в радіальному базисі простору ознак Ω , такі як середній вектор ознак класу розпізнавання і радіус псевдогіперсфери контейнера.

Алгоритм навчання на основі технології ІЕІ містить у собі багатоциклову ітераційну процедуру оптимізації просторово-часових параметрів системи управління. Мета - знайти глобальний максимум середнього значення інформаційного критерію для оптимізації параметрів.

Внутрішні цикли спрямовані на оптимізацію фенотипічних параметрів навчання, таких як радіус гіперсферичного контейнера і середній вектор реалізації класу розпізнавання. Генотипічні параметри охоплюють ті, які впливають на розподіл реалізацій класу, як-от контрольні допуски ознак розпізнавання та параметри розподілу паттернів. Оптимізація цих параметрів дає змогу збільшити максимальне значення інформаційного критерію та підвищити ймовірність ухвалення правильного рішення на етапі тестування.

Важливою частиною цієї процедури є оптимізація контрольних допусків, які впливають на значення ознак розпізнавання та розподіл реалізацій образів.

Детерміновані правила ухвалення рішень будуються на основі геометричних параметрів оптимального контейнера класу розпізнавання, отриманих у процесі навчання інформаційним екстремумам.

Такий підхід дає змогу розглядати інформаційно-екстремальне навчання (ІЕО) як процес фазифікації вхідного нечіткого представлення даних. Використовуючи побудоване для тестування геометричне правило ухвалення рішень, можна ухвалювати надійні рішення в реальному часі, а повна надійність класифікатора наближається до максимальної асимптотичної, яка визначається функціональною ефективністю ОД.

Важливою проблемою інформаційного синтезу для систем керування мобільними об'єктами є оцінювання функціональної ефективності процесу ОД, яка визначає максимальну надійність ухвалених рішень.

У методах ІЕІ як критерії оптимальності параметрів МН використовують різні функції, що відповідають характеру інформаційної міри.

Інформаційна міра - це функція, яка використовується для оцінки ефективності процесу навчання. Вона повинна відповідати наступним властивостям:

- Дійсність: інформаційна міра повинна бути дійсною величиною;
- Додатність: інформаційна міра повинна бути додатною величиною;
- Нульова умова: інформаційна міра повинна дорівнювати нулю для детермінованих подій;
- Екстремальна умова: інформаційна міра повинна мати екстремум при значенні ймовірності, що дорівнює 1/2;

Найбільш часто використовуваними інформаційними мірами в методах ІЕІ є:

Ентропійний критерій Шеннона:

$$H(X) = - \sum_x p(x) \log(p(x)), \quad (3.4)$$

де, X - дискретна випадкова величина;

$p(x)$ - ймовірність значення x .

Інформаційна міра Кульбака:

$$D(p||q) = \sum_x p(x) \log \left(\frac{p(x)}{q(x)} \right), \quad (3.5)$$

де, $p(x)$ - ймовірність значення x за умови, що X належить класу;

$q(x)$ - ймовірність значення x за умови, що X належить класу q .

Модифікована інформаційна міра Кульбака:

$$D_m(p||q) = \log \left(\frac{P_t}{P_f} \right), \quad (3.6)$$

де, P_t - ймовірність правильного прийняття рішення;

P_f - ймовірність помилкового прийняття рішення.

Кожен з цих критеріїв має свої переваги та недоліки.

Ентропійний критерій Шеннона є найбільш простим і зручним у використанні. Однак він не завжди є найкращим критерієм для задач розпізнавання. Наприклад, для задач з багатьма класами він може призвести до перерозподілу ймовірностей, що може негативно позначитися на точності розпізнавання. Інформаційна міра Кульбака є більш гнучкою, ніж ентропійний критерій Шеннона.

Вона дозволяє враховувати ймовірність того, що X належить одному з класів, а також ймовірність того, що X належить іншому класу. Однак вона також може призвести до перерозподілу ймовірностей.

Модифікована інформаційна міра Кульбака є найбільш точним критерієм для задач розпізнавання.

Вона враховує ймовірність правильного прийняття рішення, яка є найважливішим показником для задач розпізнавання.

Однак вона також є найбільш складною у використанні. Вибір конкретного критерію оптимальності параметрів МН залежить від конкретних задач розпізнавання. Найчастіше використовуваними мірами є комбінація ентропійного критерію Шеннона та інформаційна міра Кульбака.

Модифікована інформаційна міра Кульбака, яку представлено у дослідженні, розглядається як результат відношення між ймовірністю правильного прийняття рішень (P_t, m) і ймовірністю помилкового прийняття рішень (P_f, m) на k -му етапі МН. Ця модифікована міра визначається як різниця логарифмічного відношення цих ймовірностей.

Нормована модифікація критерію подається у вигляді

$$E_{K,m}^{(k)} = \frac{E_{K m}^{(k)}}{E_{K \max}^{(k)}}, \quad (3.7)$$

де, $E_{K \max}^{(k)}$ - значення інформаційного критерію при максимальних значеннях першої та другої достовірностей та нульових помилках першого та другого роду;

$E_{K m}^{(k)}$ - модифікований критерій для двох альтернатив.

Характеристика точності залежить від відстані між вершинами усередненого вектора ознак розпізнавання та геометричним центром контейнера відповідного класу розпізнавання.

У методах ІЕІ функціонал характеристики точності слід вважати нелінійним і взаємно неоднозначним. Тому в процесі ОД необхідно визначити робочу (допустиму) область функції.

Розглянемо процедуру обчислення модифікованого критерію Кульбака для двох альтернативних рішень за гіпотези рівної ймовірності. Інформаційний критерій є функцією характеристики точності. З огляду на представницький розмір навчальної вибірки, характеристику точності можна оцінити в такому вигляді.

$$D_{1,m}^{(k)}(d) = \frac{K_{1,m}^{(k)}}{n_{min}}; \alpha_m^{(k)}(d) = \frac{K_{2,m}^{(k)}}{n_{min}}; \beta_m^{(k)}(d) = \frac{K_{3,m}^{(k)}}{n_{min}}; D_{2,m}^{(k)}(d) = \frac{K_{4,m}^{(k)}}{n_{min}}, \quad (3.8)$$

де, $K_{1,m}^{(k)}$ – подій, які належать реалізацій своєму класу;

$K_{2,m}^{(k)}$ – подій, які не належать реалізацій своєму класу;

$K_{3,m}^{(k)}$ – подій, які показують реалізацій чужого класу;

$K_{4,m}^{(k)}$ – подій, які показують не реалізацій чужого класу.

Розрахункова модифікація критерію Кульбака:

$$E_m^{(k)} = \frac{1}{n} \log_2 \left\{ \frac{2n + 10^{-r} - [K_2^{(k)} + K_3^{(k)}]}{[K_2^{(k)} + K_3^{(k)}] + 10^{-r}} \right\} \left[n - (K_2^{(k)} + K_3^{(k)}) \right]. \quad (3.9)$$

Розглянемо процес обчислення змінних $K_{1,m} - K_{4,m}$ у виразі (2.8). На рисунку 3.1 показано структуру навчальної матриці, яка послідовно формується з векторів структурованих ознак розпізнавання.

Процес обчислення змінних $K_{1,m} - K_{4,m}$ описується наступним чином:

- для кожного класу ознак виділяємо підмножину векторів структурованих ознак розпізнавання, які належать цьому класу;
- для кожної підмножини векторів структурованих ознак розпізнавання обчислюємо центр підмножини;
- отримані центри підмножин є центрами класів ознак.

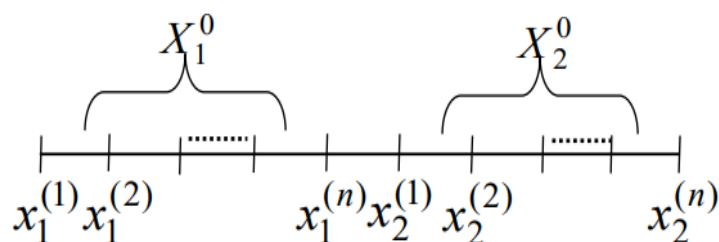


Рисунок 3.1 – Структура навчальної матриці

Алгоритм обчислення коефіцієнтів має такий вигляд:

$$(\forall X_1^0 \in \mathfrak{R}^{|\Lambda|})(\forall X_2^0 \in \mathfrak{R}^{|\Lambda|}) \left[\text{if } x_1^{(j)} \in X_1 \text{ then } K_1^{(k)} := K_1^{(k-1)} + 1 \text{ else } K_2^{(k)} := K_2^{(k-1)} + 1 \right]. \quad (3.10)$$

$$(\forall X_1^0 \in \mathfrak{R}^{|\Lambda|})(\forall X_2^0 \in \mathfrak{R}^{|\Lambda|}) \left[\text{if } x_2^{(j)} \in X_1 \text{ then } K_3^{(k)} := K_3^{(k-1)} + 1 \text{ else } K_4^{(k)} := K_4^{(k-1)} + 1 \right]. \quad (3.11)$$

Представлені інформаційні критерії для оптимізації параметрів МН у системах управління протезами на основі технології ІЕІ можна розглядати як узагальнену міру подібності класів розпізнавання. Ці класи відтворюються в радіальному базисі простору ознак Хеммінга в МН.

Інформаційна міра є мірою подібності між двома випадковими величинами. Вона може бути використана для оцінки того, наскільки схожі два класи розпізнавання.

У методах ІЕІ класи розпізнавання представляють собою гіперпаралелепіеди в просторі ознак Хеммінга.

Радіальний базис дозволяє порівнювати зразки з класами розпізнавання, не роблячи жодних припущень про їх розподіл.

Таким чином, інформаційні критерії для оптимізації параметрів МН у системах управління протезами на основі технології ІЕІ дозволяють оцінити подібність між двома гіперпаралелепіедами в просторі ознак Хеммінга. Це дозволяє знайти такі параметри МН, які забезпечують максимальну ймовірність правильного прийняття рішень.

Конкретніше, ентропійний критерій Шеннона можна розглядати як міру невизначеності класу. Чим більша невизначеність класу, тим менш схожі його зразки. Інформаційна міра Кульбака можна розглядати як міру відстані між двома класами. Чим більша відстань між класами, тим менш схожі їх зразки. Модифікована інформаційна міра Кульбака можна розглядати як міру ймовірності правильного прийняття рішення. Чим більша ймовірність правильного прийняття рішення, тим більш схожі класи.

У контексті систем управління протезами на основі технології ІЕІ подібність класів розпізнавання означає, що зразки з різних класів мають малу ймовірність бути помилково класифікованими. Це важливо для забезпечення високої точності управління протезами.

3.1 Алгоритм машинного навчання

У внутрішньому циклі багатоциклової процедури оптимізації параметрів протеза для систем керування біонічними протезами реалізується базовий алгоритм.

Основними завданнями базового алгоритму є обчислення інформаційного критерію оптимізації параметрів МН на кожному етапі та наближення цього критерію до глобального максимуму в ділянці, що визначає його функцію.

Узагальнену схему базового алгоритму МЛ розглядають як категоріальну модель у вигляді орієнтованого графа, у якому множини відображаються одна на одну за допомогою відповідних операторів перетворення інформації, які використовують під час навчання.

На рис. 3.2 наведено категоріальну модель інформаційно-екстремальної МЛ.

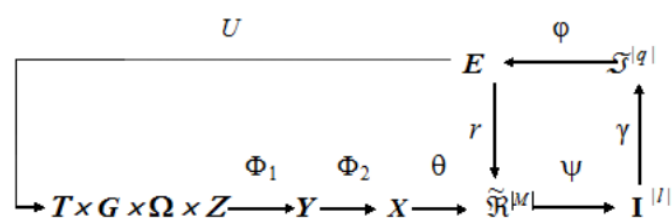


Рисунок 3.2 – Модель навчання системи керування

На рисунку 3.2 оператор $\rightarrow \mathbb{V}|\mathcal{M}|\theta: X$ формує нечітке розбиття $|\mathbb{V}|\mathcal{M}|$ бінарного простору ознак на класи розпізнавання загалом, а оператор класифікації Ψ формує набір гіпотез $|\mathcal{I}|$ (де $|\mathcal{I}|$ - кількість статистичних гіпотез) для перевірки основної статистичної гіпотези щодо належності навчальної реалізації до класу oXm .

Оператор γ , що оцінює прийняту гіпотезу, формує властивість точності $|q|_p$ ($2=2q=1$), а оператор Φ обчислює набір значень інформаційного критерію E , який є функцією властивості точності.

Цикл моделювання замикається оператором γ , який здійснює ітераційний процес оптимізації геометричних параметрів розбиття $|B|M|$ шляхом пошуку глобального максимуму інформаційного критерію для оптимізації параметрів МН.

Процес навчання керується оператором $U:V \rightarrow G \times T \times \Omega \times Z$.

Таким чином, основний алгоритм навчання на інформаційній межі полягає в організації пошуку глобального максимуму в робочому просторі, який обчислює кількість інформації для оптимізації параметрів МН і визначає його функцію на кожному етапі процесу навчання.

Процес навчання можна описати наступним чином:

- для кожного класу ознак виділяємо підмножину векторів структурованих ознак розпізнавання, які належать цьому класу;
- для кожної підмножини векторів обчислюємо кількість інформації;
- вибираємо параметри МН, які забезпечують максимальну кількість інформації;
- повторюємо кроки 2-3 до досягнення заданих критеріїв зупинки.

На рисунку 3.3 [8] представлено категоріальну модель у вигляді орієнтованого графа відображень множин, що використовується в роботі системи розпізнавання в тестовому режимі.

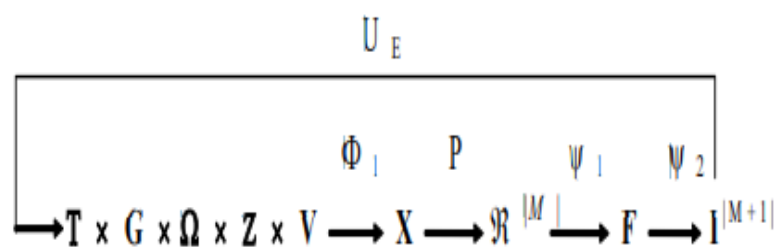


Рисунок 3.3 - Модель функціонування системи

У цій моделі оператор Φ_1 відображає сукупність перевірок вибіркової множини X , формуючи матрицю перевірок $\|x\|_{i=1, N, j=1, n}(j)$.

Алгоритм перевірки містить такі вхідні дані:

$\{x_m | m=1, M\}$ - масив опорних бінарних векторів - зображень, що визначають геометричний центр оптимального контейнера класу розпізнавання, побудованого на етапі навчання;

$\{d_m\}$ - масив оптимальних радіусів, побудованих на етапі навчання;

$\{x_s | s=1, SMAX; j=1, n\}(j)$ - масив бінарних векторів реалізацій, що розпізнаються, де $SMAX$ - кількість реалізацій, що підлягають класифікації;

$\{\delta_k, i | i=1, N\}$ - оптимальна система допусків управління розпізнавальними ознаками, визначена на етапі навчання.

Алгоритм перевірки в рамках технології ІЕІ полягає в ухваленні детермінованих рішень відповідно до значень правил ухвалення рішень для коефіцієнтів, сформованих на етапі ОД.

Ці правила також слугують характеристиками близькості контейнера цього класу до ядра.

При цьому правила прийняття рішень, побудовані на основі результатів інформаційного обмеження ML , можна розглядати як функцію приналежності вектора розпізнаваних ознак до відповідного класу розпізнавання із заданого алфавіту.

Наприклад, для гіперсферичного контейнера класу розпізнавання oX_m визначальними правилами є:

$$\mu_m = 1 - \frac{d(x_m \oplus x^{(j)})}{d_m}, \quad (3.12)$$

де, x_m – центральний вектор класу;

oX_m , вершина геометричного центру його оптимального контейнера;

$(j)x_j$ – реалізація образу, що розпізнається;

d_m – оптимальний радіус контейнера класу oX_m .

Виходом алгоритму є повідомлення з алфавіту класів розпізнавання $\{X_m\}$, сформованого на етапі ML, про віднесення вектора структурованих ознак, що підлягають розпізнаванню, до того чи іншого класу. Алфавіт машинного навчання містить шість класів поведінки, кожен з яких представлений певним рухом руки або жестом:

- Клас X1 - рука стиснута в кулак;
- Клас X2 - згинання долоні;
- Клас X3 - витягнута долоня;
- Клас X4 - стискання великого і вказівного пальців у формі кільця;
- Клас X5 - кільцеве захоплення великого і середнього пальців;
- Клас X6 - [неуточнений клас].

Приклади біосигналів для цих класів розпізнавання наведено на рисунку 2.4 – 2.6.

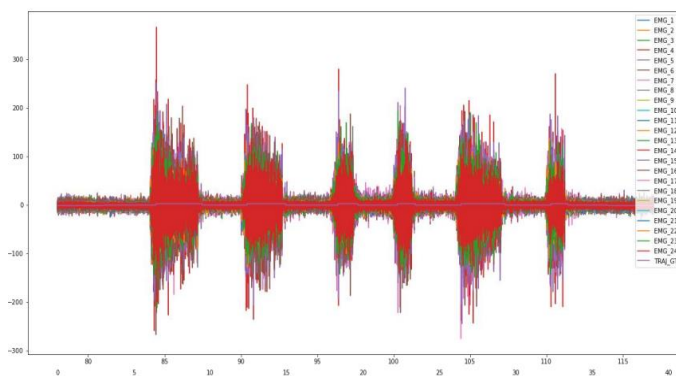


Рисунок 2.4 – Біосигнал стискання руки у кулак (клас X1)

На рисунку 2.5 представлений вид сигналу у положенні руки класу X2

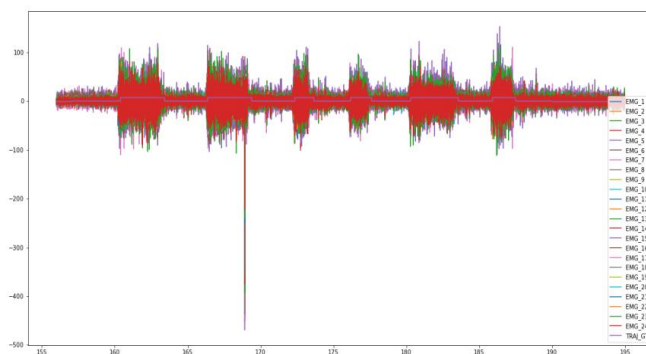


Рисунок 3.5 – Біосигнал згинання долоні (клас X2)

На рисунку 3.6 представлений вид сигналу у положенні руки класу Х4

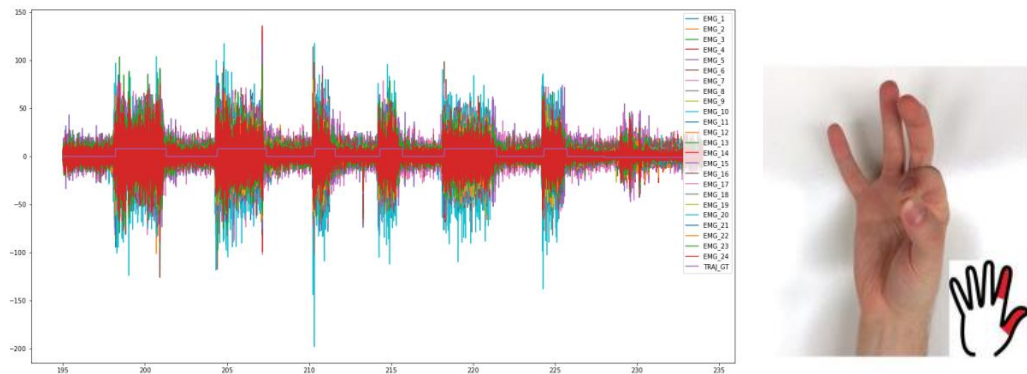


Рисунок 3.6 – Стискання в кільце великого і вказівного пальців

Результати аналізу даних показують, що між реалізаціями різних класів розпізнавання існує дублювання ознак, оскільки вони можуть мати спільні риси.

Крім того, біометричні сигнали характеризуються високим рівнем шуму. Ці фактори ускладнюють завдання розпізнавання біометричних сигналів. Тому окремо потрібно продумувати систему фільтрації шумів.

Для формування векторної реалізації відповідного класу розпізнавання було проведено часову квантифікацію біосигналів із періодом 20 мікросекунд в інтервалі часу 2 секунди. Таким чином, кожне зображення складається зі 100 ознак розпізнавання.

Для усунення шуму кількісної оцінки обробку починали тільки тоді, коли біологічний сигнал досягав порогової амплітуди 30 мВ.

У результаті було створено вхідну навчальну матрицю для алфавіту класів розпізнавання у вигляді тривимірного масиву, що містить 100 ознак розпізнавання і 40 векторних реалізацій для кожного класу розпізнавання. Допуск на нормалізацію ознак становив 60 мВ.

Процес управління протезом, у якому керуючий сигнал ініціюється обробленням даних ЕМГ.

Ця невизначеність виникає через розташування датчиків, зміни вологості шкіри та втоми м'язів.

Загалом адаптація математичного опису системи до вхідних даних класифікатора з використанням технології ІЕІ містить у собі багатоцикловий процес оптимізації просторових і часових параметрів, що впливають на функціональну ефективність системи керування відповідно до інформаційних критеріїв.

3.2 Програмна реалізація процесу керування протезу передпліччя

Оператори алгоритмів машинного навчання для системи управління протезом кінцівки з неінвазивною системою зчитування біометричних сигналів реалізовано на мові програмування Python. У середовищі Jupyter Lab використовувалися наступні бібліотеки `numpy`, `matplotlib`, `pandas` і `numba`.

Програмна реалізація містить у собі:

1. зчитування та візуалізацію вхідних даних;
2. фільтрацію шуму;
3. графічне представлення динаміки зміни параметрів навчання після закінчення обробки;
4. алгоритми навчання оптимальних гіперпараметрів ієрархічного правила прийняття рішень;
5. алгоритм тестування ІЕІТ
6. зберігання оптимальних параметрів системи у файлі.

Незважаючи на те, що кількість класів розпізнавання практично не обмежена, програма має низку обмежень щодо обсягу вхідних даних і ємності словника ознак розпізнавання. Розмір вибірки обмежений оперативною пам'яттю комп'ютера, а ємність алфавіту ознак розпізнавання істотно впливає на час виконання програми.

Згенеровані навчальні вибірки з оптимізованими словниками розпізнавальних ознак зберігаються в оперативній пам'яті у вигляді масивів і можуть бути збережені у відповідні їхньому вмісту файли за допомогою відповідних скриптів. У програмі використовуються бібліотеки, перелічені в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 – Призначення бібліотек

Назва	Призначення
pandas	Зчитування даних
numpy	Математичні та логічні операції над масивами даних під час виконання алгоритму
matplotlib	Візуалізація даних
numba	Компіляція коду функцій на мові Python в код на мові C і далі в байткод, що пришвидшує їх виконання коду.

Таким чином, в ході ітерації утворювалася навчальна матриця яка містила сигнали, які відрізнялися від початкових меншою кількістю шуму рисунок 3.7.

Для побудови вирішальних факторів необхідно знання геометричних параметрів контейнерів класів. Які наведенні на рисунку 3.7 Вирішальні фактори - це правила, які приймають рішення на основі конкретних значень ознак розпізнавання. Вони можуть бути побудовані на основі геометричних параметрів контейнерів класів. У методах ІЕІ класи розпізнавання представляють собою гіперпаралелепіеди в просторі ознак.

Гіперпаралелепіеди можна уявляти як гіпергеометричні області у просторі ознак, що визначають границі між різними класами. В контексті ELM, процес навчання може включати в себе визначення гіперпаралелепіедів, які оптимально розділяють простір ознак для ефективного розпізнавання класів.

Пропонується наступний алгоритм для побудови вирішальних факторів:

1. за допомогою адаптивної фільтрації зменшити рівень шуму в сигналах ЕМГ;
2. для кожного класу рухів визначити геометричні параметри гіперпаралелепіеда, який представляє цей клас;
3. для кожного сигналу ЕМГ визначити, до якого класу він належить, на основі його координат у просторі ознак.

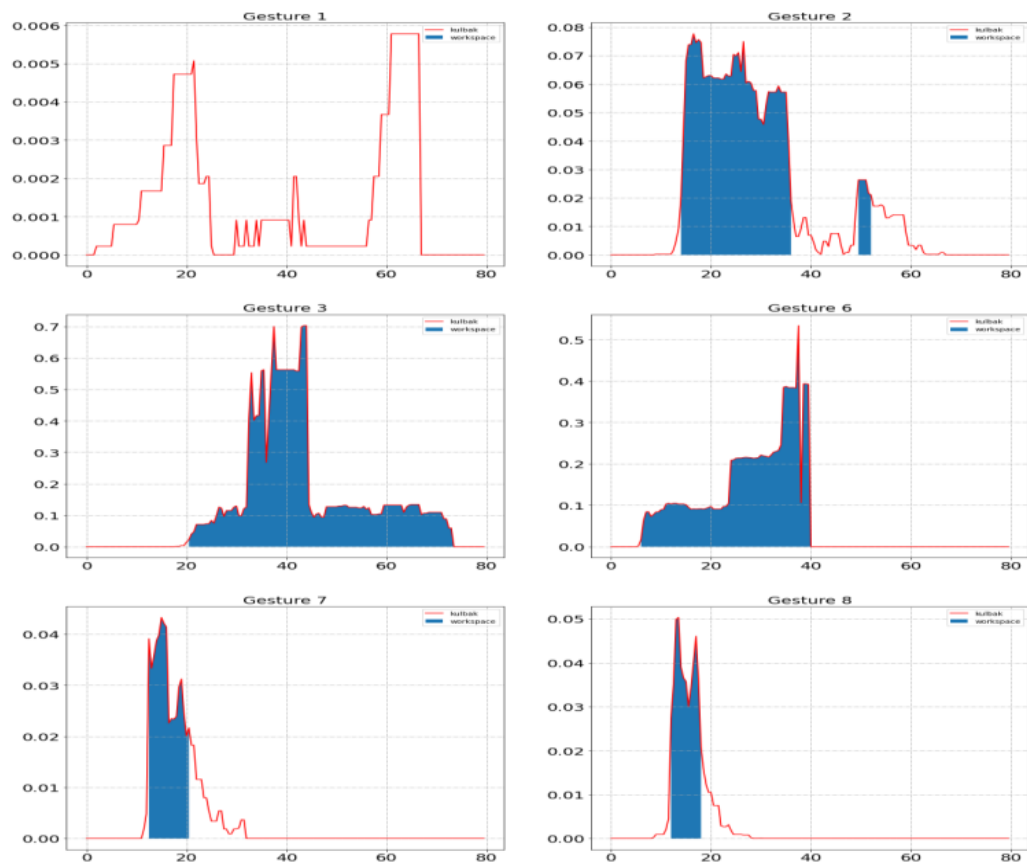


Рисунок 3.7 – Оброблений міоелектричний сигнал для різних класів X_p

Отже, екстремальне машинне навчання може використовувати гіперпаралелепіеди для швидкого та ефективного розпізнавання класів у просторі ознак.

Радіальний базис дозволяє порівнювати зразки з класами розпізнавання, не роблячи жодних припущень про їх розподіл.

Таким чином, геометричні параметри контейнерів класів можна використовувати для побудови вирішальних факторів наступним чином:

- Середній вектор ознак класу можна використовувати для визначення центру контейнера.
- Радіус контейнера можна використовувати для визначення відстані між центром контейнера і його межею.

Ці параметри можна використовувати для побудови вирішальних факторів, які приймають рішення на основі відстані між зразком і центром контейнера.

Наприклад, можна використовувати наступний вирішальний фактор:

$$if (dist(x, \mu_k) < r_k) then x \in C_k, \quad (3.13)$$

де, x - зразок, який необхідно класифікувати;

μ_k - середній вектор ознак класу k ;

r_k - радіус контейнера класу k .

Цей вирішальний фактор приймає рішення, що зразок належить до класу k , якщо відстань між зразком і центром контейнера класу k менше радіусу контейнера. Таким чином, знання геометричних параметрів контейнерів класів дозволяє побудувати вирішальні фактори, які забезпечують високу точність розпізнавання.

Наприклад, якщо контейнери класів добре розмежовані, то зразки, які належать до одного класу, будуть знаходитися ближче до центру цього класу, ніж до центру іншого класу.

Таким чином, вирішальний фактор, який приймає рішення на основі відстані до центру контейнера, з великою ймовірністю правильно класифікуватиме зразок.

Однак, якщо контейнери класів перетинаються, то вирішальні фактори, які використовують лише геометричні параметри, можуть не забезпечувати високої точності розпізнавання. У цьому випадку можуть знадобитися більш складні вирішальні фактори.

3.3 Апробація магістерської роботи

За результатом роботи були опубліковані тези «Технологія машинного навчання системи керування протезу передпліччя з неінвазійним зчитуванням біосигналів» в журналі конференції «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії», Київ, Україна, 13-14 грудня, 2023 року.

Висновки до третього розділу:

У розділі було розроблено алгоритм машинного навчання, який використовується для розпізнавання міоелектричних сигналів у системі управління біонічним протезом руки. Алгоритм заснований на використанні категоріальної моделі у вигляді орієнтованого графа відображень множин.

Метою машинного навчання у системах управління біонічними протезами рук є навчити систему розпізнавати біологічні сигнали з максимальною точністю. Це досягається шляхом оптимізації гіперпараметрів контейнера класів розпізнавання, який перетворює нечіткі розподіли сигналів на більш чіткі та зрозумілі для протезної системи. У результаті система може ухвалювати рішення на основі простих детермінованих правил, що важливо для реалізації алгоритмів ухвалення рішень у реальному часі.

У контексті систем управління біонічними протезами на основі технології ІЕІ (інформаційно-екстремального навчання) параметри МН оптимізуються шляхом пошуку глобального максимуму середнього значення інформаційного критерію для оптимізації параметрів. Цей критерій є функцією властивості точності, яка оцінюється на основі навчальної вибірки.

Модель використовує інформацію про структуру міоелектричних сигналів для класифікації їх у певні категорії. Алгоритм був навчений на навчальному наборі даних, який складається з міоелектричних сигналів, отриманих від різних користувачів протеза.

Програма реалізована на мові Python і використовує алгоритм машинного навчання, який був розглянутий у розділі 3.1.

Програма дозволяє користувачеві керувати біонічним протезом руки за допомогою його м'язів.

Алгоритм машинного навчання, який був розроблений, дозволяє значно підвищити точність розпізнавання міоелектричних сигналів у системах управління біонічними протезами.

4 СТАРТАП ПРОЕКТ АНІЛІЗУ ТА ВПРОВАДЖЕННЯ ПРОТЕЗУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ НА РИНОК

4.1 Опис ідеї стартап проекту біопротезу передпліччя

Проблема. У світі щороку близько 2 мільйонів людей втрачають кінцівки внаслідок травм, хвороб або вроджених дефектів. Більшість біопротезів, які доступні сьогодні, є механічними та мають обмежену функціональність. Вони не можуть повноцінно відтворити рухи здорової руки, що ускладнює для користувачів виконання повсякденних завдань.

Ідея стартапу полягає в розробці універсальної системи управління для протезів верхніх кінцівок на основі опублікованих досліджень (див. табл. 5.1) та аналіз потенційних техніко-економічних переваг ідеї порівняно із пропозиціями конкурентів представлений у таблиці 5.2.

Рішення. Наш стартап проект пропонує новий тип біопротезу передпліччя, який використовує технологію машинного навчання для забезпечення більш точної та плавної роботи. Протез оснащений датчиками, які збирають інформацію про рухи м'язів та суглобів. Ця інформація використовується алгоритмом машинного навчання для керування роботою протезу.

Таблиця 5.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
Система управління біонічним протезом передпліччя на основі методу опорних векторів. Складається з блоку електродів, що зчитують сигнал, і програмного забезпечення, яке сегментує цей сигнал для подальшого розпізнавання бажаної дії протезу	Протезування верхніх кінцівок	Функціональність та зручність
	Виробництво протезів	Універсальність
		Легкість при навчанні пацієнта
		Нижча ціна відносно конкурентів

Таблиця 5.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів			
	Мій проект	BeBionic (Ottobock)	HeroArm (Open bionics)	I-limb (Touch Bionics)
Універсальність	Адаптивна	Конкретний продукт	Конкретний продукт	Конкретний продукт
Функціональність	Кількість рухів можливо регулювати	14 жестів	6 жестів	12 жестів
Зручність використання	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали
Точність	Точність залежить від навчання моделі розпізнавання сигналів і може покращуватися з часом	Система керується одним міосигналом і має низьку похибку	Система керується двома міосигналами та має низьку похибку	Система керується одним міосигналом і має низьку похибку

З цієї таблиці видно, що мій проект спрямований на створення універсального й адаптованого протеза руки з можливістю регулювати кількість рухів залежно від потреб пацієнта: порівняно з конкуруючими продуктами, як-от BeBionic (від Ottobock), HeroArm (від Open Bionics) та I-limb (Touch Bionics), мій проект має переваги в плані універсальності, функціональності, простоти використання і точності.

4.2 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

Розмір ринку для біопротезів передпліччя в усьому світі оцінюється в 1,5 мільярда доларів США. Цей ринок зростає приблизно на 10% щороку.

Ринок біопротезів передпліччя знаходиться на стадії становлення. Більшість біопротезів, які доступні сьогодні, є механічними та мають обмежену функціональність. Технологія машинного навчання має потенціал для перетворення цього ринку, надаючи біопротезам більшу функціональність і точність.

У даному розділі проводиться оцінка можливостей в ринковому відношенні для реалізації проекту.

Шляхом аналізу попиту, обсягу та динаміки ринку визначається, наскільки перспективною може бути сфера ринку, в якій діє проект (див. Таблицю 5.3).

Таблиця 5.3 – Попередня характеристика потенційного ринку

Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
Кількість головних гравців, од	4
Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	25 млрд/100 тис
Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Відсутні
Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60%

Судячи з попередніх характеристик, ринок потребує цього проекту. Для того щоб він був прибутковим, важливо визначити, які групи покупців будуть найбільш зацікавлені в цьому продукті. У таблиці 5.4 представлено потенційні групи споживачів.

Таблиця 5.4 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

Потреба, що формує ринок	Цільова аудиторія (цільові сегменти ринку)	Відмінності у поведінці різних потенційних цільових груп клієнтів	Вимоги споживачів до товару до продукції
1. Поповнення функцій втрачених кінцівок. 2. Відновлення працездатності	1. Пацієнти з ампутаціями; 2. Медичні заклади;	1. Доступна ціна 2. Постійне обслуговування	1. Доступна ціна 2. Підтримка та розповсюдження 3. Постійне покращення ПЗ 4. Легкість в опануванні

Аналіз ринкового середовища (загрози, можливості та конкуренція) представлений у таблицях 5.5-5.7.

Таблиця 5.5 – Фактори загроз

Фактор	Зміст загрози	Можлива реакція компанії
Ринок збуту	Необхідність переконати компанії набувати стороннього ПЗ	Масштабна робота з потенційними покупцями
Випадкові помилки ПЗ у конкретних користувачів	Помилки та похибки роботи ПЗ у зв'язку з індивідуальними особливостями користувача	Постійне вдосконалення ПЗ та індивідуальна підтримка
Велика конкуренція	На ринку присутня велика кількість виробників із усталеними брендами	Поступовий вихід на ринок з активної рекламою марки

Таблиця 5.6 – Фактори можливостей

Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
Потреба у функціоналі ПЗ	ПЗ, що розробляється, значно перевищує функціонал і можливості існуючого	Велика рекламна компанія з акцентом на функціональності
Наявність вільних ніш у ринку	Є багато країн з нерозвиненим продажем цієї продукції.	Вибір найбільш оптимального регіону та цінової категорії для старту.

Таблиця 5.7 – Аналіз конкурентів на ринку

Особливості конкурентного середовища	В чому проявляється дана характеристика	Вплив на діяльність підприємства (можливі дії компанії, щоб бути конкурентоспроможною)
1. Тип конкуренції - чиста	На ринку є кілька міжнародних виробників і деякі локальні виробники.	Складність виходу на національний та міжнародний рівень.
2. За рівнем конкурентної боротьби - міжнародна	На ринку присутні виробники з різних країн, які мають збут у різних частинах світу	Поступовий вихід спочатку на локальний ринок, потім на обласний, національний, регіональний та потім світовий.
3. За галузевою ознакою -внутрішньогалузева	Конкуренція відбувається лише між виробниками конкретних товарів.	Розробка вузькоспрямованого товару
4. Конкуренція за видами товарів: - товарно-видова	Немає товарів-замінників чи товарів з подібними функціями у цій галузі	Створення більш функціонального товару
5. За характером конкурентних переваг - нецінова	Ціна всіх виробників надзвичайно висока, і конкуренція відбувається за іншими факторами	Створення дешевого аналогу
6. За інтенсивністю - марочна	Довіра споживачів до марки має високе значення	Реклама марки з акцентом на очевидні переваги

У таблиці 5.8 виділені основні фактори конкурентоспроможності продукту, які дозволять подолати конкуренцію на ринку.

Таблиця 5.8 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

Фактор конкурентоспроможності	Обґрунтування (наведення чинників, що роблять фактор для порівняння конкурентних проектів значущим)
Ціна	Можливість створення дешевого аналогу
Функціональність	ПЗ має необмежену кількість можливих позицій і жестів протеза
Універсальність	ПЗ здатне керувати будь-яким протезом при нескладному процесі адаптації.
Зручність управління	Для керування застосовуються виключно ЕМГ сигнали, що дає більше зручності та швидкості керування

На основі факторів конкурентоспроможності був проведений аналіз слабких і сильних сторін в порівнянні з найсильнішим конкурентом.

Таблиця 5.9 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

Фактор конкурентоспроможності	Бали 1-20	Рейтинг товарів-конкурентів у порівнянні з Ottobock						
		-3	-2	-1	0	+1	+2	+3
Ціна	15						*	
Функціональність	18							*
Універсальність	18							*
Зручність управління	11					*		
Точність	10				*			

Найсильнішими факторами виявилися функціональність, універсальність, ціна і простота використання.

Для виявлення внутрішніх і зовнішніх загроз було проведено SWOT-аналіз. Сильні сторони (S) і слабкі сторони (W) - це фактори внутрішнього середовища, а можливості (O) і загрози (T) - фактори зовнішнього середовища.

Таблиця 5.10 – SWOT-аналіз стартап-проекту

Сильні сторони: -Інноваційне рішення -Підвищена функціональність -Велика зручність для споживача	Слабкі сторони: -Відсутність відомої марки чи бренду -Необхідність розвитку виробництва «з нуля»
Можливості: -Захоплення незайнятих ніш ринку -Встановлення низької ціни -Великий попит на дешевий аналог	Загрози: -Витиснення сильнішими конкурентами -Поява непередбачених недоліків продукту

На випадок невдалого виходу на ринок, обирається альтернативне впровадження проекту (див. табл. 5.11).

Таблиця 5.11 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

Альтернатива (орієнтовний комплекс заходів) ринкової поведінки	Ймовірність отримання ресурсів	Строки реалізації
Участь у виставках	50%	7 - 9 місяців
Прямий контакт із медичними установами	60%	1 – 1,5 роки
Реклама	60%	5 – 7 місяців
Пошук вигідної ніші на ринку	80%	5 - 6 місяців

4.3 Розроблення ринкової стратегії проекту

В таблиці 5.12 представлений огляд цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 5.12 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

Опис профілю цільової групи потенційних клієнтів	Готовність споживачів сприйняти продукт	Орієнтовний попит в межах цільової групи (сегменту)	Інтенсивність конкуренції в сегменті	Простота входу у сегмент
Медичні заклади	Готові	Близько десятків тисяч/рік	Сильна	Складна
Прямі споживачі	Готові	Близько десятків тисяч/рік	Сильна	Середня
Які цільові групи обрано: Медичні установи та прямі споживачі (пацієнти з ампутованими кінцівками)				

Вибрані групи: медичні заклади та прямі споживачі (пацієнти з ампутованими кінцівками).

Таблиця 5.13 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

Чи є проект «першопроходьцем» на ринку?	Чи буде компанія шукати нових споживачів, або забирати існуючих у конкурентів?	Чи буде компанія копіювати основні характеристики товару конкурента, і які?	Стратегія конкурентної поведінки*
Нема	Шукати нових споживачів	Не буде	Стратегія заняття конкурентної ніші

Для обраних цільових груп споживачів обрані стратегії розвитку ринку: стратегія заняття конкурентної ніші.

Таблиця 5.14 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

Потреба	Вигода, яку пропонує товар	Ключові переваги перед конкурентами (існуючі або такі, що потрібно створити)
Поповнення функцій	Підвищена функціональність протеза	Рухи не обмежені запрограмованими жестами
Зручне керування	Управління виключно ЕМГ сигналами	Протез управляється швидше та зручніше Немає потреби натискати кнопки під час керування

У таблиці 5.15 представлена трирівнева модель проекту.

Таблиця 5.15 – Опис трьох рівнів моделі товару

Рівні товару	Сутність та складові		
I. Товар за задумом	Необмежені рухи протезу, зручне керування та адаптивність за рахунок нейромережі		
II. Товар у реальному виконанні	Властивості/характеристики	М/Нм	Вр/Тх /Тл/Е/Ор
	1. Функціональність	Нм	Тл
	2. Точність	Нм	Тх
	3. Зручність	Нм	Е
	Якість: –		
Пакування: –			
Марка: KilovatHand			
III. Товар із підкріпленням	До продажу: Демонстрація та можливість тестування		
	Після продажу: Постійна підтримка на необмежений термін		
За рахунок чого потенційний товар буде захищено від копіювання: Патент; Унікальне виконання ПЗ.			

Для забезпечення конкурентоспроможної ціни: були обрані цінові рамки (табл. 5.16).

Таблиця 5.16 – Визначення меж встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
Відсутні	100 тисяч до 1 мільйона гривень.	Рівень доходів неоднорідний	70 – 200 тис. грн.

Відповідно до таблиці, верхня межа ціни на біопротез передпліччя встановлюється на рівні 1 мільйона гривень. Це пов'язано з тим, що на ринку існують товари-замінники, які мають нижчу ціну. Однак, нижня межа ціни встановлюється на рівні 70 тисяч гривень. Це пов'язано з тим, що цільова аудиторія біопротезів передпліччя має неоднорідний рівень доходів.

Була обрана оптимальна система збуту (див. табл. 5.17).

Таблиця 5.17 – Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Клієнти купують продукцію безпосередньо у виробника або в медичній установі	- налагодження контакту з медичними установами - Створення оптимальних умов для прямого продажу	Глибина 0 и 1 порядку	Через сайт виробника Через інтернет-магазини Через медичні установи

Відповідно до таблиці, цільові клієнти біопротезів передпліччя можуть купувати продукцію безпосередньо у виробника або в медичній установі. Це пов'язано з тим, що біопротези є складним технічним обладнанням, яке вимагає кваліфікованого встановлення та обслуговування.

Була обрана концепція маркетингових комунікацій (див. табл. 5.18).

Таблиця 5.18 – Концепція маркетингових комунікацій

Специфіка поведінки цільових клієнтів	Канали комунікацій, якими користуються цільові клієнти	Ключові позиції, обрані для позиціонування	Завдання рекламного повідомлення	Концепція рекламного звернення
Клієнти дізнаються про новинки через сайт виробника, інтернет-магазини, рекламу в інтернеті, медичних працівників та за рекомендаціями інших клієнтів.	Інтернет; медичні установи; Прямі контакти;	приваблива ціна; Довіра бренду; Акцентна реклама;	1.Поширення впізнаваності товару 2.Інформація про переваги 3.Демонстрація можливостей	Акцент на функціональності, універсальності, зручності та ціні.

За результатом аналізу: маркетингова концепція базується на акцентуванні переваг проекту. Збут продукту проходить через медичні установи безпосередньо до кінцевих споживачів. Цінові рамки 70 – 200 тис. грн.

Висновки до четвертого розділу

У цьому розділі проведено аналіз ринкових можливостей та визначено стратегії введення продукту на ринок.

Важливо розробити стратегію, яка враховує особливості ринкового середовища та забезпечує стабільний старт. У цілому, стартап-проект біопротезу передпліччя добре структурований і зосереджений на ключових елементах успішного запуску продукту на ринок.

Ретельний аналіз ринкових можливостей та розроблення стратегії допомагає забезпечити ефективний стартап, заснований на потребах клієнтів та унікальних перевагах пропонованого біопротезу.

ВИСНОВКИ

В ході аналітичного огляду системи відбору електроміографічних сигналів для задачі протезування передпліччя було детально розглянуто основні аспекти цієї проблематики. Виявлені та проаналізовані проблеми сучасного протезування передпліччя, зокрема пов'язані зі здатністю протезу відтворювати рухи та функціональність природного передпліччя. Зазначено важливі кроки підготовки пацієнта до протезування, такі як оцінка стану пацієнта, підготовка кукси, навчання пацієнта, вимірювання та відбиток кукси передпліччя, підбір та випробування протезу.

Детально розглянута методика міографії, що використовується для зняття сигналу від м'язової тканини. Цей метод дозволяє забезпечити більш природну функціональність протезу, оскільки пацієнт може керувати протезом за допомогою своїх власних м'язів. Описано фізіологію міозу та сигналів, що генеруються м'язовою тканиною, а також процес зняття сигналу за допомогою електродів. Були проаналізовані дослідження, пов'язані з використанням міографічних сигналів в управлінні протезами. Виявлені переваги цього підходу, а саме те, що міографічні сигнали дозволяють отримувати інформацію про активність м'язів в реальному часі.

Досліджено процес перетворення міографічного сигналу в корисну інформацію, яка може бути використана для управління протезами, який включає процес видалення небажаних компонентів з сигналу. У випадку міографічних сигналів, фільтрація може використовуватися для видалення шуму, який може заважати обробці сигналу, а амплітудна модуляція може використовуватися для кодування інформації про активність м'язів. та інші методи для отримання корисної інформації з міографічного сигналу.

Вдосконалено методи збору та обробки сигналів ЕМГ. Цей аспект дослідження передбачав розробку нових методів, які дозволять підвищити роздільну здатність, зменшити рівень шуму та перешкод, а також забезпечити більш надійне зняття ЕМГ-сигналів з рухливих м'язів.

Одним із важливих аспектів дослідження є створення алгоритми для аналізу ЕМГ-сигналів, які можуть виявити й інтерпретувати паттерни ЕМГ-сигналів, пов'язані з рухом і активністю м'язів. Це охоплює фільтрацію шумів, амплітудний і часовий аналіз, визначення фазових параметрів, класифікацію рухів і розробку моделей для передачі рухів на біопротез. Розробка даного алгоритму дозволяє системі стабільно працювати в умовах низької якості сигналу.

Також алгоритм, завдяки постійному самонавчанні, враховує індивідуальних характеристик користувача, такі як фізіологічні зміни та адаптація м'язів. Це може призвести до створення протезів, які будуть більш зручними та інтуїтивно зрозумілими для користувачів.

Використання екстремального машинного навчання покращує методи збору та обробки сигналів, розробки нових алгоритмів розпізнавання рухів ЕМГ, які дозволять підвищити роздільну здатність, зменшити рівень шуму та перешкод, а також забезпечити більш надійне зняття ЕМГ-сигналів з рухливих м'язів за допомогою використання нових методів машинного навчання, таких як екстремальне машинне навчання, яке є більш адаптивним до змін у сигналі.

Застосування цих підходів дає змогу отримувати точніші та надійніші дані з ЕМГ-сигналу, що, своєю чергою, покращує функціональність і керованість протезів передпліччя.

Отже, засновуючись на проведеному аналітичному огляді, та отриманих результатів від використання алгоритмів нейромережі, можна зробити висновок, що використання методу міографії у протезуванні передпліччя виявляється перспективним та ефективним підходом. Він дозволяє забезпечити більш природну функціональність протезу, покращити якість життя пацієнтів та забезпечити їм більшу незалежність у повсякденних справах.

Подальше розвиток та вдосконалення цього методу можуть сприяти поліпшенню технологій протезування та забезпечити більш широке застосування у медичній практиці.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Biddiss E., Chau T. Upper-limb prosthetics: critical factors in device abandonment. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2007;86(12):977-987.
2. Савчук А.В., Попов А.О. Методи та засоби інтелектуального управління протезами верхніх кінцівок. - *ElectronCommun, Біомедичні прилади та системи*. – 2017. - Vol.22. - №2. – P.33-42.
3. Smurr L., Gulick K., Yancosek K. Managing the upper extremity amputee: a protocol for success. *Journal of Hand Therapy*. 2008;21(2):160-176.
4. Scheme E., Englehart K. Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: state of the art and challenges for clinical use. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2011;48(6):643-660.
5. Blum, J.; Byram Hills, H. Using Force Sensors to Effectively Control a Below-Elbow Intelligent Prosthetic Device; Student Science: Washington, DC, USA, 2008.
6. Parker P., Englehart K., Hudgins B. Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2006;16(6):541-548.
7. Hahne J., Schweisfurth M., Koppe M., Farina D. Simultaneous and proportional force estimation for multifunctional myoelectric prostheses using mirrored bilateral training. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2012;20(3):371-378.
8. Hakonen M., Piitulainen H., Visala A., Rissanen S. Influence of electrode density on the accuracy of myoelectric pattern recognition in upper limb prostheses: a multilaboratory study. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2015;23(5):827-836.
9. Li G., Schultz A., Kuiken T. Quantifying pattern recognition-based myoelectric control of multifunctional transradial prostheses. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2010;18(2):185-192.

10. Amsuess S., Vujaklija I., Goebel P., Roche A., Graimann B., Aszmann O. Context-dependent upper limb prosthesis control for natural and robust use. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2016;24(7):744-753.
11. Fougner A., Stavadahl O., Kyberd P., Losier Y., Parker P. Control of upper limb prostheses: terminology and proportional myoelectric control—a review. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2012;20(5):663-677.
12. Castellini C., Gruppioni E., Davalli A., Sandini G. Fine detection of grasp force and posture by amputees via surface electromyography. *Journal of Physiology Paris*. 2009;103(3-5):255-262.
13. Aszmann OC, Roche AD, Salminger S, et al. Bionic reconstruction to restore hand function after brachial plexus injury: a case series of three patients. *Lancet* 2015;385:2183–2189.
14. Evaluation of surface EMG-based recognition algorithms for decoding hand movements / Sara Abbaspour, Maria Lindén, Hamid Gholamhosseini, Autumn Naber, Max Ortiz-Catalan // *Medical & Biological Engineering & Computing* (2020) 58:83–100
15. Evaluation of surface EMG-based recognition algorithms for decoding hand movements / Sara Abbaspour, Maria Lindén, Hamid Gholamhosseini, Autumn Naber, Max Ortiz-Catalan // *Medical & Biological Engineering & Computing* (2020) 58:83–100
16. A prosthetic arm for contactless payments could turn you into a superhuman [электронный ресурс] <https://www.rbth.com/science-and-tech/326477-prosthetic-arm-for-contactlesspayments> (дата звернення: 19.05.2022).
17. Single channel surface EMG control of advanced prosthetic hands: A simple, low cost and efficient approach / Mahmoud Tavakoli, Carlo Benussi, Joao Luis Lourenco // *Expert Systems With Applications Expert Systems with Applications*, Volume 79, 15 August 2017, Pages 322-332
18. SEMGL Feature Extraction Based on Stockwell Transform Improves

Hand Movement Recognition Accuracy / Haotian She, Jinying Zhu, Ye Tian, Yanchao Wang, Hiroshi Yokoi, Qiang Huang // Sensors, 14 October 2019

19. Matthew Dyson, Jessica Barnes, Kianoush Nazarpour. Myoelectric control with abstract decoders. Journal of Neural Engineering, Volume 15, Number 5. 2 July 2018.

20. Simone Benatti, Bojan Milosevic, Elisabetta Farella, Emanuele Gruppioni, Luca Benini. A Prosthetic Hand Body Area Controller Based on Efficient Pattern Recognition Control Strategies. Sensors 2017, 17(4), 869

21. "Контролер області тіла протезної руки, заснований на ефективних стратегіях розпізнавання образів." [електронний ресурс] <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28420135/> (дата звернення: 01.06.2022).

22. Zollo, L.; Roccella, S.; Guglielmelli, E.; Carrozza, M.C.; Dario, P. Biomechatronic design and control of an anthropomorphic artificial hand for prosthetic and robotic applications. IEEE/ASME Trans. Mechatron. 2007, 12, 418–429.

23. "Метод розпізнавання жестів рук на основі міографії (MMG). [електронний ресурс] <https://www.semanticscholar.org/paper/A-proposal-for-a-MMG-based-hand-gesture-recognition/YamakawaNojima/6662ff773c219661049b8a3d8f4bd354dcd7f756> (дата звернення: 23.05.2022).

24. Конструкція протеза руки [електронний ресурс] https://digital.wpi.edu/concern/parent/w9505210j/file_sets/pk02cc64v (дата звернення: 23.05.2022).

25. Обзор і порівняння методів протезування верхніх кінцівок [електронний ресурс] https://www.researchgate.net/publication/271137703_An_Overview_and_Comparison_of_Upper_Limb_Prosthetics (дата звернення: 23.05.2022).

26. Шоу-Тейлор, Дж.; Крістіаніні, Н. Основні методи для аналізу шаблонів; Cambridge University Press: Cambridge, UK, 2004. [електронний ресурс]

https://scholar.google.com/citations?view_op=view_citation&hl=en&user=1iE2ykkAAAAJ&citation_for_view=1iE2ykkAAAAJ:zGdJYJv2LkUC (дата звернення: 23.05.2022).

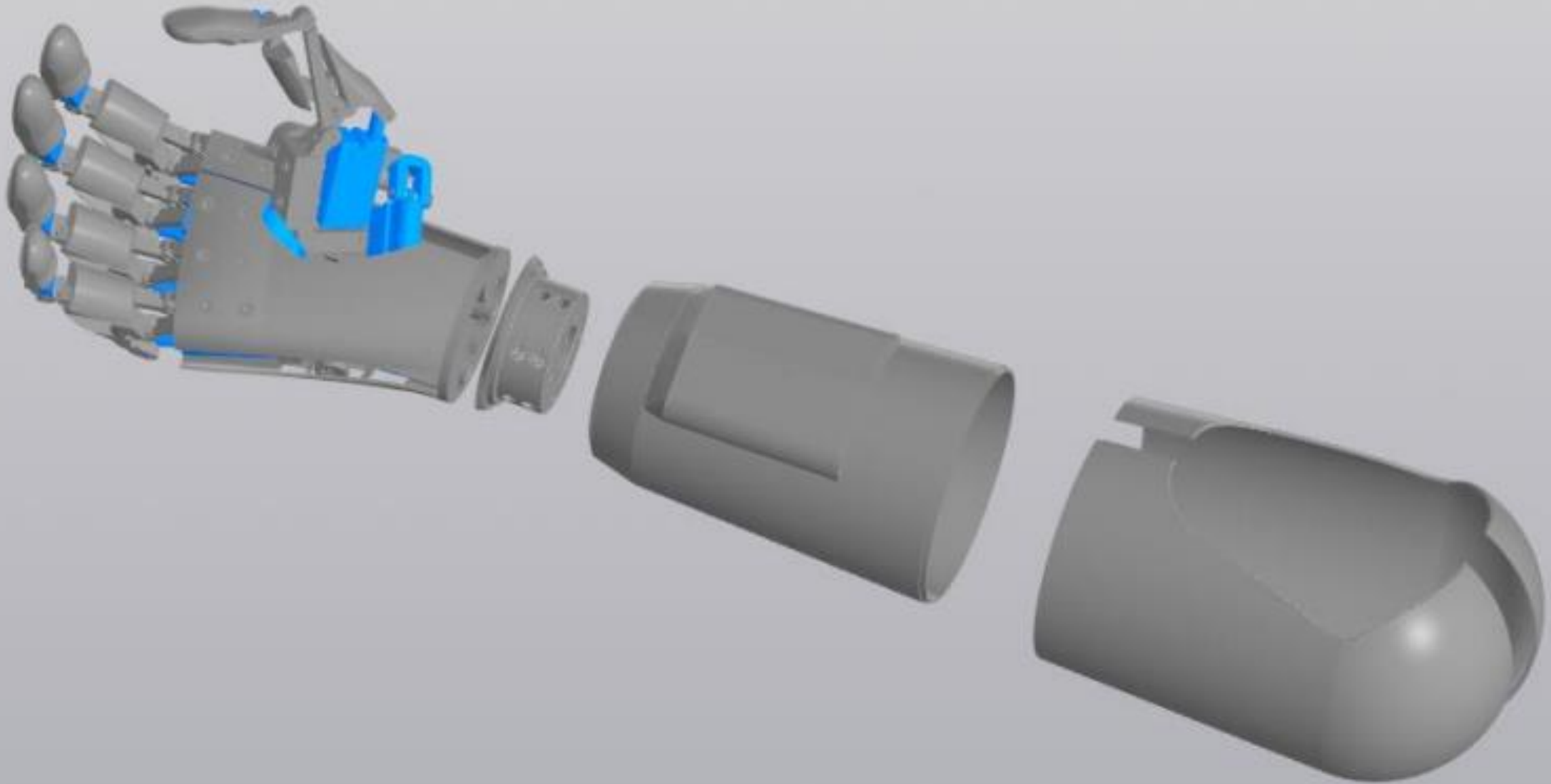
27. "Одноканальне поверхнєве електроміографічне (ЕМГ) управління сучасними протезами рук: простий, вигідний та ефективний підхід." [електронний ресурс] <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0957417417301574> (дата звернення: 23.05.2022).

28. Benatti, S.; Casamassima, F.; Milosevic, B.; Farella, E.; Schonle, P.; Fateh, S.; Burger, T.; Huang, Q.; Benini, L. A Versatile Embedded Platform for EMG Acquisition and Gesture Recognition. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 2015, 9, 620–630. [[Google Scholar](#)] [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]

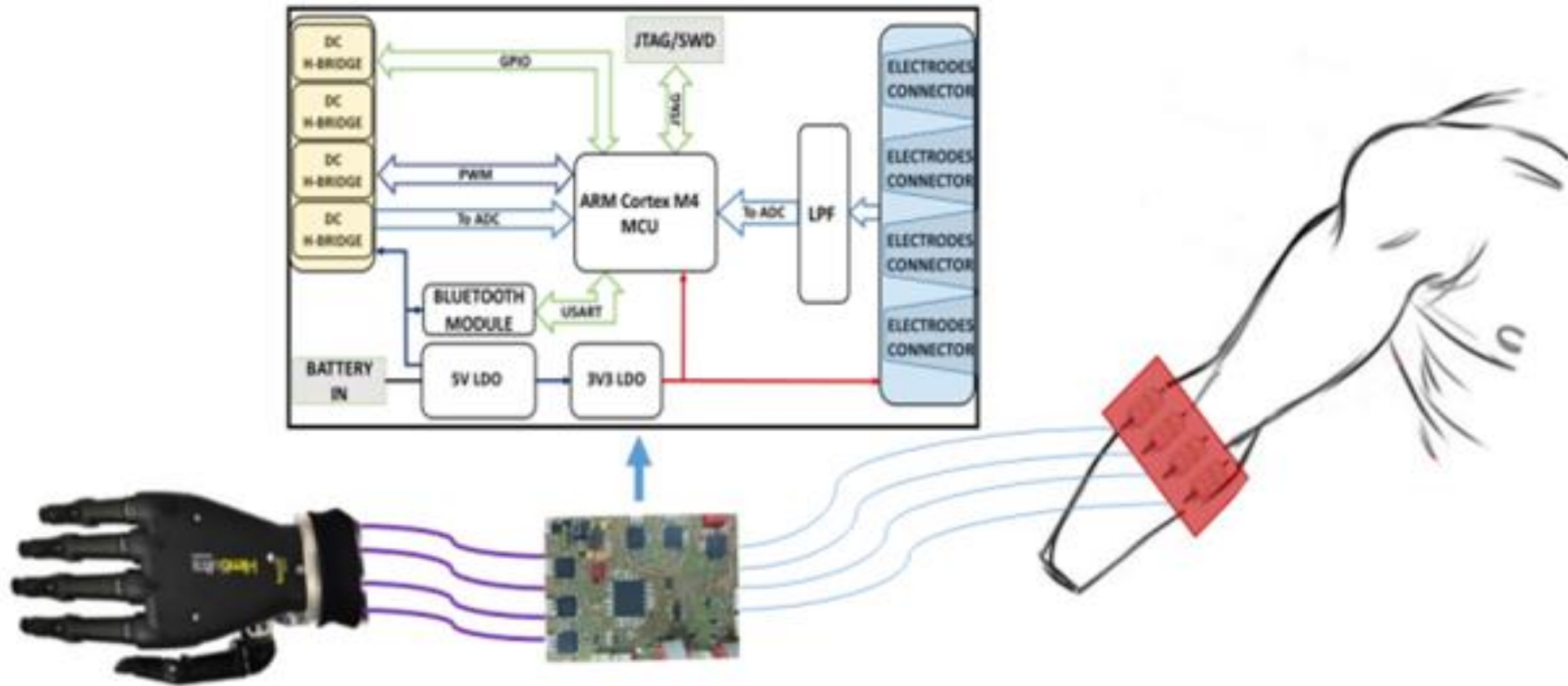
29. IEC-62304 International Standard on Medical device software Software life cycle processes. [електронний ресурс] http://www.iso.org/iso/catalogue_detail.htm?csnumber=38421 (дата звернення: 05.06.2022).

ДОДАТКИ

ДОДАТОК А
3D модель протезу передпліччя



ДОДАТОК Б
Архітектура протезу передпліччя



Рука протезу

Схема

ДОДАТОК В

Схема розташування датчиків для вимірювання електроміографічного сигналу

