

Міністерство освіти і науки України
Український державний університет залізничного транспорту
Факультет інформаційно-керуючих систем та технологій
Кафедра інформаційних технологій

До захисту допустити
Завідувач кафедри ІТ,
д.т.н., проф., Каргін А.О.



24 червня 2026 р.

ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА

до кваліфікаційної роботи
здобувача першого (бакалаврського) рівня вищої освіти

тема: Система моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного
протезу передпліччя

Студентка 4-го курсу
109-ТШП-Д22 групи
Галузь знань 12 - Інформаційні технології
Спеціальність 126 - Інформаційні системи та технології
Освітньо-професійна програма - Технології штучного інтелекту



Алексєєва Катерина Максимівна
(ПІБ)



Керівник Петренко Тетяна Григорівна
(ПІБ)
к.т.н., доцент, доцент кафедри «Інформаційні технології», УкрДУЗТ
(науковий ступінь, вчене звання, посада)

Рецензент Штомпель Микола Анатолійович
(ПІБ)
д.т.н., професор, професор кафедри «Транспортний зв'язок», УкрДУЗТ
(науковий ступінь, вчене звання, посада)

Національна шкала	відмінно
Кількість балів:	100
Оцінка (ECTS)	A

м. Харків – 2026 рік

Лист оцінок кваліфікаційної роботи здобувача Алексеевої К. М.

Перший (бакалаврський) рівень вищої освіти

(прізвище в родовому відмінку та ініціали)

Галузь знань 12 - Інформаційні технології

Спеціальність - 126 Інформаційні системи та технології

Освітньо-професійна програма - Технології штучного інтелекту)

<i>КРИТЕРІЇ ОЦІНКИ</i>	макс. оцінка	оцінка керівн.	оцінка комісії
ОЦІНКА ЕТАПУ ПІДГОТОВКИ РОБОТИ	8 б.	8 б.	8 б.
дотримання графіка консультацій з керівником кваліфікаційної роботи	2 б.	2 б.	2 б.
дотримання термінів підготовки звіту	2 б.	2 б.	2 б.
дотримання термінів практичної реалізації програм	2 б.	2 б.	2 б.
самостійність і ініціативність	2 б.	2 б.	2 б.
ОЦІНКА ЗА ЗВІТ - ВІДПОВІДНІСТЬ ВИМОГАМ ДО ЗВІТУ	62 б.:	62 б.:	62 б.:
(структура звіту - наявність обов'язкових розділів і підрозділів):	50 б.	50 б.	50 б.
ТИТУЛЬНИЙ ЛИСТ ПОЯСНЮВАЛЬНОЇ ЗАПИСКИ	1	1	1
ЛИСТ ОЦІНОК	1	1	1
ЛИСТ ЗАВДАННЯ	1	1	1
ДЕКЛАРАЦІЯ	1	1	1
РЕФЕРАТ (2 примірника - укр., англ.)	2	2	2
ЗМІСТ	1	1	1
ВСТУП	2	2	2
1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ	2	2	2
2 ОПИС ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ і ОГЛЯД ПІДХОДІВ ДО ВИРІШЕННЯ ЗАВДАННЯ	5	5	5
3 ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ <ТЕМА РОБОТИ>			
3.1 Концептуальна модель системи	4	4	4
3.2 Логічна модель системи. Моделювання в Mental Modeler	5	5	5
3.3 Логічна модель системи. Моделювання в MATLAB	6	6	6
3.4 Фізична модель системи	4	4	4
4 АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ ПРОТОТИП СИСТЕМИ			
4.1 Топологія та компоненти апаратної частини прототипу системи	3	3	3
4.2 Архітектура та компоненти програмної частини прототипу системи	3	3	3
4.3 Опис даних та бібліотек підтримки компонентів системи	3	3	3
ВИСНОВКИ	2	2	2
СПИСОК ПОСИЛАНЬ	2	2	2
ДОДАТКИ	2	2	2
обсяг роботи (не менше 50 і не більше 70)	3 б.	3 б.	3 б.
оформлення (тексту, малюнків, таблиць, формул, додатків, посилань)	9 б.	9 б.	9 б.
ОЦІНКА ЗА ДОПОВІДЬ:	15 б.	15 б.	15 б.
структура доповіді, оформлення слайдів	5 б.	5 б.	5 б.
знання матеріалу роботи і рівень відповіді на питання	5 б.	5 б.	5 б.
дотримання регламенту, активність	5 б.	5 б.	5 б.
ОЦІНКА ЗА ПРАКТИЧНУ РЕАЛІЗАЦІЮ	15 б.	15 б.	15 б.
апаратно-програмний прототип системи за темою здобувача	5 б.	5 б.	5 б.
відповідність практичної реалізації постановці завдання	5 б.	5 б.	5 б.
наочність процесу демонстрації (+відео)	5 б.	5 б.	5 б.
ПІДСУМКОВА ОЦІНКА (захист роботи 25.06.26 о 10.00, Zoom)	100 б.	100 б.	100 б.
 Кер. (П.І.Б. підпис)	(П.І.Б. підпис)		
(П.І.Б. підпис)	(П.І.Б. підпис)		
(П.І.Б. підпис)	(П.І.Б. підпис)		

Міністерство освіти і науки України
Український державний університет залізничного транспорту
Факультет інформаційно-керуючих систем та технологій
Кафедра інформаційних технологій

Затверджую
Завідувач кафедри ІТ,
д.т.н., проф., Каргін А.О.



18 травня 2026 р.

Завдання

На кваліфікаційну роботу студентки 4-го курсу, здобувача першого (бакалаврського) рівня вищої освіти	<u>Алексєєвої Катерини Максимівни</u> (прізвище ім'я по батькові в родовому відмінку)
Тема кваліфікаційної роботи	Система моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного протезу передпліччя
Постановка завдання в стислій формі	Виконати проектування апаратно-програмної системи, як фрагменту IoT, виконати аналіз предметної області, сформуванню концептуальну, логічну та фізичну моделі системи та за певними сценаріями виконати моделювання системи як нечіткої когнітивної карти та нечіткої логічної системи
Джерела, які рекомендує керівник кваліфікаційної роботи	Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses (https://www.nature.com/articles/sdata201453). Prosthesis hand (https://www.oymotion.com/en/page54)

Календарний план роботи

Дата отримання версії звіту керівником	Етап виконання роботи	Виконання (зазначає керівник)
21.05.2026	Уточнення моделей предметної області за темою роботи (UML діаграми, FCM модель). Формування першої версії звіту (включно 3.2)	виконано
28.05.2026	Моделювання системи як нечіткої системи в Fuzzy Logic Tools (MATLAB). Уточнення фізичної моделі системи. Формування другої версії звіту (включно 4.3)	виконано
4.06.2026	Тестування моделі в MATLAB. Опис архітектури системи. Формування повної версії звіту, презентації (+відео), доповіді.	виконано
11.06.2026	Формування остаточних версій звіту, презентації, доповіді та відправлення керівнику	виконано

Дата видачі завдання 18.05.24
Керівник (ПІБ) Петренко Тетяна Григорівна



Декларація щодо унікальності роботи
та невикористанні матеріалів інших авторів, включно асистентів AI, без посилань

ДЕКЛАРАЦІЯ

Усвідомлюючи свою відповідальність за надання неправдивої інформації стверджую, що подана пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи на тему «Система моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного протезу передпліччя» написана мною особисто.

Ця робота подається до захисту вперше та не передавалася іншим особам; не порушує авторських та суміжних прав що закріплені статтями 21-25 Закону України «Про авторське право та суміжні права»; дані та інформація які використані в роботі не отримані в недозволений спосіб.

Я усвідомлюю, що у разі порушення перелічених вимог моя робота може бути відхилена без права її захисту, або під час захисту робота буде оцінена як незадовільна.

Здобувач першого (бакалаврського) рівня вищої освіти,
студентка 4-го курсу
109-ТШІ-Д22 групи
Галузь знань 12 - Інформаційні технології
Спеціальність 126 - Інформаційні системи та технології
Освітньо-професійна програма - Технології штучного інтелекту

Алексєєва Катерина Максимівна
(ПІБ)

Дата _____ 23.06.26

Підпис _____ 

м. Харків – 2026 рік

РЕФЕРАТ

Алексеева К.М. Система моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного протезу передпліччя. - На правах рукопису.

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи здобувача першого (бакалаврського) рівня вищої освіти: 63 сторінки, 27 рисунків, 6 таблиць, 25 джерел, 3 додатка.

Об'єктом дослідження є системи моніторингу та аналізу сигналів поверхневої електроміографії та розпізнавання рухів, які людина, що використовує біонічний протез передпліччя, бажає виконати.

Метою роботи є проектування програмно-апаратної системи моніторингу даних від сенсорів sEMG та аналізу біопотенціалів м'язів передпліччя. Для виконання моделювання системи використані дані відкритої бази даних NinaPro DB1, в якій збережені дані м'язової активності від сенсорів Otto Bock 13E200 у вигляді середньоквадратичних значень активності за кожні 200 мс роботи сенсорів з інтервалом 10 мс. Аналіз впливу активності різних м'язів на визначення певного руху людини з 8 типових рухів в кваліфікаційній роботі виконано засобами нечіткої логіки.

Методами дослідження є аналіз даних м'язової активності та синтез нечіткої системи класифікації.

Сформовані концептуальна та фізична моделі системи у вигляді UML діаграм. Апаратний прототип системи включає ESP32, сенсори Otto Bock 13E200 та систему приводів для виконання механічних рухів. На основі аналізу даних з бази даних NinaPro DB1 та побудованої нечіткої когнітивної карти, сформовані нечіткі змінні та проведено моделювання у MATLAB за моделлю Mamdani, що дозволило уточнити функціонування системи класифікації рухів, що встановлена на ESP32.

БІОНІЧНИЙ ПРОТЕЗ, SEMG-СИГНАЛИ, КЛАСИФІКАЦІЯ РУХІВ, ДІАГРАМИ UML, ESP32, FCM, MENTAL MODELER, MATLAB

ABSTRACT

Kateryna Aleksieieva. Intelligent sEMG signal monitoring and motion detection system for bionic forearm prosthesis.- Manuscript rights.

Explanatory note to the qualification work of a candidate for the first (bachelor's) level of higher education: 63 pages, 27 figures, 6 tables, 25 sources, 3 appendices.

The object of the study is the system for monitoring and analyzing surface electromyography signals and recognizing movements that a person using a bionic forearm prosthesis wants to perform.

The purpose of the work is to design a software and hardware system for monitoring data from sEMG sensors and analyzing biopotentials of forearm muscles. To perform the system modeling, data from the NinaPro DB1 open database was used, which stores muscle activity data from Otto Bock 13E200 sensors in the form of root-mean-square activity values for every 200 ms of sensor operation with an interval of 10 ms. The analysis of the influence of the activity of different muscles on the determination of a certain human movement from 8 typical movements in the qualification work was performed using fuzzy logic.

The research methods are the analysis of muscle activity data and the synthesis of a fuzzy classification system.

Conceptual and physical models of the system in the form of UML diagrams were formed. The hardware prototype of the system includes ESP32, Otto Bock 13E200 sensors and a drive system for performing mechanical movements. Based on the analysis of data from the NinaPro DB1 database and the constructed fuzzy cognitive map, fuzzy variables were formed and modeling was carried out in MATLAB using the Mamdani model, which allowed to clarify the functioning of the movement classification system installed on ESP32.

BIONIC PROSTHESIS, SEMG-SIGNALS, MOTION RECOGNITION, UML DIAGRAMS, ESP32, WI-FI, FCM, MENTAL MODELER, MATLAB

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ	9
2 ОПИС ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ і ОГЛЯД ПІДХОДІВ ДО ВИРІШЕННЯ ЗАВДАННЯ	10
2.1 Опис предметної області	10
2.2 Огляд підходів до вирішення завдання	13
3 ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ SEMG-СИГНАЛІВ ТА ВИЗНАЧЕННЯ РУХІВ ДЛЯ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ	18
3.1 Концептуальна модель системи	18
3.2 Логічна модель системи. Моделювання в Mental Modeler	20
3.3 Логічна модель системи. Моделювання в MATLAB	25
3.4 Фізична модель системи	39
4 АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ ПРОТОТИП СИСТЕМИ	42
4.1 Топологія та компоненти апаратної частини прототипу системи	42
4.2 Архітектура та компоненти програмної частини прототипу системи	45
4.3 Опис даних та бібліотек підтримки компонентів системи	47
ВИСНОВКИ	51
СПИСОК ПОСИЛАНЬ	53
ДОДАТОК А ДІАГРАМИ UML	56
ДОДАТОК Б МОДЕЛЮВАННЯ В MENTAL MODELER	57
ДОДАТОК В МОДЕЛЮВАННЯ В MATLAB	59

ВСТУП

Інтенсивний розвиток інформаційних технологій, робототехніки та методів штучного інтелекту, впливає на створення систем у сфері медицини, зокрема біонічних протезів верхніх кінцівок. Зараз протези використовуються не лише як засіб механічної заміни втраченої кінцівки, а і як складні апаратно-програмні системи, що повинні забезпечувати максимально природне виконання рухів та комфортну взаємодію між людиною та протезом. Саме тому питання створення біонічних протезів є актуальним напрямком досліджень у сфері штучного інтелекту та інформаційних технологій.

Так, одним із найбільш перспективних підходів до керування біонічними протезами є використання поверхневої електроміографії. Якщо поєднати сигнали, отримані від поверхневої електроміографії та інформаційні технології, то можна створити адаптивні системи керування, що здатні розпізнавати різні типи рухів руки.

Для забезпечення стабільної роботи протезу необхідно враховувати не лише сигнали м'язів людини, а й фізіологічні фактори, які можуть впливати на точність керування системою. До таких факторів можна віднести: м'язову втому, тремор, рівень шуму сигналів, точність розташування сенсорів та інше.

Попри значний розвиток сучасних біонічних протезів, проблема стабільного та природнього керування залишається невирішеною повністю. Основною складністю є нестабільність сигналів поверхневої електроміографії, які можуть змінюватись в залежності від фізичного стану людини, тривалості навантаження та зовнішніх перешкод. У результаті навіть сучасні системи можуть втрачати точність під час розпізнавання рухів, що ускладнює їх повсякденне використання та потребує адаптації під конкретного користувача.

Актуальність даної роботи полягає у розробці розумної системи моніторингу та аналізу, яка забезпечує стабільність розпізнавання рухів за умов обмеженої кількості вхідних каналів поверхневої електроміографії.

1 ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

В межах роботи необхідно реалізувати рішення, яке здатне класифікувати наміри користувача на основі аналізу даних від сенсорів поверхневої електроміографії, причому, враховуючи обмеженість часу на дослідження, зосередитись на м'язах згинача та розгинача передпліччя.

Основою класифікатора є апарат нечіткої логіки, який забезпечує обробку попередньо відфільтрованих біосигналів із використання функцій належності та бази лінгвістичних правил.

Проектування передбачає розробку концептуальної моделі у вигляді UML-діаграми варіантів використання. Ця модель повинна охоплювати взаємодію трьох основних акторів: користувача, лікаря та техніка-протезиста.

Для обґрунтування структури системи необхідно побудувати нечітку когнітивну карту (Fuzzy Cognitive Map, FCM) у середовищі Mental Modeler, яка міститиме не менше 15 взаємопов'язаних компонентів. Дана модель повинна описувати складні впливи біофізичних показників (втома, тремор), технічних параметрів протезу (заряд акумулятора, температура приводів) та компонентів, що є вузлами прийняття рішень, на визначення певного руху людини

Етапи вирішення завдання:

- 1) Ознайомитись з предметною областю, зробити огляд джерел з описом існуючих систем та наявних баз даних за темою;
- 2) Визначити, розпізнавання яких рухів, система буде виконувати та розташування датчиків поверхневої електроміографії;
- 3) Виконати проектування системи за допомогою UML діаграм;
- 4) Побудувати FCM, визначити сценарії та промодельовати сценарії в Mental Modeler;
- 5) Виділити головні компоненти для визначення вхідних і вихідних змінних для нечіткого контролера за моделлю Mamdani;
- 6) Побудувати апаратно-програмний прототип системи.

2 ОПИС ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ І ОГЛЯД ПІДХОДІВ ДО ВИРІШЕННЯ ЗАВДАННЯ

2.1 Опис предметної області

Оформлення роботи виконано за вимогами [1,2]. В роботі використовуються наступні терміни:

- 1) Поверхнева електроміографія (Surface Electromyography, sEMG) - неінвазивний метод, який реєструє електричні сигнали, що генеруються м'язами під час скорочення [3]. При реєстрації сигналів формується певний шум. Шум відображає сукупність небажаних перешкод та завад, які накладаються на sEMG-сигнал при зчитуванні. Цей шум розглядається різними варіантами:
 - a) Апаратний шум - внутрішні електронні завади, що виникають у самих датчиках та лініях аналогового зв'язку під час передачі сигналу на АЦП мікроконтролера.
 - b) Контактний шум - перешкоди, що з'являються через послаблення або порушення контакту між шкірою пацієнта та електродами. Найчастіше викликані інтенсивним потовиділенням або зміщенням сенсорів під час активного руху.
 - c) Біофізичний шум - високочастотний шум, спровокований мимовільним тремтінням м'язів кукси пацієнта внаслідок їхнього тривалого фізичного виснаження чи втоми.
 - d) Зовнішній шум - електромагнітні завади навколишнього середовища (напр. побутові прилади), які спотворюють нестабільні амплітудні показники м'язів.
- 2) Поверхневий згинач пальців (flexor digitorum superficialis) – найбільший м'яз передньої частини передпліччя. Основна дія цього м'яза - згинання 2-5 пальців як у п'ястно-фалангових , так і в проксимальних міжфалангових суглобах [4].

- 3) Розгинач пальців (extensor digitorum muscle) – це довгий м'яз, розташований у задній частині передпліччя. Розгинач пальців проходить від латерального надвиростка плечової кістки до медіальних чотирьох фаланг кисті. Таким чином, він створює тягу для розгинання чотирьох медіальних пальців у п'ястно-фалангових та обох міжфалангових суглобах. Розгинач пальців також бере участь у розгинанні зап'ястя [5].

Інформацію про роботу м'язів людини було сформовано за консультацією лікаря протезиста.

Дані, що використовуються для моделювання системи нечіткої логіки взяті з відкритої бази даних NinaPRO DB1 [6].

Рука є складною функціональною системою, що забезпечує як грубі, так і точні рухи. Біомеханіка рухів руки - це розділ науки, що вивчає закономірності рухів у суглобах верхньої кінцівки, взаємодію м'язів, кісток та нервової системи.

Анатомічно рука людини складається з таких сегментів: плечовий пояс, що містить лопатку та ключицю, плече, передпліччя та кисть. У свою чергу кожен з цих сегментів містить суглоби, які відповідають за певні рухи людини та основні м'язи:

- 1) Плечовий суглоб відповідає за підняття руки вперед, відведення назад, підняття вбік, приведення, обертання (або ротація) та кругові рухи. З-поміж м'язів, для відтворення рухів відповідають: дельтоподібний м'яз, великий грудний та найширший м'яз спини.
- 2) Ліктьовий суглоб згинає та розгинає руку, задіяючи при цьому двоголовий м'яз плеча та триголовий м'яз плеча відповідно.
- 3) Променево-ліктьовий суглоб виконує поворот долоні вниз (або пронацію) та поворот долоні вгору (або супінацію). Допомагають у цьому два м'язи – круглий пронатор та супінатор.
- 4) Променево-зап'ястковий суглоб виконує згинання та розгинання, відведення та приведення руки.

Людині у побуті потрібно виконувати основні 4 рухи для виконання побутових дій: згинання, розгинання, піднімання та опускання. З точки зору біомеханіки рухів згинання руки відбувається у плечовому та ліктьовому суглобах. При розгинання руки активуються розгиначі, де є важливим стабілізація плечового поясу.

Піднімання руки ділиться на три фази, де перша фаза відповідає за підняття від 0 до 30 градусів. При такому піднятті працює дельтоподібний м'яз. Коли людина підіймає руку вище, тобто починаючи від 30 градусів та закінчуючи 90 градусами, то вона задіє дельтоподібний м'яз також, але він вже працює активніше. І, підіймаючи руку ще вище – на максимальний рівень від 90 градусів до 180 – приймає участь лопатка, виконуючи лопатково-плечовий ритм.

Опускання руки відбувається двома варіантами – пасивно та активно. Коли це відбувається пасивно, то потрібна сила тяжіння, яка змушує руку опуститись. Якщо ж це виконується активно – то приймають участь м'язи: найширший м'яз спини та великий грудний м'яз.

З медичної точки зору під час процесу реабілітації та навчання користування протезом у пацієнтів можуть виникати наступні проблеми:

- 1) Важко забезпечити повну відповідність протеза анатомо-функціональним особливостям пацієнта (рівень ампутації, стан м'язів, супутні патології);
- 2) Тривалий період навчання користуванню, формування нових рухових стереотипів;
- 3) Фантомний біль, контрактури, пролежні, подразнення шкіри кукси;
- 4) Навіть сучасні біонічні протези не повністю відтворюють природні рухи:
 - а) Миоелектричні протези потребують точного сигналу м'язів;
 - б) Проблеми з точністю, затримкою сигналу, навчанням користувача;
- 5) Висока ціна сучасних протезів, складність ремонту та налаштування;
- 6) Недостатня координація між лікарями, фізичними терапевтами, ерготерапевтами, ортезистами;
- 7) Обмежений доступ до сучасного протезування та реабілітації (особливо в певних регіонах);

- 8) Пацієнти можуть відчувати страх, неприйняття, зниження самооцінки;
- 9) Бар'єри у працевлаштуванні, соціальному середовищі;
- 10) Обмежена кількість спеціалістів із протезування та реабілітації;
- 11) Швидкий розвиток технологій (біонічні, нейрокеровані протези) потребує постійного навчання.

Опис проблем реабілітації сформовано за спостереженнями практикуючих лікарів в області реабілітації [7-10].

2.2 Огляд підходів до вирішення завдання

Створення біонічного протезу кисті, який намагається максимально точно відтворити природні рухи людської руки, розглянуто у статті [11]. Автори статті пропонують використовувати sEMG, за допомогою чого система отримує інформацію про рух раніше, ніж він буде виконаний. Після чого передає цю інформацію штучній нейронній мережі, яка вже передає керування протезу.

При побудові протезу розрізняються ступені свободи кожного суглоба та існуючі типи хватів. Користувач протезу має виконувати природні речі – наприклад, взяти крихкий предмет і не деформувати його.

Головною проблемою з якою стискаються більшість сучасних протезів є складність у створенні природного та стабільного керування людиною протезом. Люди по своїй природі різні і сигнали м'язів різних людей відрізняються між собою. Сигнали також змінюються в залежності від втоми або ж фізичного стану, та наскільки правильним було обрано розташування датчиків для зчитування sEMG. До того ж ці датчики можуть містити шуми, які програмно не проходять фільтрацію перед використанням, та і не завжди дозволяють точно визначити намір людини щодо руху. Цей ланцюг проблем впливає на те, що людина витрачає купу часу на те, щоб навчитись користуватись протезом, у той час коли протез зношується і втрачає свою точність.

Шлях до вирішення цієї проблеми авторами досліджень пролягає через використання нейронних мереж у системі керування, які навчаються розпізнавати шаблони рухів і поступово адаптуються під кожну людину індивідуально, забезпечуючи цим більш плавне керування.

Проте, скільки би уваги не було приділено машинному навчанню та можливостям використання штучного інтелекту у створенні систем керування протезами, все одно питання у розробці і використанні таких розумних протезів залишається невирішеним. Бо точність sEMG може знижуватись, через що розпізнати сигнали стає важче. Причиною такої поведінки може бути послаблений контакт між шкірою та електродами, через погано оброблену ділянку шкіри перед прикріпленням сенсорів або інтенсивне потовиділення людини, яке зміщує датчики. Тому найбільш вагомою проблемою яка існує, можна виділити зв'язок між протезом та людиною [11].

Якщо протез не має зворотнього зв'язку з людиною, то людина, не дивлячись в певний момент часу на руку, не зможе зрозуміти, який тип руху вона зараз виконує, тобто для використання такого протезу має бути підконтрольний процес очима, а сам протез залишається неприродним і незручним у керуванні [15]. Людина не відчуває протез, як біологічне продовження своєї руки, через що керування уповільнюється, зростає навантаження на мозок, бо треба завжди контролювати, а люди відмовляються від користування, бо легше без протезу, аніж так.

Тому пропонується створити систему прогнозування типу хвату використовуючи тактильні сенсори та нейронну мережу довгої короткочасної пам'яті (Long Short-Term Memory, LSTM) [12]. На пальці протеза вдягаються м'які тактильні сенсори, які виконують збір інформації про контакт із предметом. Потім ці дані обробляються штучною мережею, яка вже визначає, який саме тип хвату виконується. Використання рекурентної нейронної мережі у цьому випадку дозволяє аналізувати зміну сигналів сенсорів у часі та прогнозувати тип хвату ще під час виконання руху. Завдяки чому системі на відповідь потрібно менше ніж секунда [12].

Але автоматизація притуплює природний контроль у користувача. Тому дослідники намагаються досягнути балансу між швидкістю реакції, контролем користувача, автономною роботою системи та природністю взаємодії [12]. Також система керування протезом залежить від точності сенсорів, які також можуть хибити. Сама по собі нейронна мережа потребує великого об'єму даних для навчання і лабораторні умови – це не побут, через що відчуття людини і робота системи можуть відрізнятись.

У розглянутих джерелах система керування розглядається ніби сигнал завжди незмінний. Але людина це живий організм, і сигнали які тіло людини посилає, можуть з часом змінюватись. Одним із факторів змін є втома. Знаходячись у лабораторних умовах сигнали, які посилає система керування протезом, можуть бути стабільними та не змінюватись, але поза лабораторію у реальному житті людина постійно змінює своє навантаження. Вона втомлюється під час виконання довгих або повторюваних рухів. Через що сигнали sEMG стають нестабільними, а точність прогнозування руху різко падає.

Для вирішення цієї проблеми пропонується використання часових та частотних характеристик сигналів і нейронної мережі зворотнього поширення (Back-Propagation Neural Network, BPNN) [13]. Для оцінки м'язової втоми використовується значення зниження максимальної сили скорочення м'яза. Для оцінки точності моделі у прогнозуванні сили хвату використовується коефіцієнт детермінації [13]:

$$R^2 = 1 - \frac{\sum_{i=1}^N (y_i - \hat{y}_i)^2}{\sum_{i=1}^N (y_i - \bar{y}_i)^2},$$

де y_i - фактична сила стискання руки;

$\hat{y}_i$ - передбачувана сила стискання руки;

$\bar{y}_i$ - середнє значення фактичної сили стискання руки;

N – кількість даних тестування.

Результати дослідження показали, що врахування рівня м'язової втоми як додаткового вхідного параметра підвищило середнє значення коефіцієнта детермінації з 0,8656 до 0,9209, тобто приблизно на 6,38%. Це свідчить про те,

що явне врахування м'язової втоми дозволяє значно покращити точність оцінювання сили хвату за даними sEMG-сигналів [13].

Запропонований в [13] підхід є адаптивним, тому що враховує фізичний стан людини в реальному часі.

Аналіз джерел показує дві найголовніші проблеми – всі люди різні та не завжди вдається вдало передати інформацію від людини до протезу і навпаки.

Для навчання системи розпізнавання рухів необхідна велика кількість sEMG-сигналів, що отримуються під час виконання різних рухів та типів хвату. Проте збір таких даних відносно людей є складним процесом, оскільки потребує значного часу, спеціального обладнання та участі великої кількості людей. Тому в кваліфікаційній роботі пропонується використання бази даних NinaPro DB1 (Non Invasive Adaptive Prosthetics). База даних дозволяє побудувати модель визначення бажаного для виконання руху людини в реальному часі. NinaPro містить: сигнали м'язової активності, інформацію про положення кисті, дані про рухи пальців та різних вправ, що було запропоновано виконати людини. Для формування бази участь у тестуванні приймали 27 людей без ампутацій, що виконували 52 рухи [6, 14].

Для зчитування sEMG-сигналів були використані спеціалізовані сенсори Otto Bock MyoBock 13E200. Усього застосовано 10 сенсорів, які розміщуються навколо передпліччя та на основних м'язах-згиначах та розгиначах. Сенсори призначені для реєстрації електричної активності м'язів та мають вбудовану фільтрацію шумів, що дозволяє отримувати більш стабільні sEMG-сигнали [14].

Проведений аналіз огляду підходів до вирішення завдання дозволив сформулювати уявлення про основні проблеми, що виникають під час розробки сучасних біонічних протезів верхніх кінцівок. Навіть за високої точності розпізнавання рухів у лабораторних умовах стабільність роботи системи у повсякденному використанні залишається недостатньою через постійну зміну фізіологічного стану користувача.

Було встановлено, що м'язова втома, зміщення електродів, поява шуму у сигналах та відсутність тактильного зворотнього зв'язку суттєво впливають на

точність керування протезом та можуть спричиняти накопичення помилок від час виконання рухів.

Отримані результати підтверджують, що для забезпечення стабільного керування системою керування протезом потрібно враховувати біофізичні зміни людини та адаптуватися до них. База даних проведених експериментів дозволяє визначити граничні показники сигналів поверхневої електроміографії щодо визначення певного руху. Однак дослідження також показали, що для підвищення надійності роботи необхідно аналізувати взаємозв'язки між усіма чинниками, які впливають на якість керування.

Важливим результатом аналізу стану досліджень за темою роботи - є виявлення інформації щодо нечіткої природи таких концептів, як м'язова втома, шум сигналу, контакт електродів та точність розпізнавання рухів. Тому визначення бажаного для людини руху, який буде виконувати біонічного протез передпліччя, потребує створення моделі, яка враховувала б невизначеність важливих концептів предметної області. Для побудови нечіткої моделі керування протезом треба виконати аналіз взаємодії концептів, що впливають на визначення бажаного руху людини.

3 ПРОЄКТУВАННЯ СИСТЕМИ МОНІТОРИНГУ SEMG-СИГНАЛІВ ТА ВИЗНАЧЕННЯ РУХІВ ДЛЯ БІОНІЧНОГО ПРОТЕЗУ ПЕРЕДПЛІЧЧЯ

3.1 Концептуальна модель системи

Задля створення апаратно-програмної системи за темою роботи, необхідно визначити користувачів майбутньої системи (табл.3.1), рамки системи та важливі для користувачів варіанти використання системи (табл.3.2). UML діаграма варіантів використання дозволяє візуалізувати концептуальну модель системи. Діаграму варіантів використання системи наведено на рис.А.1.

Таблиця 3.1 – Актори системи

Ім'я актора системи	Пояснення призначення
Doctor	Лікар-реабітолог, який здійснює моніторинг показників функціонування протезу, аналізує дані поверхневої електроміографії, контролює процес реабілітації пацієнта та формує рекомендації щодо подальшого використання протезу.
Technik	Технічний спеціаліст, відповідальний за налаштування, програмування та обслуговування біонічного протеза, а також за коригування параметрів системи відповідно до рекомендацій лікаря.
Patient	Користувач біонічного протеза передпліччя, який взаємодіє із системою під час виконання рухів, отримує інформацію про стан протеза та бере участь у процесі реабілітації.

Таблиця 3.2 – Варіанти використання системи

Назва варіанта використання системи	Пояснення призначення
Doctor	
Monitoring	Моніторинг та аналіз біомедичних показників пацієнта у реальному часі.
Monitor sEMG signals	Реєстрація та візуалізація сигналів поверхневої електроміографії.
Monitor fatigue level	Відстеження та оцінка рівня втоми м'язів кукси пацієнта.
Monitoring muscle activity	Безперервний моніторинг загальної активності м'язових груп.
Signal time window	Налаштування часового вікна аналізу сигналів для оцінки зносу протеза.

Generate report	Автоматичне формування звіту за результатами моніторингу для подальшого аналізу.
Detect anomalies	Виявлення патологічних аномалій (наприклад, руйнування тканин чи клітин кукси).
Send report to user	Надсилання сформованого звіту пацієнту (запис до електронної медичної картки).
Save report	Збереження звіту про стан пацієнта та параметри сигналів у базі даних.
Detect critical anomalies	Оперативне виявлення критичних аномалій, що загрожують процесу реабілітації.
Sending a request	Формування та надсилання запиту техніку на корегування параметрів системи.
View user profile	Перегляд профілю пацієнта та медичних даних.
Review history	Перегляд історії збережених звітів для відстеження динаміки реабілітації.
Technik	
Update variable values	Дистанційне або локальне оновлення значень системних змінних протеза.
Treshold update	Корегування порогових значень чутливості за запитом лікаря.
Adjusting the prosthesis	Загальне калібрування, програмне та апаратне налаштування протеза.
Program adjusting	Програмне налаштування алгоритмів керування та обробки сигналів.
Noise filtering conditions	Задання умов, параметрів та коефіцієнтів фільтрації артефактів та шумів.
Fuzzy Logic controller	Налаштування та оптимізація параметрів контролера нечіткої логіки.
Hardware adjusting	Фізичне, апаратне, налаштування та калібрування елементів протеза.
Location of the sensors	Контроль просторового розміщення та фіксації датчиків на тілі пацієнта.
Maintenance	Проведення планового та позапланового технічного обслуговування протеза.
System burned out due to temperature	Діагностика, ремонт або заміна компонентів у разі термічного пошкодження.
Patient	
State of rest	Перехід системи в режим очікування/спокою за відсутності активності м'язів.
Noise level	Фільтрація фонових шумів та спотворень під час перебування м'язів у стані спокою.
State of activity	Активація робочого режиму протеза під час виконання рухових команд.
Heavy lifting	Робота системи в режимі підвищеного навантаження (підняття ваги).
Muscle fatigue	Адаптація алгоритмів обробки сигналів до умов прогресуючої втоми м'язів.
Muscle tremor	Компенсація та фільтрація міоклонічного тремору для уникнення хибних спрацювань.
Artificial amplification of signals	Автоматичне штучне посилення слабких сигналів у разі втоми м'язів.

Strong grip	Активація режиму максимального (сильного) зусилля стиснення хвату.
Household tasks	Робота системи в базовому (побутовому) режимі делікатних маніпуляцій.
Weak grip	Активація режиму помірного (слабкого) хвату для запобігання деформації об'єктів.
System components	Координація та взаємодія чутливих та виконавчих елементів системи.
Flexor muscle	Зчитування та обробка сигналів від м'яза-згинача.
Extensor muscle	Зчитування та обробка сигналів від м'яза-розгинача.
Servomotors	Керування серводвигунами для відпрацювання механічних рухів штучної кисті.
Grip strength	Динамічний контроль та регулювання сили стиснення пальців протеза.
Object maintenance	Стабілізація та утримання об'єкта у хваті без проковзування.
Prosthesis battery	Моніторинг поточного рівня заряду акумуляторної батареї протеза.
Electricity conservation	Перехід системи в режим енергозбереження з обмеженням швидкості/зусилля.
Informing about the condition of the prosthesis	Візуальне або тактильне сповіщення пацієнта про критичний рівень розряду.

3.2 Логічна модель системи. Моделювання в Mental Modeler

Взаємний вплив концептів предметної області, особливо вплив на компонент, який представляє мету системи – визначення руху, який людина намагається зробити протезом, в кваліфікаційній роботі виконано в середовищі Mental Modeler за допомогою FCM, яка включає 16 компонентів. Серед них виділяються 6 компонентів драйверів, які виступають основними чинниками впливу. Також FCM містить 8 звичайних компонентів та 2 отримувачі. Для опису взаємодії між усіма компонентами використовується 31 зв'язок. Це створює мережу з рівнем щільності 0.129 та показником складності 0.333. Показник щільності мережі свідчить про її розрідженість, що гарантує відсутність хаотичних перехресних впливів та забезпечує чітку, передбачувану роботу системи. У той час як, показник складності підтверджує правильність архітектури керування: протез ефективно обробляє велику кількість вхідних збурень (драйверів), зводячи їх до стабільних кінцевих реакцій (отримувачів).

Аналіз метрик FCM дозволяє оцінити стабільність та ефективність усієї структури. Центральність визначає найбільш вагомі вузли мережі, якими є стабільність та якість сигналу. Щільність відображає інтенсивність взаємозв'язків та показує, наскільки швидко зміни в одному параметрі впливають на інші. Приклад визначення метрик FCM наведено в [15].

В роботі моделюються два сценарії роботи системи. Перший сценарій описує нестабільне утримання об'єкта через неправильну силу хвату. Він демонструє, як виникнення тремору та втоми м'язів погіршують якість сигналів поверхневої електроміографії, що в подальшому призводить до втрати контролю над протезом. Другий сценарій присвячений покращенню комфорту через стабілізацію сигналу. Розглядається варіант підвищення точності розпізнавання рухів завдяки якісному зчитуванню даних, що робить керування більш природним.

Перший сценарій розглядає ситуацію, коли пацієнт фізично виснажений, але намагається надійно утримувати предмет.

Гіпотеза припускає, що за низької стабільності та погіршення якості сигналу, система продемонструє суттєве зниження точності розпізнавання намірів користувача. Очікуваний результат полягає у виявленні прямої залежності між зростанням шуму та ймовірністю деформації або падіння об'єкта через помилкову роботу серводвигунів.

Для моделювання було виставлено наступні показники: активність 0.54, стабільність та шум 0.43 та сила хвату 0.33. Конкретні результати моделювання продемонстрували суттєву різницю в реагуванні компонентів залежно від обраної математичної функції. За умови використання сигмоїдальної функції система показала вкрай низьку динаміку змін: рівень комфортності у користуванні, утримання об'єкту та точності розпізнавання руху зріс лише на 0.01, тоді як двоє компонентів: якість сигналу датчиків та деформація об'єкту зросли на 0.02. Такі результати не відображають ризиків, з якими можна зустрітись у побуті, оскільки сигмоїдальна функція стискає всі значення в діапазоні від 0 до 1, фактично ігноруючи негативний вплив. Це підтверджує, що

дана функція не є підходящою для моделювання сценаріїв, де є достатньо важливими виявлення руйнівних процесів у роботі біонічного протезу.

Натомість при використанні гіперболічного тангенса модель надала значно точнішу картину. Показник якості сигналів поверхневої електроміографії склав -0.51, що є найнижчим значенням серед усіх концептів. Внаслідок погіршення сигналу точність розпізнавання рухів знизилася до -0.25, а показник деформації склав -0.31, що вказує на високу ймовірність пошкодження предмету через неконтрольоване стискання. Навіть невелике зростання комфорту на 0.04 та утримання до 0.32 не здатне компенсувати загальну нестабільність системи.

Такий контраст у результаті виникає через можливість гіперболічного тангенса працювати з від'ємними значеннями, що дозволяє системі зафіксувати спад функцій. Це в реальному житті призводить до відмови користувачів від експлуатації протезу через його непередбачуваність.

Другий сценарій фокусується на покращенні комфорту використання протеза через стабілізацію сигналу. У цьому випадку моделюється ситуація, коли впровадження фільтрації та правильного розташування сенсорів дозволяють згладжувати негативні чинники. Гіпотеза базується на припущенні, що стабільність сигналу є основним чинником для визначення якості роботи всієї системи. Передбачається, що за умови забезпечення високої стабільності та якості сигналу поверхневої електроміографії система зможе згладити похибки від неправильного положення електродів та шумів. Головне очікування полягає в тому, що висока технічна стабільність автоматично трансформується у високу точність розпізнавання рухів та відчуття комфорту, оскільки система стає передбачуваною та не потребує постійного перенапруження м'язів від користувача.

Під час моделювання значення деяких компонентів були виставлені на максимально високому рівні. Так значення стабільності 0.96, показник якості сигналу 0.93, а правильність контакту електродів була виставлена на рівні 0.92. при цьому рівень шуму залишався мінімальним та складав 0.19. Результати моделювання при використанні сигмоїдальної функції показали позитивну, але

досить стриману динаміку. Точність розпізнавання рухів зросла до 0.14, а рівень утримання об'єкта підвищився на 0.11. Сам показник комфорту збільшився лише на 0.08, коли сила хвату зросла на 0.05, при зниженні ризику деформації на - 0.02. Такі показники свідчать про те, що за цієї функції активації система забезпечує мінімальний рівень працездатності, не розкриваючи повністю можливості алгоритмів стабілізації.

Але при випадку використання гіперболічного тангенса, показник точності розпізнавання рухів сягнув позначки 0.9, а рівень комфорту користувача піднявся до 0.88, що вказує на кардинальну зміну якості взаємодії з протезом. Здатність до надійного утримання об'єкта зросла до 0.62, а сила хвату склала 0.33. Найважливішим результатом стало суттєве падіння рівня деформації до - 0.43. Завдяки цьому можна зробити висновок, що система може безпечно працювати з предметами.

Використання гіперболічного тангенса довело, що стабілізація сигналу є ключовим фактором, який дозволяє пацієнту не витратити зайві розумові зусилля на контроль, роблячи керування протезом природним.

FCM наводиться на рис.Б.1. та представлення метрик наводяться на рис.Б.2.

Опис компонентів наводиться у табл.3.3.

Результати моделювання сценарію 1 наводяться на рис.Б.3. при використанні сигмоїдальної функції активації та на рис.Б.4. - при використанні гіперболічного тангенса.

Результати моделювання сценарію 2 наводяться на рис.Б.5 та рис.Б.6. відповідно.

Таблиця 3.3 – Компоненти FCM

Назва компоненту	Пояснення призначення
Satisfaction from use	Задоволення користувача від користування протезом. Шкала виміру – шкала зручності використання системи [0-100]

Muscle fatigue	Втома м'язів. Для шкали значень використовується шкала Борга для суб'єктивної оцінки інтенсивності фізичного навантаження [6-20], де 6 – стан спокою та 20 – максимальна втома
Battery level	Рівень заряду акумулятора вимірюється у відсотках від 0 до 100, де 0 – повністю розряджений, та 100 – повний заряд акумулятора.
Comfort from use	Комфорт від користування протезом. Для визначення шкали використовується візуально-аналогова шкала, яка є інструментом для суб'єктивної оцінки інтенсивності болю, що представляє собою 10-сантиметрову лінію, тому діапазон значень [0-10], де 0 – комфортне відчуття, 10 – дискомфорт
Grip strength	Сила хвату вимірюється у ньютонках від 0 до 100, де 100 це максимальне стискання тяжких предметів. Максимальна сила хвату пальцем коливається від 1 до 25 Ньютонів для особистої гігієни, 1–9 Н для транспортування та пересування, 1–41 Н для домашнього середовища та в приміщенні, 1–26,5 Н для садівництва та на вулиці, та 1–20 Н для офісу та на вулиці
Noise level	Шум при знятті даних з датчиків вимірюється у мікрровольтах, та відображає рівень перешкоди при зчитуванні sEMG-сигналу у діапазоні 0-100 мкВ.
Muscle tremor	Тремтіння м'язів, коли вони виснажені. Для шкали виміру використовується частотний діапазон фізичного тремору [4-14], де 0 -повна відсутність тремору, 6-14 функціональний тремор, 4.6-6.6 посилений фізіологічний тремор
Object deformation	Деформація об'єкту, якщо його сильно стиснути, або не втримати вимірюється міліметрами від 0 до 10 та показує глибину проникнення предмету пальцями.
Electrode contact	Контакт електродів для зняття сигналу. Якщо вони зміщені вбік, то точність сигналу падає та тягне за собою низку проблем. Шкала виміру це кілооми [0-500] для виявлення опору контакту, де чим менше тим краще.
Adaptation to wearing	Звикання користувача до життя з протезом. Під час реабілітації на звикання людини до користування протезом потребується 90 діб, тому шкалою виміру цього компонента є дні від 0 до 90.
Holding an object	Утримання предмета, коли він стиснутий. Шкала вимірюється секундами, скільки часу людина утримує в руці об'єкт від 0 до 120 с.
sEMG signal stability	Стабільність сигналу датчиків, протягом усього користування протезом. Для вимірювання стабільності сигналу пропонується використання коефіцієнту варіації для характеристики мінливості (розсіяння) та виражається у відсотках, де 0-10 це слабка мінливість, що добре; 11-25 середня мінливість та, якщо вона більше 26%, то значна мінливість
System response speed	Швидкість реакції між м'язами людини та протезом. Шкала визначається мілісекундами від 50 до 1000, де 50 – мінімально можлива затримка між зчитуванням сигналу і виконанням руху, а 1000 відповідно повна втрата контролю. Оптимальним є 200 мс.
Muscle activity	М'язова активність, яка залежить від стабільності сигналу, якості сигналу, контакту електродів. Використовується середньоквадратична амплітуда скорочення [0-2000] мікрровольт, де 0-20 стан спокою, 100-300 слабкий хват, 500-800 середнє навантаження і 1000-2000 максимальне зусилля.
Motion recognition accuracy	Точність розпізнавання рухів, для відслідковування того, чи правильно система зрозуміла наміри пацієнта. Вимірюється у відсотках 0-100.
sEMG quality	Якість зчитування сигналу поверхневої електроміографії. Для шкали цього компонента виконується співвідношення сигнал/шум та допомагає визначити наскільки сильно сигнал спотворений шумом від 0 до 30 дБ

Шкали було частково сформовано за консультацією лікаря-реабілітолога.

Наступним етапом проектування системи є створення нечіткої моделі, для якої пропонується з 16 компонентів FCM використовувати м'язову активність з 10 сенсорів (розглядаються як 10 вхідних каналів) та певний рух, який намагається виконати людина протезом (розглядаються як вихід системи та означає номер конкретного руху з бази даних).

3.3 Логічна модель системи. Моделювання в MATLAB

Для формування нечіткої моделі в MATLAB використані дані з бази даних NinaPRO DB1. Наприклад, для чоловіка 31 року, праворукого. Вага чоловіка 75 кілограм та зріст 170 см [6]. У базі наведено показники наступним чином: 10 каналів із сигналами датчиків поверхневої електроміографії та 52 рухи, що були розподілені на три блоки, в залежності від дій, що пропонуються для виконання. Більш детально з рухами можна ознайомитись на рис.3.1 [14]. Кожне повторення руху тривало 5 секунд та чергувалося з рухом відпочинку тривалістю 3 секунди. Загалом було виконано 10 повторень. Послідовність рухів не була випадковою, щоб стимулювати повторювані, майже несвідомі рухи.

Із 10 датчиків вісім закріплено навколо передпліччя, утворюючи браслет та два розташовані на *m. extensor digitorum* (поверхневий розгинач 2-5 пальців) та *m. flexor digitorum superficialis* (поверхневий згинач 2-5 пальців). Дані збирались з частотою 100 Гц та в базі даних представлені у вигляді RMS.

Середньоквадратичне значення RMS рахується за формулою:

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i^2},$$

де N – розмір вікна аналізу, 200мс;

x_i – значення сигналу в певний момент часу.



Рисунок 3.1 – Список вправ, для визначення руху [14]

Примітка.

Вправа А (світло-блакитний): 12 основних рухів пальцями;

Вправа В (червоний): 8 ізометричних та ізотонічних конфігурацій кисті та 9 основних рухів зап'ястя;

Вправа С (зелений): 23 хапальних та функціональних рухів (суб'єкту пред'являються повсякденні предмети для хапання, щоб імітувати дії повсякденного життя);

Вправа D (фіолетовий): 9 силових моделей; Положення спокою (білий)

Розташування датчиків наведено на рис.3.2 та м'язів наведено на рис.3.3.

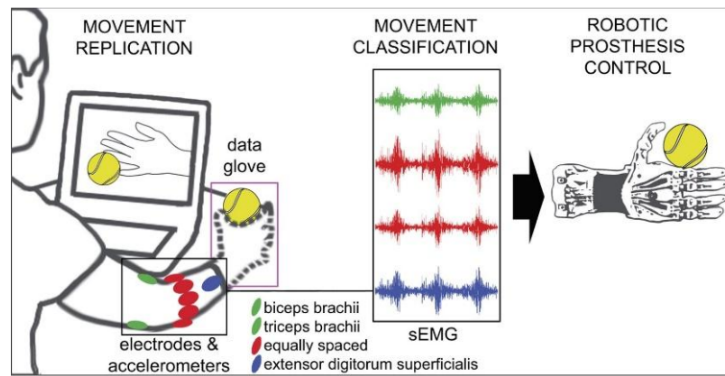


Рисунок 3.2. – Розташування датчиків [14]



Рисунок 3.3. – Розташування м'язів згинача [4] та розгинача [5] відповідно

Для демонстрації підходу формування нечіткої моделі визначення руху в кваліфікаційній роботі було накладено обмеження щодо визначення активності тільки м'язів згинача та розгинача, найвища активність яких може бути зафіксована 2 датчиками, але м'язи згинача та розгинача проявляють активність при виконанні різних рухів, що вносить зміни у визначенні можливих рухів. Обмеження дозволило знизити розмірність моделі, що пропонується. Але таке обмеження зроблено тільки для ілюстрації в рамках кваліфікаційної роботи та не впливає на можливу масштабованість нечіткої моделі.

Тому в роботі не розглядаються вправи усього блоку А через те, що в блоці А представлені окремі рухи пальцями, та рухи тільки великого пальця. У блоці В вправи з 9 по 16 - це рух кисті: поворот, згинання та ін., що виконують інші м'язи; вправи з 1 по 8 потребують окремої координації пальців, та великого також.

Але за рахунок згинання та розгинання з 2-го по 5-й пальців та за умови зафіксованої позиції великого пальця стає можливим використанням даних для деяких хватів із блоку С, а саме рухи 1-3, 5, 10, 16 та 20, та відпочинок. Тобто, розглядаються два типи хватів – силові та точні, де 1 (large diameter grasp) та 2 (power grip) це циліндричні силові хвати, 3 (fixed hook grasp) та 5 (medium wrap) – це плоский та хват «гачок», 10 (power sphere grasp) та 20 (power disk grasp) колові силові хвати, а 16 (quadpod grasp) – це точний хват [14].

Для визначення рухів було використана модель Mamdani. Дану модель, в першу чергу, було обрано через те, що вихід нечіткого виведення в моделі Mamdani це нечітка множина. Коли людина змінює рух, наприклад циліндричний хват змінює на гачковий, то сигнали, що надсилають м'язи не змінюються миттєво. Вони повільно переходять від одного до іншого. Тому пропонується визначення конкретного руху з деякою впевненістю.

Для термів нечіткої вихідної змінної пропонується трикутна форма, що дозволяє формувати чіткі числові індекси для подальшої класифікації рухів

Поверхнева електроміографія дає не завжди стабільний та чистий сигнал. Якщо у людини під час носіння протезу запітніла рука - амплітуда сигналу може впасти. І тут знову завдяки термам функцій належності, що перетинаються, система все одно активує потрібне правило, але, можливо, з меншою впевненістю.

Терми 10 вхідних нечітких змінних для формування нечіткої моделі запропоновано формувати на предметній осі середньоквадратичного значення RMS (дані від 10 каналів зчитуваних показників датчиків поверхневої електроміографії). Для визначення діапазону представлення кожної нечіткої змінної використовувався пошук мінімального та максимального значення RMS з бази даних. Для кожної змінної використовувалося 3 терми. Нижче, у табл.3.4. наведено діапазони та пояснення.

Для визначення функцій належності вхідних змінних використовувалися трапецієвидні функції. Коли рука людини знаходиться у стані спокою, тобто виконує 0 рух, то датчики все одно фіксують незначну амплітуду, викликаючи

коливання між 0 та 0.02 мкВ. Але потрібно, щоб система вбачала у цьому повний спокій. Для цього використовуються трапецієвидна функція належності, яка гарантує, що не зважаючи на коливання всередині шуму, значення сигналів завжди матимуть ступінь належності 1.

Те ж саме відноситься і до іншого крайового значення, коли датчики показують максимальне стискання. Людина може впевнено утримувати об'єкт та мати при цьому показник RMS у 2.5 мкВ, а може використовувати максимум своєї сили та мати показник 4.6 мкВ. Але при будь-якому випадку, вона впевнено утримує об'єкт.

Вихідна змінна, що визначає тип та номер руху для блоку С, містить 8 термів. Діапазон зміни цієї змінної охоплює 23 дискретні значення, що відповідає повній кількості рухів у блоці вправ С бази даних NinaPro DB1 (рис. 3.1). Для побудови функцій належності використано трикутну форму.

Загалом база правил, враховуючи 10 вхідних змінних і по 3 терми на кожен, має складатись з 59049 правил. Саме ця кількість може описати абсолютно всі можливі комбінації сигналів з 10 датчиків. Але вихідна змінна налаштована на класифікацію лише восьми рухів, тому складено по одному правилу на один рух. Правила були виділені безпосередньо з експериментальних даних NinaPro DB1 для моментів утримання об'єктів. Таке рішення дозволило мінімізувати обчислювальну складність алгоритму в режимі реального часу з дотриманням часового вікна обробки сигналів до 200 мс.

Формування правил визначалось наступним чином. Спочатку було видалено з бази даних (.csv формат), імпортованої в .xlsx формат, дані із блоку С - зайві стовпці та рядки, які відносяться до рухів, що обмежена версія системи не контролює. Також було видалено всі повторення рухів, хоча у базі даних NinaPro DB1 пацієнт повторює кожен рух 10 разів поспіль, враховуючи відпочинок. Використання лише перших повторень рухів замість фінальних дозволяє виключити з бази правил вплив прогресуючої м'язової втоми та міоклонічного тремору, які суттєво викривляють амплітудні показники RMS при тривалих циклічних навантаженнях. Отримана обмежена версія бази була проаналізована.

Сигнал sEMG всередині обраних 5 секунд ділиться на три фази. Перші рядки – це фаза активації. Це момент, коли людина тільки починає стискати руку. Сигнал у цей час нестабільний, амплітуда різко зростає від нуля до максимуму. Якщо взяти ці дані, система навчиться розпізнавати «динаміку старту», а не сам жест.

Останні рядки – це фаза розслаблення. Той відрізок часу, коли людина відпускає предмет. Сигнал стрімко згасає, з'являються завади від зміни контакту електродів зі шкірою.

Серединні рядки відповідають за період (приблизно між 2-ю та 4-ю секундами), коли м'язи вже адаптувалися, а рука впевнено й нерухомо утримує об'єкт. За висновками аналізу, середньоквадратичні значення м'язової активності, які представлено в серединних рядках є максимально чистими, стабільними та характерними для конкретного жесту.

Розглянемо базові правила бази правил:

- 1) ЯКЩО канал 1 спокій & канал 2 спокій & канал 3 спокій & канал 4 спокій & канал 5 спокій & канал 6 спокій & канал 7 спокій & канал 8 спокій & канал 9 спокій & канал 10 спокій ТО відпочинок. Дане правило описує базовий стан повної анатомо-фізіологічної релаксації всіх м'язових груп кукси передпліччя пацієнта, коли відсутні будь-які вольові рухові наміри.
- 2) ЯКЩО канал середній & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 спокій & канал 5 середній & канал 6 середній & канал 7 середній & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 спокій ТО номер руху 1. Циліндричний хват великого діаметра вимагає рівномірного помірного зусилля більшості м'язів-згиначів для охоплення об'єкта без замикання пальців у повний контур. Показники «середній» на основних каналах (включаючи провідний *m. flexor digitorum superficialis* на 9 каналі) відображають тонус синергістів. Повний «спокій» на каналах 4 та 10 (*m. extensor digitorum*) підтверджує, що антагоністи повністю розслаблені й не протидіють згинанню. Активація 6 каналу вказує на внутрішню стабілізацію долоні, необхідну для утримання широкої форми.

- 3) ЯКЩО канал 1 сильний & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 середній & канал 5 середній & канал 6 сильний & канал 7 сильний & канал 8 середній і канал 9 середній & канал 10 середній ТО номер руху 2. Силовий циліндричний хват малого діаметра передбачає максимальне вольове стискання предмета, при якому пальці повністю замикаються в кулак. Біологічно це супроводжується потужним спільним скороченням м'язів: канали 1 та 7 переходять у терм «сильний», фіксуючи зап'ясток та забезпечуючи максимальну силу притискання. На відміну від першого руху, тут канал 4 та провідний розгинач пальців (канал 10) переходять у стан «середній». Ця одночасна активність згиначів та розгиначів фізіологічно необхідна для жорсткої стабілізації суглобів кисті під дією великого силового навантаження.
- 4) ЯКЩО канал 1 сильний & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 середній & канал 5 середній & канал 6 середній & канал 7 сильний & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 середній ТО номер руху 3. Хват «гачок» анатомічно задіює виключно пальці з 2 по 5 у напівзігнутому фіксованому положенні, тоді як великий палець залишається пасивним або відведеним. Головним біомеханічним маркером у цьому правилі є перехід каналу 6 (відповідального за внутрішні м'язи долоні та великий палець) у стан «спокій» порівняно з силовим хватом С2 (циліндричний хват малого діаметра). Одночасна сильна активація каналів 1 та 7 забезпечує жорстке однакове утримання сухожилків згиначів, утворюючи міцний біомеханічний «замок» під дією вертикальної сили тяжіння предмета.
- 5) ЯКЩО канал 1 середній & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 спокій & канал 5 спокій & канал 6 середній & канал 7 середній & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 середній ТО номер руху 5. Охоплення об'єкта середнього діаметра є проміжним між великим хватом С1 (циліндричний хват великого діаметра) та точним позиціонуванням. Усі провідні канали згиначів (1, 2, 3, 7, 8, 9) перебувають у стані «середній», що вказує на збалансоване, але не надмірне напруження м'язових волокон.

На відміну від схем силового стискання, при цьому русі відсутні «сильні» домінанти, проте підключення каналу 10 (розгинач) у стан «середній» забезпечує витончений просторовий контроль траєкторії змикання кінчиків пальців довкола предмета.

- 6) ЯКЩО канал 1 середній & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 спокій & канал 5 середній & канал 6 спокій & канал 7 середній & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 спокій ТО номер руху 10. Коловий силовий хват сферичних предметів виконується за рахунок специфічного радіального (віялоподібного) розведення пальців перед контактом із поверхнею. Фізіологічно це досягається за рахунок повного розслаблення внутрішніх м'язів долоні (канал 6 переходить у «спокій») та активації загального розгинача пальців (канал 10 у стані «спокій») для розкриття кисті. Подальше утримання сфери виконується координованим симетричним напруженням «середнього» рівня по всьому колу передпліччя (канали 1, 2, 3, 7, 8, 9), що створює рівномірний розподіл тиску на поверхню кулі.
- 7) ЯКЩО канал 1 середній & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 середній & канал 5 середній & канал 6 середній & канал 7 середній & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 спокій ТО номер руху 16. Щипковий точний хват кардинально відрізняється від усіх попередніх силових рухів. Предмет утримується без контакту з долонею, тому більшість великих силових каналів згиначів (наприклад, канал 7) неповністю затихають та переходять у «середній». Головною особливістю цього руху є ізольоване виражене напруження каналу 3, який переходить у стан «середній», спільно з «середньою» активністю суміжних каналів 1, 2, 4, 8, 9. Це відображає тонічну роботу глибоких дистальних пучків згиначів, що фокусують зусилля виключно на нігтьових фалангах пальців.
- 8) ЯКЩО канал 1 середній & канал 2 середній & канал 3 середній & канал 4 спокій & канал 5 спокій & канал 6 середній & канал 7 середній & канал 8 середній & канал 9 середній & канал 10 спокій ТО номер руху 20.

Утримання плоских об'єктів великого діаметру поєднує в собі геометрію сферичного розведення пальців із силою фіксації їхніх кінчиків. Для протидії вислизанню, наприклад диска, система потребує потужного утримуючого моменту. Це обґрунтовує перехід каналу 7 у стан «середній» (активна робота променевого збирання кисті) на тлі помірної стабілізації розгинального контуру (канал 10 «спокій»). Робота «в розпір» по краях диска координується іншими каналами у стані «середній», формуючи жорстку плоску фіксацію.

Таблиця 3.4 – Вхідні та вихідні змінні нечіткої логічної системи

Назва нечіткої вхідної змінної або терму	Пояснення призначення
Chanel 1	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.151 1.166 1.633]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.216, 1.633, 4.665, 4.665]
Chanel 2	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0 0 0.01 0.08] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.062 0.151 1.166 1.631]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.215, 1.631, 4.6606, 4.6606]
Chanel 3	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють

	мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.151 1.166 1.633]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.215, 1.63, 4.658, 4.658]
Chanel 4	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0 0 0.01 0.09] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.065 0.151 1.155 1.617]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.205, 1.617, 4.6191, 4.6191]
Chanel 5	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0224] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.014 0.1524 0.263 0.3944]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [0.313, 0.3944, 0.8765, 0.8765]
Chanel 6	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0 0 0.01 0.02] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0 0.05 0.1897 0.2845]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [0.2397, 0.2845, 0.6323, 0.6323]
Chanel 7	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють

	мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.151 1.166 1.633]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.216, 1.632, 4.6631, 4.6631]
Chanel 8	
Rest	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.1524 1.144 1.602]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.194, 1.602, 4.5776, 4.5776]
Chanel 9	
Rest	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.151 1.166 1.633]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.215, 1.631, 4.6606, 4.6606]
Chanel 10	
Low	Повне розслаблення цільової групи м'язів. Людина не намагається виконати жодного руху, рука перебуває у стані спокою. Trapmf [0.0024, 0.0024, 0.0124 0.0824] датчики поверхневої електроміографії уловлюють мікроструми від биття серця, наведення електромережі та природний тонус шкіри.
Medium	Стандартне функціональне скорочення м'язів, у якому людина бере, утримує чи переносить більшість повсякденних предметів. Trapmf [0.0624 0.151 1.166 1.633]
High	Граничне вольове зусилля. Людина намагається міцно затиснути об'єкт, активуючи максимальний силовий потенціал кисті. Trapmf [1.207, 1.62, 4.6289, 4.6289]
Назва нечіткої вихідної змінної або терму	Пояснення призначення
Movement	

Rest	Відпочинок, коли м'язи знаходяться в стані спокою і людина не виконує жодного руху.
C1	Large diameter grasp. Взяття об'єкту, який має великий діаметр, а жоден з пальців не утворює замкнутого контуру. Наприклад утримання пляшки води, або тенісної ракетки.
C2	Power grip. Взяття об'єкту, який має маленький діаметр, а пальці в змозі зімкнутись. Використовується, наприклад, для утримання молотка.
C3	Fixed hook grasp. Пальці злегка зігнуті у всіх суглобах, причому великий палець або допомагає захопити предмет виконуючи захват гачком, або знаходиться в протилежному положенні з розведеним великим пальцем. У схемі захоплення гачком пальці з 2 по 5 (вказівний, середній, безіменний та мізинець) використовуються в положенні гачка. Пальці згинаються, ніби несуть ручку портфеля.
C5	Medium wrap. Взяття об'єкту середнього діаметру, коли два кінчики пальців можуть зімкнутись.
C10	Power sphere grasp. Утримання об'єкту, що має круглу форму, наприклад яблуко.
C15	Quadpod grasp. Утримання дуже маленького об'єкту, коли він стикається кінчиками усіх пальців, наприклад, каміння.
C20	Power disk grasp. Варіант утримання об'єкту, коли він має великий діаметр, але малу товщину.

Для більш детального пояснення вхідних змінних та їх термів пропонується огляд змінної Chanel 2, що відповідає другому каналу зчитуваних сигналів поверхневої електроміографії. Загальний фізичний діапазон зміни цієї змінної визначено межами від 0 до 4.6606 мкВ, що відображає амплітудний мінімум розслабленого стану та абсолютний пік електричної активності даного м'яза.

Перший терм low пояснює стан анатомо-фізіологічного спокою м'яза та має значення від 0 до 0.08 мкВ із жорстким плато насичення в інтервалі 0–0.01 мкВ. Експериментально підтверджено, що межа 0.08 мкВ відповідає загальному рівню фоновому шуму. Цей шум складається з трьох компонентів: природної активності розслаблених м'язів, власних шумів сенсора та електромагнітних завад від мережі (50 Гц), які фіксуються на поверхні шкіри. Щоб уникнути хибних спрацювань, система класифікує весь цей діапазон як стан повного спокою.

Звуження терму, наприклад, до 0.02 мкВ, призведе до того, що завада у 0.05 мкВ буде сприйматись як рух, викликаючи мимовільне сіпання серводвигунів протеза. Розширення терму, наприклад, до 0.3 мкВ, змусить систему ігнорувати слабкі вольові імпульси, повністю втрачаючи чутливість до делікатних рухів.

Наступний терм medium описує зону стандартного функціонального утримання предметів і має діапазон від 0.06 до 1.6312 мкВ із ядром функції належності між позначками 0.15 та 1.1652 мкВ. Статистичний аналіз показує, що для виконання повсякденних хватів людина генерує імпульс із середнім значенням RMS від 0.15 до 1.16 мкВ, що відповідає плато даного терму. Зсув нижньої межі вліво викличе накладання на зону шуму та заклинювання двигунів. Зсув верхньої межі вправо, наприклад, до 2.5 мкВ, змусить користувача прикладати надмірні зусилля для виконання найпростіших побутових рухів, викликаючи швидку втому м'язів кукси.

Третій терм high відповідає режиму максимального силового затискання, охоплюючи інтервал від 1.2152 до 4.6606 мкВ із виходом на стабільне плато від 1.6312 мкВ та до верхньої межі робочого діапазону вимірювання шкали. За напруги вище 1.63 мкВ у живих м'язах виникає фізіологічний тремор, через що сигнал sEMG починає хаотично пульсувати та різко падати. Трапецієподібне плато до самого кінця шкали (4.6606 мкВ) гарантує, що будь-який амплітудний скачок у цих межах сприймається контролером однаково, блокуючи аварійне розтискання штучної кисті під навантаженням. Опускання початку терму нижче 1.2 мкВ призведе до того, що звичайний рух розпізнаватиметься як максимальний силовий стиск, викликаючи постійне перевантаження двигунів та швидкий розряд акумулятора. Верхня межа 4.6606 мкВ є абсолютним анатомічним максимумом напруги, який пацієнт зміг згенерувати при граничному зусиллі.

Зовнішні межі шкал у кожній вхідної змінної нечіткої системи різні, оскільки вони відображають дійсні максимуми конкретних м'язових волокон пацієнта. Проте внутрішні пороги перемикавання термів та точки перетину функцій належності для основних м'язів-згиначів і розгиначів синхронізовані в

однакових часових та амплітудних зонах. Це необхідно для того, щоб логічні правила спрацьовували узгоджено, а система типу Mamdani правильно оцінювала стан усіх охоплених сенсорами м'язових груп, виключаючи похибки дефазифікації та хибну класифікацію жестів.

Малі діапазони 5 та 6 каналів (до 0.87 мкВ та 0.63 мкВ) порівняно з іншими каналами основних м'язів (до 4.66 мкВ) обумовлені двома причинами: анатомічним заляганням м'язів та їхньою біомеханічною роллю.

По-перше, м'язи-пронатори, над якими розташовані ці датчики, залягають значно глибше в анатомічних шарах передпліччя. Канал 6 зчитує сигнал з квадратного пронатора, який знаходиться під щільним шаром сухожилків згиначів безпосередньо біля кістки. Жива тканина, жировий прошарок та шкіра виступають у ролі природного діелектрика. Через це слабкий електричний потенціал м'яза сильно екранується та затухає ще до того, як досягне поверхні шкіри, де встановлено сенсор. Великі м'язи згиначів та розгиначів пальців розташовані поверхнево, тому їхній сигнал доходить до датчиків без суттєвих втрат.

По-друге, м'язи-пронатори мають функціональне призначення, що не стосується операцій згинання та розгинання. М'язи-пронатори відповідають за обертання передпліччя, поворот кисті долонею вниз, а не за стискання пальців чи утримання вантажу. Під час запису бази даних NinaPro DB1 пацієнт виконував статичні хвати, тримаючи руку в одному положенні. Оскільки реального обертання руки не відбувалося, м'язи-пронатори не здійснювали активної динамічної роботи. Фіксувався лише мінімальний супутній тонус, необхідний для координації та просторової стабілізації кисті.

Саме тому амплітуда sEMG на каналах 5 та 6 фізично не могла піднятися вище одиниці, що й зафіксували датчики, сформувавши такі вузькі межі для всіх трьох термів.

Таблиця 3.5. – Приклад фрагменту бази даних для руху – гачковий хват [6]

Сенсор	Номер стрічки в базі даних для гачкового хвату			
	162	163	164	165
emg_1	1,0742	1,0693	1,0547	1,0278
emg_2	0,4565	0,4736	0,4932	0,4956
emg_3	0,6836	0,6372	0,6616	0,7959
emg_4	0,1245	0,1245	0,1392	0,1514
emg_5	0,0562	0,0562	0,061	0,0635
emg_6	0,0854	0,0854	0,0879	0,083
emg_7	1,5771	1,7383	1,7725	1,6553
emg_8	1,0938	1,0815	1,0327	0,9521
emg_9	0,415	0,3687	0,3857	0,498
emg_10	0,1172	0,1221	0,1196	0,1123
Номер відповідної вправи	3	3	3	3

На рис.В.1 наведено Fis Editor.

На рис.В.2-11 наведено вхідні змінні та їх терми.

На рис.В.12 наведено вихідну змінну та її терми.

На рис.В.13 наведено повну базу правил у вікні створення.

На рис.В.14 наведено повну базу правил у вікні перегляду.

3.4 Фізична модель системи

Фізичну модель системи умовно можна поділити на дві частини: автономний вбудований вузол та станцію моніторингу та аналізу. Процес керування рухом протезу починається з вузла Sensors, де розміщені поверхневі електроміографічні датчики Otto Bock 13E200 для зчитування сигналів м'язів, наприклад, згиначів та розгиначів передпліччя. Ці датчики вловлюють електричний потенціал м'язів, попередньо фільтрують його від апаратного шуму та передають на мікроконтролер через аналоговий зв'язок.

Потім мікроконтролер ESP32 приймає аналоговий сигнал від датчиків через вбудований аналого-цифровим перетворювач (Analog-to-Digital Converter, ADC). У пам'яті ESP32 зберігається програма керування протезом, частиною

якої є визначення руху, який людина намагається виконати. ESP32 виконує керування протезом, використовуючи широко-імпульсну модуляцію (Pulse Width Modulation, PWM) керування Actuators, що забезпечують роботу серводвигунів Motors.

Живлення електроніки протезу виконується від елементу Battery. У цьому елементі знаходиться літій-іонний акумулятор та плата захисту, який стабілізує напругу, необхідну для чутливих сенсорів; захищає двигуни від перевантаження струмом під час силового хвату та запобігає глибокому розряду, що може спричинити втрату керованості системою.

Взаємодія між мікроконтролером протезу та персональним комп'ютером розгорнута через два комунікаційні канали: Бездротовий протокол Bluetooth використовується під час активної роботи системи для передачі поточних показників датчиків у реальному часі. У вузлі Desktop ці дані приймаються та зберігаються у вигляді артефакту log.txt для подальшого аналізу.

Фізичний інтерфейс USB використовується для сервісного обслуговування. Через цей канал ESP32 підключається до ПК, де в середовищі MATLAB технік налаштовує параметри системи untitled.fis. Потім оновлена програма у вигляді артефакту untitled.cpp завантажується в мікроконтролер через Arduino IDE.

Таблиця 3.6 – Компоненти апаратного забезпечення

Назва компоненту	Пояснення призначення
<<device>> Bionic Prosthesis	Компонент, що об'єднує всі апаратні елементи біонічного протезу передпліччя.
<<device>> Sensors	Елемент біонічного протезу передпліччя, призначений для зчитування керуючих сигналів з тіла користувача, передає аналоговий сигнал на мікроконтролер.
<<artifact>> Otto Bock 13E200 ×2	Поверхневі електроміографічні датчики, які зчитують активність м'язів для формування команд керування протезом. Є частиною елементу Sensors
<<device>> Actuators	Елемент біонічного протезу передпліччя, який відповідає за перетворення електричних сигналів керування на фізичний рух елементів протеза.

<<artifact>> Motors	Серводвигуни, які рухають пальцями протеза на основі PWM-сигналів від мікроконтролера. Є частиною елементу Actuators.
<<device>> Battery	Елемент біонічного протезу передпліччя - блок автономного живлення протеза, що забезпечує електроенергією ESP32, сенсори та двигуни.
<<artifact>> Battery control	Плата керування живленням, яка відповідає за моніторинг, безпечне заряджання та розподіл електроенергії. Є частиною елементу Battery.
<<artifact>> Accumulator	Акумуляторна батарея, яка накопичує та зберігає електричну енергію. Є частиною елементу Battery.
<<device>> ESP32	Керуючий елемент протезу. Обробляє аналогові сигнали з сенсорів, виконує завантажені алгоритми та генерує PWM-сигнали для керування двигунами.
<<device>> Desktop	Компонент - персональний комп'ютер, до якого підключається тимчасово ESP32 протезу через USB для встановлення C++ програми або для подальшого налаштування, моделювання та збору лог-файлів роботи системи.

Діаграма розгортання наведена на рис.А.2.

4 АПАРАТНО-ПРОГРАМНИЙ ПРОТОТИП СИСТЕМИ

4.1 Топологія та компоненти апаратної частини прототипу системи

Для вбудованої частини системи використовується монолітна архітектура програмного забезпечення. Монолітна архітектура – це тип, при якому всі компоненти системи об'єднані в один програмний модуль. Така архітектура дозволяє забезпечити швидку взаємодію між усіма компонентами системи без необхідності організації складного мережевого обміну між окремими сервісами.

Відповідно рис.4.1, робота системи починається з активації м'язів кукси передпліччя, а саме згинача пальців (*m. Flexor digitorum superficialis*) та розгинача пальців (*m. Extensor digitorum*). Коли людина має намір здійснити рух, її головний мозок відправляє нервові імпульси, які викликають скорочення м'язових волокон. Цей фізіологічний процес генерує слабкі електричні потенціали на поверхні шкіри кукси.

Для зчитування цих електричних потенціалів використовуються датчики Otto Bock 13E200 (далі розглядається на прикладі двох сенсорів). Сенсори кріпляться на внутрішній гільзі протеза передпліччя, а їх контактні електроди повинні щільно прилягати до поверхні шкіри, поздовжня вісь датчика має бути орієнтована вздовж напрямку м'язових волокон. У середині сенсора виконується апаратна фільтрація, випрямлення та інтегрування сигналу. У результаті на виході формується згладжений аналоговий сигнал у вигляді постійної напруги, величина якої пропорційна силі скорочення м'язів. Робочий частотний діапазон датчика становить від 90 до 450 Гц, сигнали вище та нижче відсікаються вбудованими фільтрами. Це дозволяє зменшити вплив низькочастотних перешкод, зокрема мережевого шуму 50 Гц, а також високочастотних електромагнітних завад [16].

Відповідно до офіційної технічної специфікації, мікроконтролер оснащено двома аналого-цифровими перетворювачами: ADC1 (8 каналів) та ADC2 (10 каналів). Однак архітектура чипа накладає апаратні обмеження на їх

використання: під час активації радіомодуля для забезпечення телеметрії (Bluetooth), блок ADC2 апаратно деактивується для аналогового зчитування, оскільки його ресурси монополізуються RHY-рівнем бездротового зв'язку.

Це залишає доступними лише 8 фізичних аналогових входів (ADC1), що унеможлиблює пряме підключення 10 сенсорів, передбачених базою даних NinaPro DB1. Для вирішення цієї проблеми розглядаються два підходи.

Апаратне масштабування (мультиплексування), яке передбачає використання зовнішнього аналогового мультиплексора (наприклад, CD74HC4067). Ця мікросхема дозволяє апаратно об'єднати сигнали з усіх 10 сенсорів та передавати їх на один доступний вхід ADC1. Мікроконтролер програмно керує адресними пінами мультиплексора, здійснюючи високошвидкісне циклічне опитування всіх вимірювальних каналів із частотою, достатньою для задоволення вимог системи реального часу (вікно 200 мс).

Програмно-алгоритмічна оптимізація, де замість фізичного розширення портів, застосовується мінімізація апаратного забезпечення. Використовується лише обмежена кількість сенсорів (наприклад, 2-4 канали), підключених до доступних входів ADC1. Недостатність просторової інформації компенсується програмним шляхом за рахунок вилучення додаткових часових та частотних ознак з наявних сигналів.

З огляду на ці апаратні обмеження, у поточному фізичному прототипі задіяно лише два датчики, які розміщуються на головних м'язах-антагоністах. Цього базового набору достатньо для алгоритмів розпізнавання основних рухів без ускладнення схеми додатковими підходами.

Після чого очищений аналоговий сигнал передається по фізичних лініях зв'язку sEMG сигналів на вхідні контакти мікроконтролера ESP32. Приймання сигналу виконується апаратним ADC. Згідно з технічною документацією ESP32, для цього використовуються контакти SENSOR_VP (GPIO36) та SENSOR_VN (GPIO39), які належать до низькошумового домену живлення VDD3P3_RTC. Вбудований 12-бітний SAR ADC перетворює аналогову напругу на цифрові значення у діапазоні від 0 до 4095.

Після ADC цифрові дані передаються на обробку процесорному ядру Xtensa LX6, яке реалізує програмний етап Digital Filter. На цьому етапі виконується додаткова цифрова фільтрація сигналу для зменшення впливу шумів, спричинених тремором, нестабільністю контакту електродів та електромагнітними перешкодами (цей етап в даній роботі не розглядається). Очищений сигнал надходить до етапу Feature Extraction, де в межах часових вікон обчислюється характеристика сигналу - SRM, що використовується як числове представлення поточної м'язової активності.

Далі SRMs сенсорів передаються до програми нечіткої класифікації. На основі значень активності м'язів згинача та розгинача (на прикладі двох сенсорів), система визначає необхідний рух та розраховує вихідне керуюче значення. Результат нечіткого виведення після дефазифікації передається до апаратного PWM мікроконтролера ESP32 і далі до виконавчих механізмів протеза – серводвигунів. Серводвигуни виконують фізичний рух пальців протеза, забезпечуючи хват, утримання або інші рухи кисті [17].

З огляду на апаратні обмеження об'єму внутрішньої оперативної пам'яті мікроконтролера ESP32 (520 КБ SRAM), заявлені в офіційній специфікації виробника, системні дані - такі як рівень заряду акумулятора, коди критичних помилок, масиви обчислених значень RMS та показники точності класифікації жестів - не зберігаються локально. Для уникнення переповнення пам'яті та критичного збою алгоритмів керування реалізовано механізм бездротової телеметрії. Замість пасивного внутрішнього накопичення, усі діагностичні дані в режимі реального часу передаються через вбудований апаратний модуль Bluetooth на зовнішній пристрій (персональний комп'ютер), де вони безпечно формуються у вигляді лог-файлу для подальшого аналізу.

Для первинного налаштування, конфігурації, калібрування сенсорів та встановлення параметрів нечіткої логіки мікроконтролер тимчасово підключається через фізичний інтерфейс USB-UART до персонального комп'ютера з середовищем MATLAB та Arduino IDE.

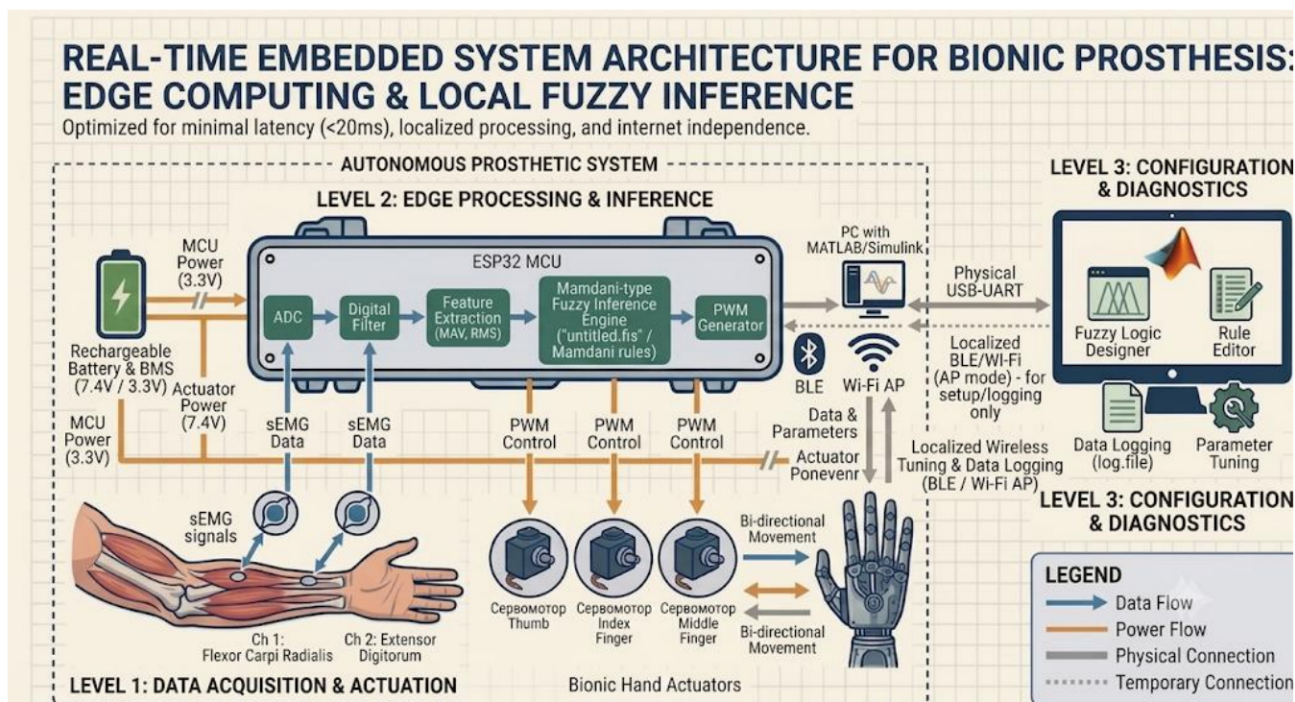


Рисунок 4.1 – Архітектура системи [18]

4.2 Архітектура та компоненти програмної частини прототипу системи

Відповідно до існуючих типів архітектури програмного забезпечення, вирізняють 10 типів, а саме: багатошарова, клієнт-серверна, керована подіями, мікроядро та мікросервіс, космічна, головний-підлеглий, каналний фільтр, брокер та peer-to-peer.

Проте, не всі типи є придатними для реалізації системи щодо визначення рухів протезу, коли це треба робити протягом часового вікна. Клієнт-серверна та мікросервісна архітектури відхиляються через залежність від мережевої взаємодії та стеків протоколів.

Подієво-орієнтована архітектура також не є оптимальною, оскільки сигнал поверхневої електроміографії характеризується не дискретними подіями, а безперервним потоком даних, що потребує синхронної обробки з мінімальною затримкою. Використання такої архітектури у випадку системи для визначення рухів протезу ускладнює контроль часових інтервалів та передбачуваність обчислень.

Багатошарова архітектура містить накладні витрати на абстракцію та багаторазове копіювання даних між шарами, що збільшує затримки. Кожен додатковий рівень обробки прямо впливає на час реакції виконавчого контуру.

З урахуванням обмежень обчислювальних ресурсів ESP32, а також обробка біосигналів у реальному часі, програмне забезпечення прототипу обрано на основі односторонньої мережі потоку даних (Pipe-Filter Architecture Pattern). Даний підхід передбачає організацію обробки даних як безперервного потоку, у якому кожен модуль виконує строго визначену функцію та передає результат наступному етапу через оперативну пам'ять.

Архітектура системи складається з таких послідовних компонентів:

- 1) Компонент зчитування ADC виконує опитування входів, отримуючи сигнали з датчиків та формуючи масиви дискретних значень.
- 2) Компонент цифрової фільтрації реалізує програмну фільтрацію сигналів з метою усунення високочастотних завад та шумів.
- 3) Компонент вилучення ознак виконує обробку сигналу у часовому вікні та обчислює характерні параметри сигналу, формуючи вихідні значення з плаваючою точкою.
- 4) Нечіткий логічний контролер реалізує систему нечіткого виводу Mamdani на основі конфігураційного файлу, перетворюючи вхідні ознаки у керуючий сигнал.
- 5) PWM-драйвер формує керуючі імпульси шляхом запису значень у регістри апаратного таймера, забезпечуючи позиціонування серводвигунів виконавчого механізму.

Для забезпечення діагностики та налаштування системи без впливу на основний обчислювальний процес реалізовано три незалежні канали моніторингу:

- 1) Фоновий запис налаштувань здійснюється модулем збереження, який фіксує лише статичні параметри роботи системи (наприклад, конфігурацію нечіткої логіки) в енергонезалежній пам'яті.

- 2) Сервісне обслуговування реалізується через інтерфейс USB-UART. У цьому режимі система не експортує лог-дані, а дозволяє виконувати калібрування сенсорів та пряму корекцію параметрів нечіткої логіки з ПК.
- 3) Бездротова телеметрія (Bluetooth) - забезпечує передачу динамічних показників (обчислених значень RMS, номерів розпізнаних рухів, рівня заряду акумулятора) у режимі реального часу на ПК. Використання стеку протоколів BLE (Bluetooth Low Energy) дозволяє системі безперервно експортувати потокові дані для формування лог-файлів на боці комп'ютера без фізичного підключення кабелем. Це запобігає переповненню оперативної пам'яті мікроконтролера та надає лікарю можливість відстежувати м'язову активність пацієнта безпосередньо під час повсякденної експлуатації протеза.

4.3 Опис даних та бібліотек підтримки компонентів системи

У роботі використовується наступні бібліотеки. Бібліотека «HardwareSerial.h» використовується для організації послідовного обміну даними між мікроконтролером ESP32 та зовнішніми пристроями через інтерфейс UART. Забезпечує сервісний моніторинг та передачу діагностичної інформації до персонального комп'ютера. Бібліотека також застосовується для передачі логів у середовище MATLAB з метою аналізу параметрів м'язової активності.

Бібліотека «driver/adc.h» із середовища ESP-IDF забезпечує доступ до апаратного аналого-цифрового перетворювача (ADC) мікроконтролера ESP32. Ця бібліотека зчитує біоелектричні сигнали sEMG із датчиків Otto Bock, підключених до входів GPIO36 та GPIO39. Можливості бібліотеки дозволяють налаштовувати розрядність перетворення, коефіцієнт затухання та режими безперервного опитування каналів. Це допомагає отримати потік цифрових відліків із мінімальними затримками [19].

Для керування модулем MCPWM (Motor Control PWM), що відповідає за високочастотне формування широко-імпульсних сигналів використовується

бібліотека «driver/mcpwm.h». За рахунок цієї бібліотеки виконується генерація PWM-сигналів для керування серводвигунами біонічного протеза. Апаратно PWM дозволяє формувати стабільні імпульси без значного навантаження на процесорні ядра Xtensa LX6. Бібліотека підтримує гнучке налаштування частоти, тривалості імпульсу та режимів синхронізації для позиціонування виконавчих механізмів протеза [20].

Математичні обчислення у програмній частині системи виконуються через бібліотеку «math.h», що містить набір стандартних функцій для роботи з числами з плаваючою комою, зокрема обчислення квадратного кореня, степеневих функцій, тригонометричних операцій та модулів чисел. В роботі бібліотека застосовується під час обробки сигналів sEMG для розрахунку статистичних ознак, таких як RMS.

Бібліотека «string.h» забезпечує роботу з символьними масивами та текстовими даними. Вона містить функції копіювання, порівняння, конкатенації та пошуку рядків у текстових масивах даних. Крім того, дана бібліотека відповідає за формування службових повідомлень, обробки конфігураційних параметрів та організації передачі текстових даних через UART, при мінімальному використанні оперативної пам'яті.

Для запису та зчитування параметрів нечіткого контролера, коефіцієнтів калібрування та службових налаштувань, які повинні зберігатися після вимкнення живлення використовується бібліотека «EEPROM». Такий підхід дозволяє уникнути повторного налаштування системи після перезапуску пристрою та забезпечує постійної роботи біонічного протеза в автономному режимі.

Бібліотека «esp_spiffs.h» реалізує роботу файлової системи SPIFFS (SPI Flash File System), призначеної для зберігання файлів у Flash-пам'яті мікроконтролера. Ця бібліотека потрібна виключно для збереження конфігураційних файлів нечіткої логіки та статичних налаштувань системи. Таке застосування SPIFFS дозволяє організувати файлову структуру для енергонезалежних параметрів без використання зовнішніх носіїв пам'яті [21].

Бібліотека «FreeRTOS.h» є основним компонентом операційної системи реального часу FreeRTOS, інтегрованої в середовище ESP-IDF для ESP32. Вона забезпечує механізми багатозадачності, синхронізації потоків виконання та керування системними ресурсами. FreeRTOS використовується для організації паралельного виконання задач зчитування сигналів, цифрової обробки, керування серводвигунами та сервісного моніторингу. Використання операційної системи реального часу дозволяє забезпечити стабільну та передбачувану роботу програмного забезпечення при дотриманні жорстких часових обмежень [22].

Даними виступають змінні із зчитуваними сигналами поверхневої електроміографії типу числа з плаваючою точкою float із розрядністю 32 біти (4 байти) на кожне значення. Оскільки система обробляє дані з 10 фізичних датчиків, хоча під час розпізнавання рухів основна увага приділяється сигналам двох головних м'язів-антагоністів, вони об'єднуються в одновимірний масив float emg_signals [10], загальна вага якого в оперативній пам'яті становить 40 байтів (320 бітів). Також використовується змінна із номерами рухів цілочисельного типу int, що в архітектурі мікроконтролера ESP32 має розрядність 32 біти (4 байти). Вона представлена у вигляді скалярної змінної int predicted_movement вагою 4 байти, яка приймає значення від 0 до 23 для кодування визначеного нечітким контролером типу хвату.

Для реалізації конвеєра Pipe-Filter вхідні дані накопичуються у двовимірному масиві кільцевого буфера float emg_buffer[10][20], де розмірність 20 відліків відповідає частоті дискретизації ADC 100 Гц. Загальна вага цього буфера в пам'яті становить 800 байтів. Такий об'єм є безпечним для ресурсів мікроконтролера та гарантує відсутність переповнення пам'яті під час роботи операційної системи FreeRTOS. Після дефазифікації за моделлю Mamdani, скалярна змінна predicted_movement передається до апаратного модуля driver/mc_pwm.h. Вона слугує індексом (зміщенням вагою 4 байти) для вибору константних кутів позиціонування серводвигунів із масиву керуючих структур, що забезпечує миттєву зміну положення елементів біонічного протеза.

Опис даних сформовано за допомогою асистента штучного інтелекту Gemini, перевірено та виправлено автором роботи [18].

ВИСНОВКИ

У кваліфікаційній роботі було виконано проектування системи моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного протезу передпліччя. Основною метою роботи стало створення апаратно-програмної системи, здатної аналізувати сигнали поверхневої електроміографії та визначати рухи користувача із використанням методів нечіткої логіки.

У процесі виконання роботи було проведено аналіз предметної області, розглянуто сучасні підходи до створення біонічних протезів та визначено основні фактори, що впливають на точність розпізнавання рухів. На основі проведеного аналізу сформовано концептуальну модель системи у вигляді UML-діаграм, а також побудовано нечітку когнітивну карту для моделювання взаємозв'язків між фізіологічними та технічними параметрами системи.

У середовищі Mental Modeler виконано моделювання сценаріїв роботи системи та проведено аналіз впливу шуму, втоми м'язів, стабільності сигналу та контакту електродів на точність розпізнавання рухів. Отримані результати показали, що використання гіперболічного тангенса дозволяє більш точно відображати погіршення роботи системи та оцінювати ризики втрати контролю над протезом.

У MATLAB було сформовано модель нечіткого контролера за моделлю Mamdani на основі бази даних NinaPro DB1. Для роботи системи використано 10 каналів sEMG-сигналів та визначено набір рухів, які можуть бути реалізовані за умови використання двох основних м'язів передпліччя.

Також у роботі сформовано фізичну модель апаратно-програмного прототипу системи, що включає мікроконтролер ESP32, датчики Otto Bock 13E200 та систему серводвигунів для виконання рухів протеза.

Під час виконання роботи основною складністю стало врахування нестабільності сигналів поверхневої електроміографії та обмеження кількості доступних каналів зчитування. Частина результатів моделювання має обмежений характер через відсутність практичного тестування системи на

реальному користувачі та використання готової бази даних замість власного збору sEMG-сигналів. Також подальшого уточнення потребують параметри нечіткого контролера та алгоритми адаптації системи до змін фізіологічного стану користувача.

За допомогою асистентів штучного інтелекту було сформовано окремі фрагменти текстового опису предметної області та опис даних у 4.3. Отриманий матеріал було проаналізовано, перевірено.

Подальше покращення системи може бути пов'язане зі збільшенням кількості каналів sEMG-зчитування, використанням адаптивних алгоритмів машинного навчання, впровадженням тактильного зворотного зв'язку та проведенням практичних експериментів за участю користувачів біонічних протезів. Також перспективним напрямком є інтеграція системи з мобільними застосунками для моніторингу стану користувача та автоматичного налаштування параметрів роботи протеза.

СПИСОК ПОСИЛАНЬ

- 1) Освітньо-професійна програма «Технології штучного інтелекту» першого (бакалаврського) рівня освіти за спеціальністю 126 Інформаційні системи та технології галузі знань 12 Інформаційні технології. URL: https://kart.edu.ua/wp-content/uploads/2022/08/opp_bak_126_tshi_23-24_pidpisi-1.pdf (Дата звернення: 21.05.2026)
- 2) Петренко Т.Г. Методичні матеріали до порядку та змісту підготовки, оформлення та захисту пояснювальної записки кваліфікаційної роботи. Харків: УкрДУЗТ, 2020. – 15 с.
- 3) Understanding Surface EMG. URL: <https://kinvent.com/blog/understanding-surface-emg/> (Last accessed: 06.05.2026)
- 4) Flexor digitorum superficialis muscle. URL: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/flexor-digitorum-superficialis-muscle> (Last accessed: 21.05.2026)
- 5) Extensor digitorum muscle. URL: <https://www.kenhub.com/en/library/anatomy/extensor-digitorum-muscle> (Last accessed: 21.05.2026)
- 6) NinaPRO DB1. URL: <https://ninapro.hevs.ch/instructions/DB1.html> (Last accessed: 29.05.2026)
- 7) Григус І.М., Романишин М.Я. Фізична терапія та ерготерапія при ампутаціях кінцівок. – Київ: Медицина, 2021.
- 8) Герцик А.М. Фізична реабілітація при порушеннях опорно-рухового апарату. – Львів, 2020.
- 9) International Society for Prosthetics and Orthotics. URL: <https://www.ispoint.org/> (Last accessed: 13.05.2026)
- 10) O'Sullivan S., Schmitz T. Physical Rehabilitation. 7th ed. Philadelphia: F.A. Davis Company, 2019.

- 11) Prosthetic Hand Based on Human Hand Anatomy Controlled by SEMG and ANN. URL: <https://www.mdpi.com/2227-7080/13/1/21> (Last accessed: 06.06.2026)
- 12) LSTM-Based Prosthetic Control with Tactile and Haptic Feedback URL: <https://www.nature.com/articles/s41598-025-92651-z.pdf> (Last accessed: 06.06.2026)
- 13) Effect of Muscle Fatigue on Surface Electromyography-Based Hand Grasp Force Estimation. URL: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC7899761/> (Last accessed: 06.06.2026)
- 14) Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. URL: <https://www.nature.com/articles/sdata201453#ref-CR45> (Last accessed: 06.06.2026)
- 15) Алексєєва К. Розумна система керування освітленням парків та садів. Тези 85-й студентської науково-технічної конференції. СНТК-2025, с.120-121. URL: https://kart.edu.ua/wp-content/uploads/2025/12/tezi-sntk-85_2025.pdf (Дата звернення: 21.05.2026)
- 16) Otto Bock 13E200 datasheet. URL: <https://prothes.com.ua/komplektuiuchi-dlia-proteziv-verkhnikh-kintsivok/> (Last accessed: 29.05.2026)
- 17) ESP32 Datasheet. URL: https://www.espressif.com/sites/default/files/documentation/esp32_datasheet_en.pdf (Last accessed: 29.05.2026).
- 18) Gemini. URL: <https://gemini.google.com/> (Last accessed: 13.05.2026)
- 19) ADC. URL: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/v3.3/api-reference/peripherals/adc.html> (Last accessed: 29.05.2026)
- 20) MCPWM. URL: <https://docs.espressif.com/projects/esp-idf/en/v4.3.7/esp32/api-reference/peripherals/mcpwm.html> (Last accessed: 29.05.2026)
- 21) esp_spiffs.h. URL: https://github.com/espressif/esp-idf/blob/master/components/spiffs/include/esp_spiffs.h (Last accessed: 29.05.2026)

- 22) FreeRTOS.h. URL: <https://github.com/espressif/esp-idf/blob/master/components/freertos/FreeRTOS-Kernel/include/freertos/FreeRTOS.h> (Last accessed: 29.05.2026)
- 23) Diagram.io. URL: <https://www.drawio.com/> (Last accessed: 09.06.2026)
- 24) Mental Modeler. URL: <https://www.mentalmodeler.com/> (Last accessed: 09.06.2026)
- 25) MATLAB. URL: <https://www.mathworks.com/products/matlab.html> (Last accessed: 29.05.2026)

ДОДАТОК А

ДІАГРАМИ UML

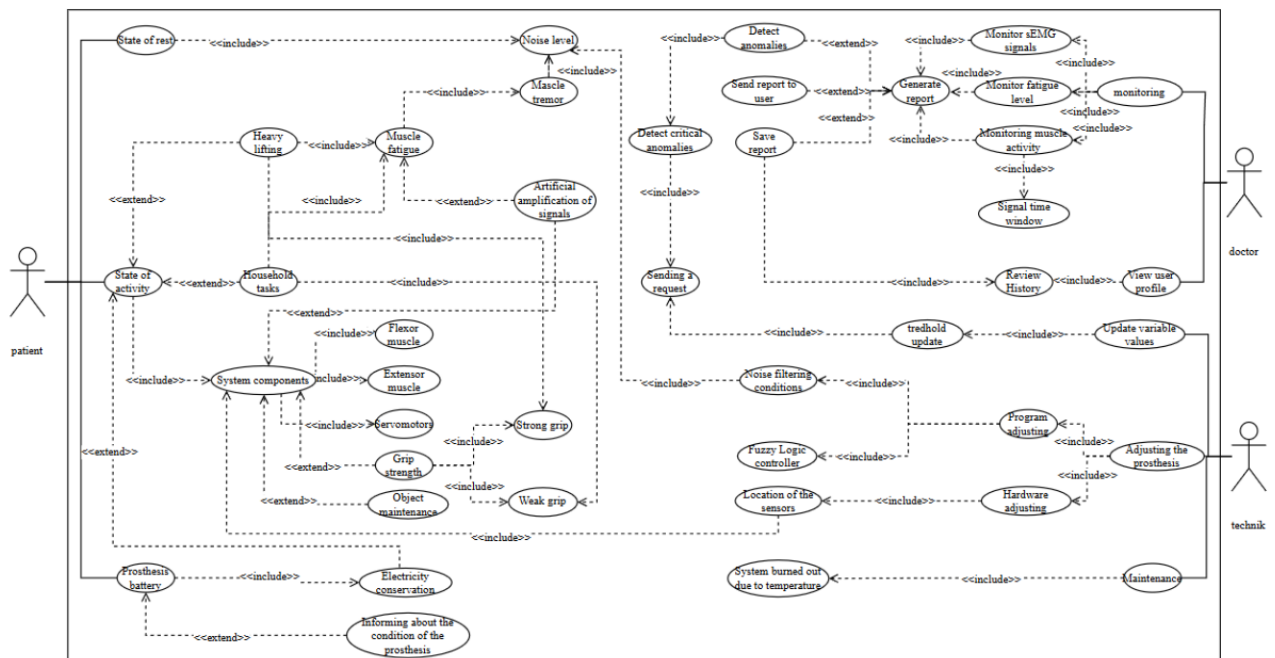


Рисунок А.1. – Діаграма Use case [23]

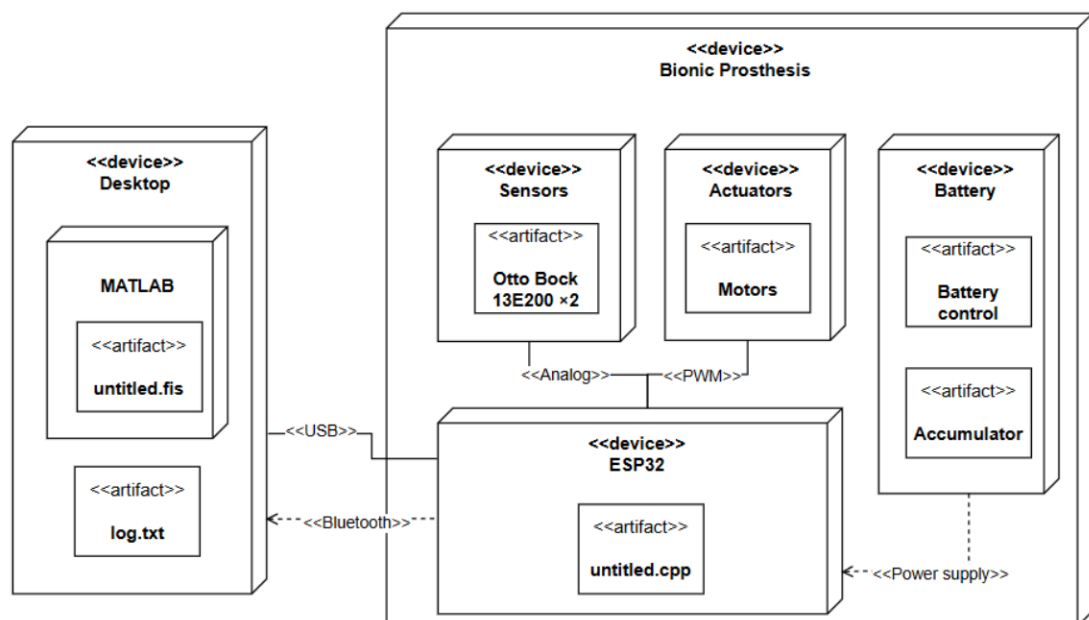


Рисунок А.2. – Діаграма Deployment [23]

ДОДАТОК Б МОДЕЛЮВАННЯ В MENTAL MODELER

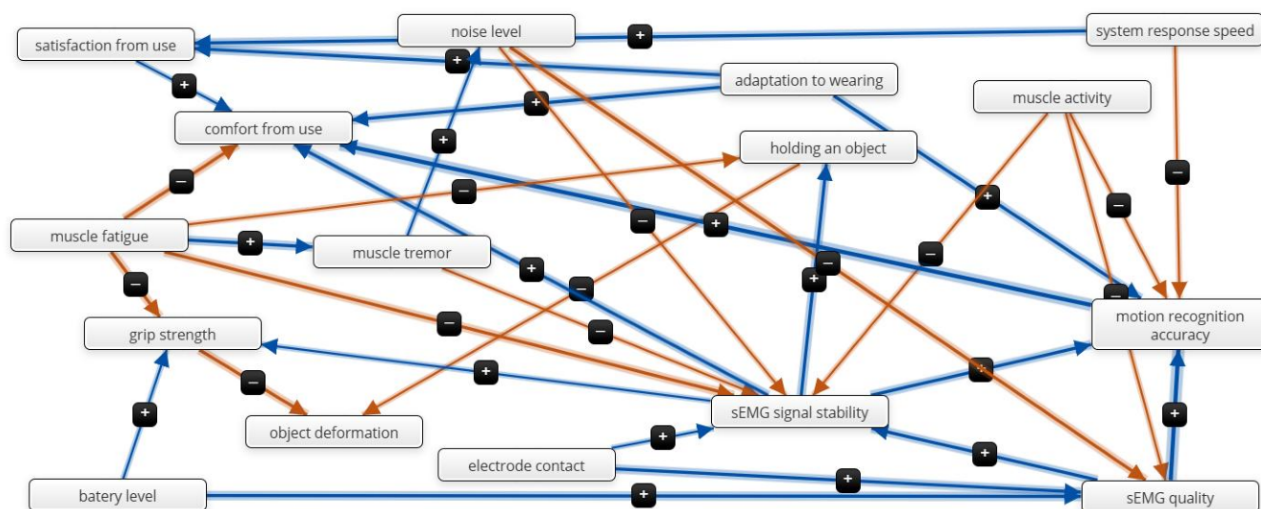


Рисунок Б.1. – Нечітка когнітивна карта [24]

Total Components	Component	Indegree	Outdegree	Centrality	Preferred State	Type
16	adaptation to wearing	0	1.92	1.92	-	driver
Total Connections	satisfaction from use	1.3599999999999999	0.47	1.8299999999999998	-	ordinary
31	motion response speed	0	0.91	0.91	-	driver
Density	muscle tremor	0.67	0.86	1.53	-	ordinary
0.1291666667	comfort from use	3.33	0	3.33	-	receiver
Connections per Component	muscle activity	0	0.95	0.95	-	driver
1.9375	holding an object	1.25	0.45	1.7	-	ordinary
Number of Driver Components	motion recognition accuracy	2.57	0.86	3.4299999999999997	-	ordinary
6	battery level	0	0.97	0.97	-	driver
Number of Receiver Components	sEMG signal stability	2.78	2.4099999999999997	5.1899999999999995	-	ordinary
2	grip strength	1.35	0.53	1.8800000000000001	-	ordinary
Number of Ordinary Components	noise level	0.44	1.24	1.68	-	ordinary
8	sEMG quality	2.56	1.4300000000000002	3.99	-	ordinary
Complexity Score	object deformation	0.98	0	0.98	-	receiver
0.3333333333	electrode contact	0	1.17	1.17	-	driver
	muscle fatigue	0	3.12	3.12	-	driver

Activate Windows
Go to Settings to activate Windows.

Рисунок Б.2. – Метрики [24]

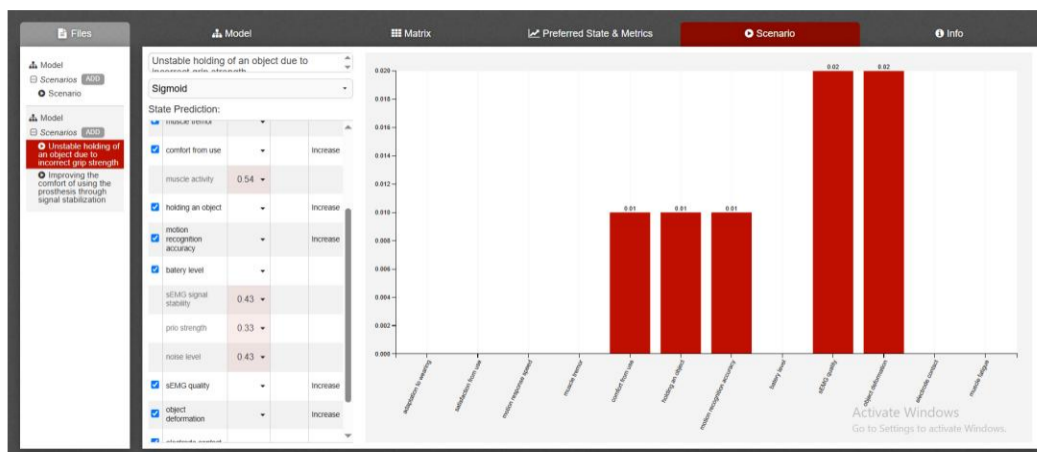


Рисунок Б.3. – Результати моделювання за сценарієм 1, коли це sigmoid [24]



Рисунок Б.4. – Результати моделювання за сценарієм 1, коли це hyperbolic tangent [24]

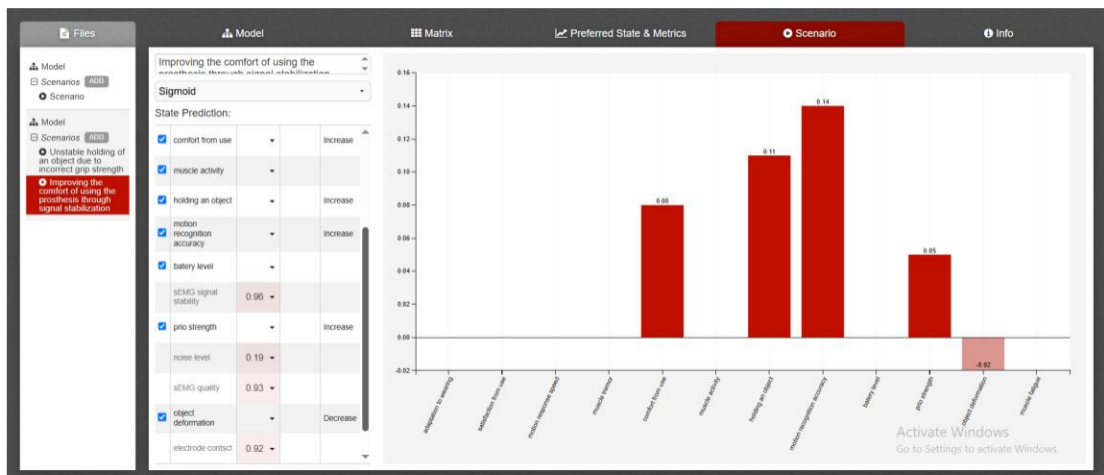


Рисунок Б.5. – Результати моделювання за сценарієм 2, коли це sigmoid [24]

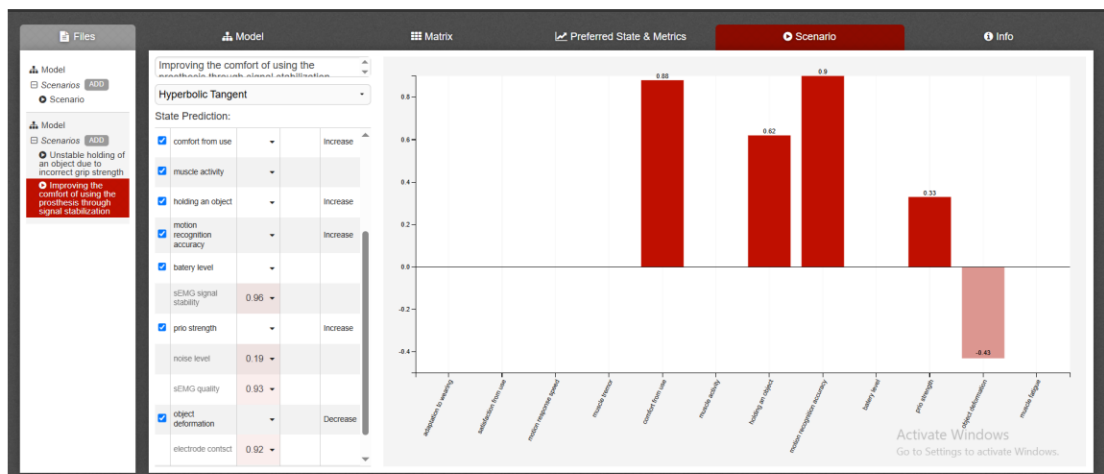


Рисунок Б.6. – Результати моделювання за сценарієм 2, коли це hyperbolic tangent [24]

ДОДАТОК В МОДЕЛЮВАННЯ В MATLAB

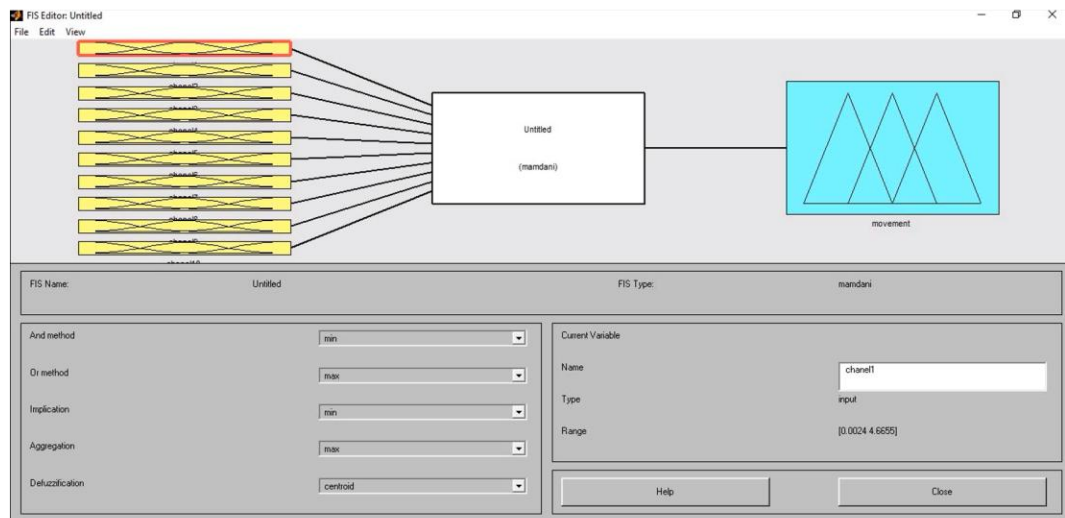


Рисунок В.1. – Fis editor [25]

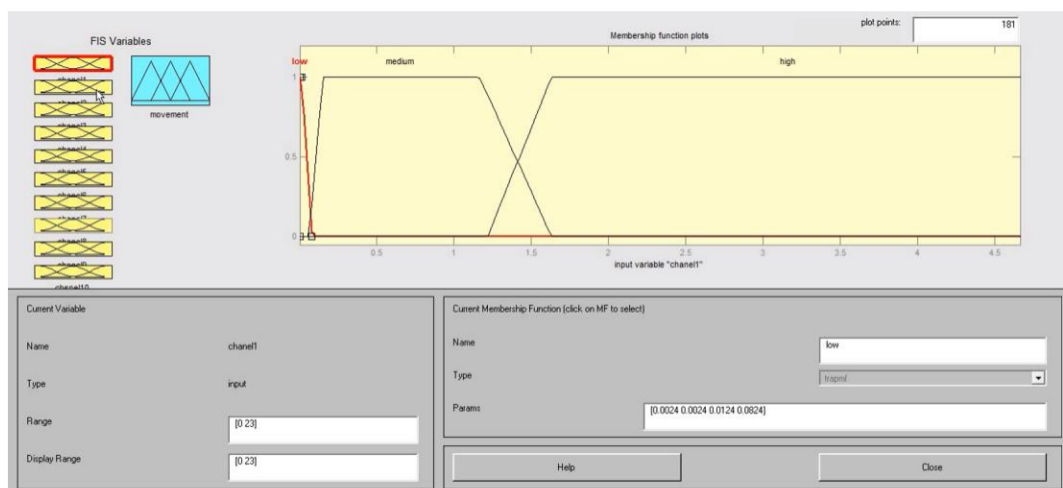


Рисунок В.2. – Chanel 1, input [25]

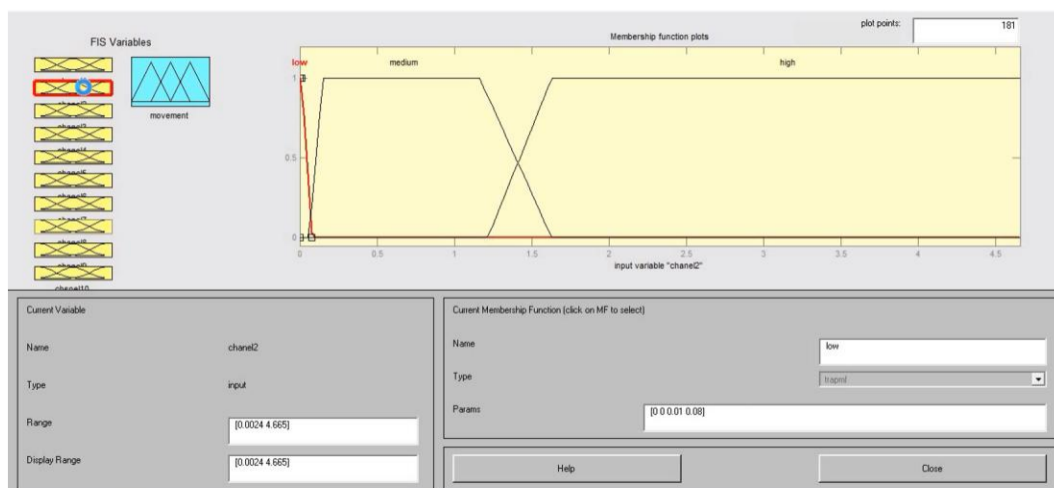


Рисунок В.3. – Chanel 2, input [25]

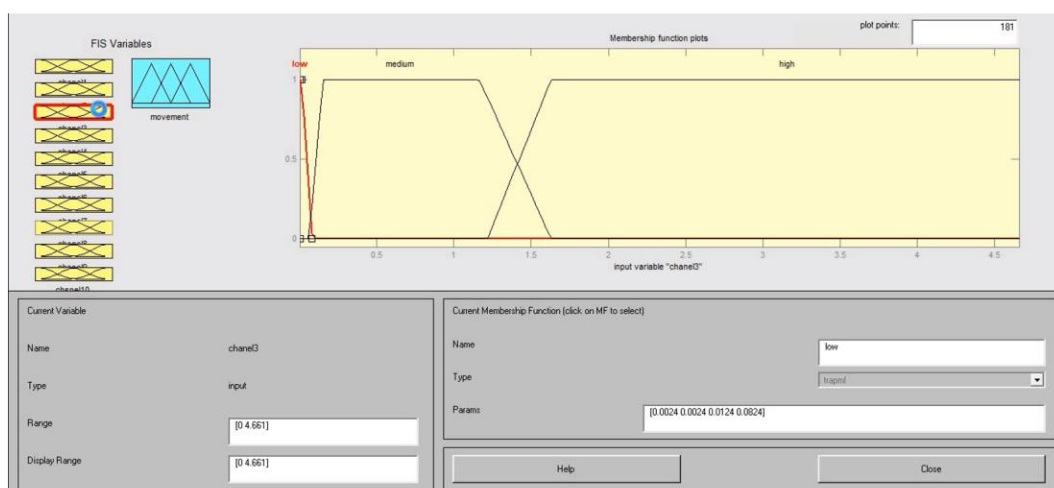


Рисунок В.4. - Chanel 3, input [25]

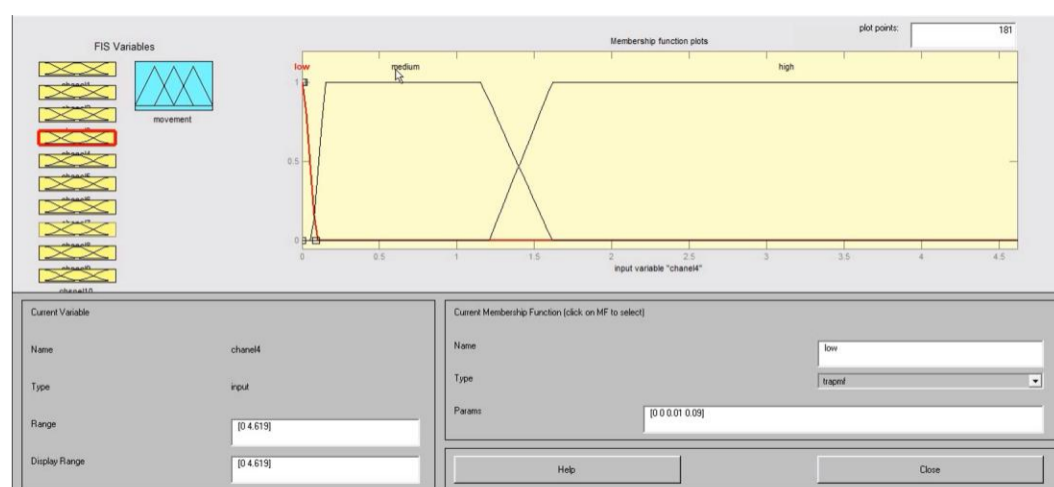


Рисунок В.5. - Chanel 4, input [25]

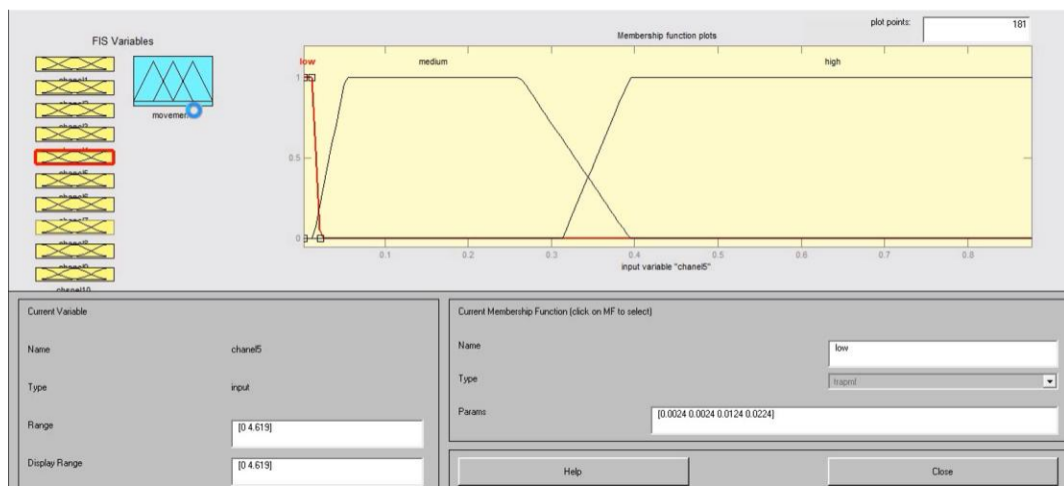


Рисунок В.6. - Chanel 5, input [25]

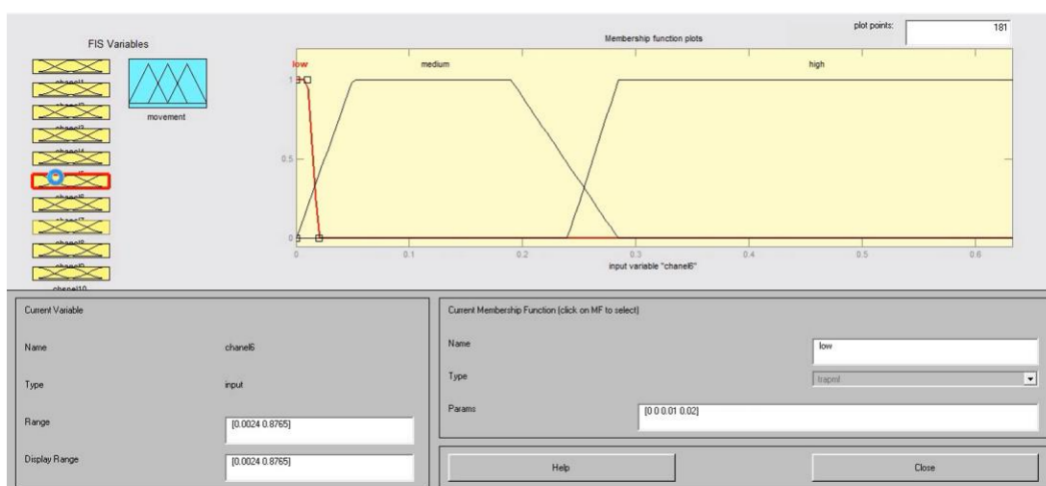


Рисунок В.7. - Chanel 6, input [25]

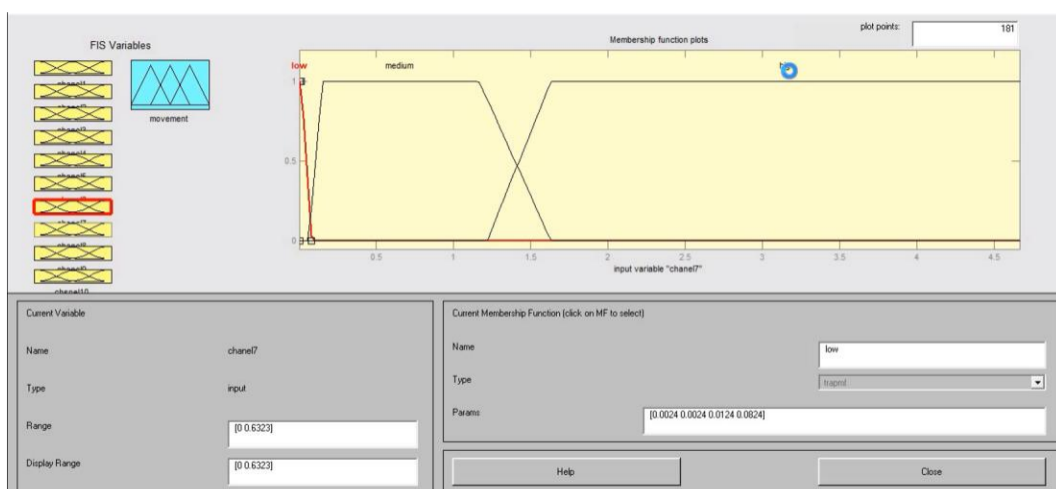


Рисунок В.8. - Chanel 7, input [25]

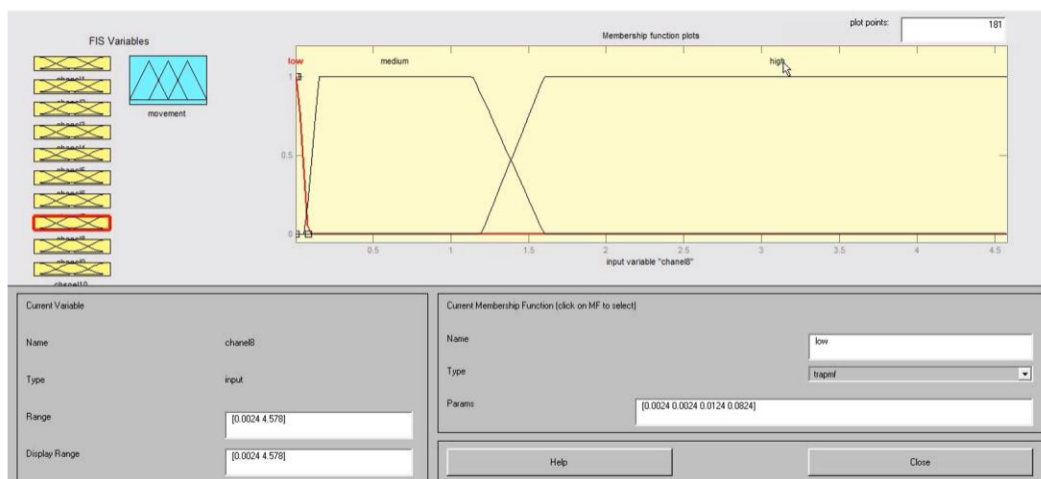


Рисунок В. 9. - Chanel 8, input [25]

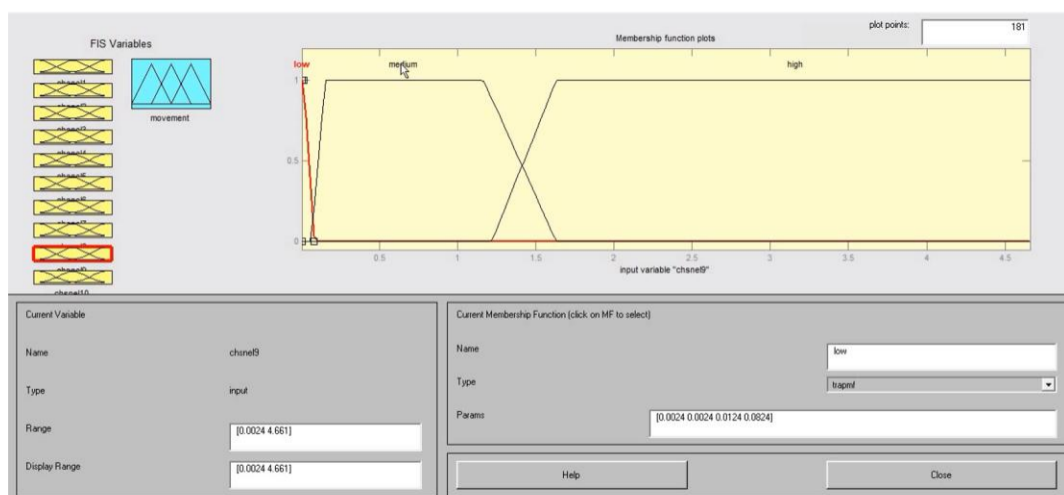


Рисунок В.10. - Chanel 9, input [25]

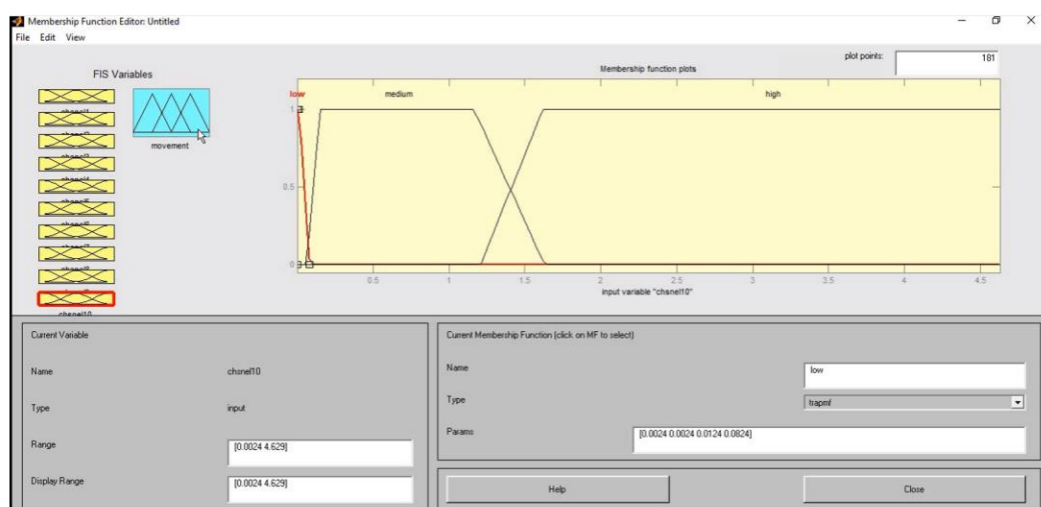


Рисунок В.11. - Chanel 10, input [25]

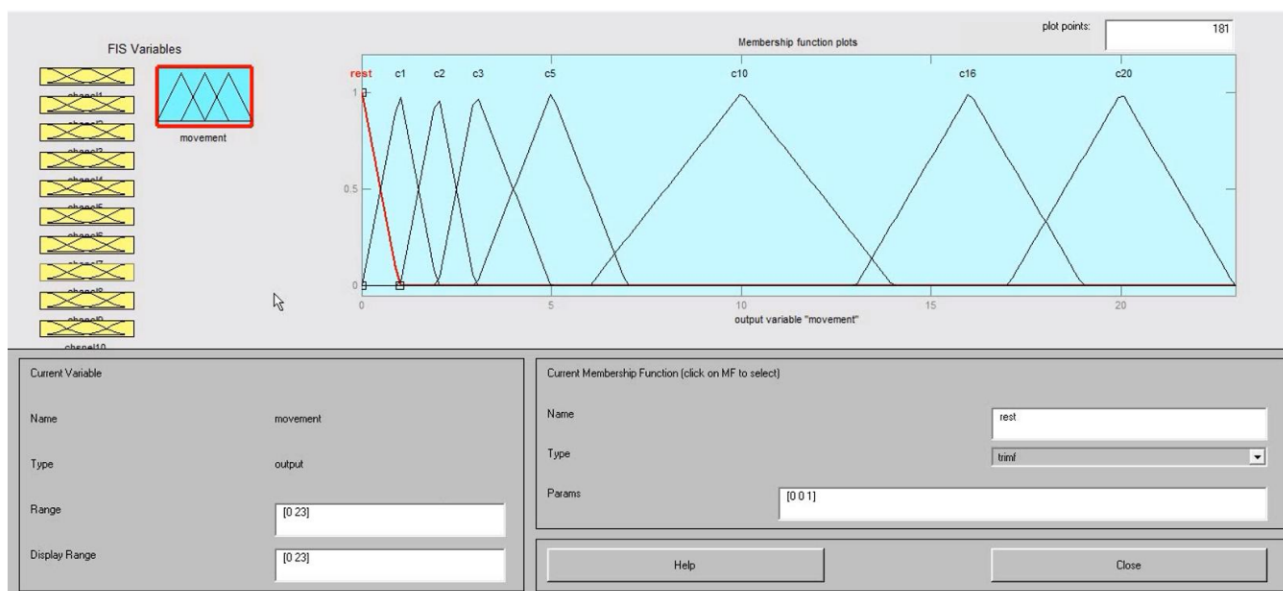


Рисунок В.12 - Movement, output [25]

1. If (chanell is low) and (chanell2 is low) and (chanell3 is low) and (chanell4 is low) and (chanell5 is low) and (chanell6 is low) and (chanell7 is low) and (chanell8 is low) and (chanell9 is low) and (chanell10 is low) then (movement is rest) (1)
2. If (chanell is medium) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is low) and (chanell5 is medium) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is medium) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is low) then (movement is c1) (1)
3. If (chanell is high) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is medium) and (chanell5 is medium) and (chanell6 is high) and (chanell7 is high) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is medium) then (movement is c2) (1)
4. If (chanell is high) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is medium) and (chanell5 is medium) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is high) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is medium) then (movement is c3) (1)
5. If (chanell is medium) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is low) and (chanell5 is low) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is medium) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is medium) then (movement is c5) (1)
6. If (chanell is medium) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is low) and (chanell5 is low) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is medium) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is medium) then (movement is c10) (1)
7. If (chanell is medium) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is medium) and (chanell5 is medium) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is medium) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is low) then (movement is c16) (1)
8. If (chanell is medium) and (chanell2 is medium) and (chanell3 is medium) and (chanell4 is low) and (chanell5 is low) and (chanell6 is medium) and (chanell7 is medium) and (chanell8 is medium) and (chanell9 is medium) and (chanell10 is low) then (movement is c20) (1)

Рисунок В.13 – Rule editor [25]



Рисунок В.14. – Rule viewer [25]

<i>ПІБ студента</i>	<i>Алексєєва Катерина Максимівна</i>
<i>Тема роботи</i>	Система моніторингу sEMG-сигналів та визначення рухів для біонічного протезу передпліччя
<i>Сервіс перевірки на плагіат</i>	StrikePlagiarism
<i>Робота містить авторського тексту</i>	99,64%
<i>Перевірку виконала (ПІБ)</i>	к.т.н, доцент, доцент кафедри інформаційних технологій УкрДУЗТ Петренко Тетяна Григорівна
<i>Дата, підпис</i>	19.06.26

64