

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ

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

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і
технологій

**Пояснювальна записка
до кваліфікаційної роботи**

магістра

(освітньо-кваліфікаційний рівень)

на тему «Метод та засоби дослідження динаміки руху людей для розробки
роботизованих протезів нижніх кінцівок»

ХАІ.502.564м.23О.163.1905062 ПЗ

Виконав: студент 6 курсу групи № 564м

Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія

(код та найменування)

Спеціальність 163 «Біомедична інженерія»

(код та найменування)

Освітня програма «Біомедична інформатика та
радіоелектроніка»

(найменування)

Бабаєв Є.А.

(прізвище та ініціали студента (ки))

Керівник: Куліш С.М.

(прізвище та ініціали)

Рецензент: Косуліна Н.Г.

(прізвище та ініціали)

Міністерство освіти і науки України
Національний аерокосмічний університет ім. М. Є. Жуковського
«Харківський авіаційний інститут»

Факультет радіоелектроніки, комп'ютерних систем та інфокомунікацій
(повне найменування)

Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів і технологій
(повне найменування)

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Галузь знань 16 Хімічна та біоінженерія

Спеціальність 163 Біомедична інженерія
(код та найменування)

Освітня програма Біомедична інформатика та радіоелектроніка
(найменування)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувачка кафедри

О.В. Висоцька

(підпис)

(ініціали та прізвище)

«11» жовтня 2023 р.

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

Бабаєва Євгенія Андрійовича

(прізвище, ім'я та по батькові)

1. Тема роботи Метод та засоби дослідження динаміки руху людей для розробки роботизованих протезів нижніх кінцівок

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

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

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

2. Термін подання студентом вищої освіти кваліфікаційної роботи 10.01.2024 р.

3. Вихідні дані до роботи: База даних аналізу походки людини HuGaDB, напруга живлення: від 3.3 до 5В. Струм споживання акселерометра - 200 мкА; частотний діапазон – 1 кГц...500 кГц; діагностичний інтервал вимірювання модулю імпеданса – 0,1...1000 кОм; алгоритм розпізнавання сигналів.

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

1) Аналітичний огляд проблеми дослідження динаміки руху людей для розробки роботизованих протезів нижніх кінцівок.

2) Розробка концепції та огляд використаної бази даних для системи управління людською ходою.

3) Розробка системи управління людською ходою

4) Стартап проект

5. Перелік графічного матеріалу

1) Структурна схема управління біонічним протезом (креслення, арк. А4).

2) Функціональна схема управління біонічним протезом (креслення, арк. А4).

3) Схема розгорнутої динамічної байєсівської мережі (плакат, арк. А4).

4) Графіки залежності системою положення правої гомілки (плакат, арк. А4).

5. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		завдання видав	завдання прийняв
Основний	к.т.н., доц., проф. к.502 Куліш С.М.	10.10.2023	18.01.2024

Нормоконтроль _____ В. М. Олійник «15» січня 2024 р.
(підпис) (ініціали та прізвище)

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

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№ з/п	Назва етапів дипломного проекту (роботи)	Строк виконання етапів проекту (роботи)	Примітка
1	Отримання завдання	10.10.2023	
2	Аналітичний огляд проблеми дослідження динаміки руху людей для розробки роботизованих протезів нижніх кінцівок	10.10.23 – 05.11.23	
3	Розробка концепції та огляд використаної бази даних для системи управління людською ходою	06.11.23 – 20.11.23	
4	Розробка системи управління людською ходою	21.11.23 – 14.12.23	
5	Стартап проект	15.12.23 – 25.12.23	
6	Оформлення пояснювальної записки	26.12.23 – 14.01.24	
7	Попередній захист роботи та усунення зауважень	18.01.24	
8	Захист	20.01.24	

Здобувач вищої освіти

(підпис)

Є.А. Бабаєв
(ініціали та прізвище)

Керівник кваліфікаційної роботи

(підпис)

С.М. Куліш
(ініціали та прізвище)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи магістра: 100 с., 32 рис., 32 табл., 6 дод., 19 джерел.

АКСЕЛЕРОМЕТР, БАЙЕСІВСЬКА МЕРЕЖА, МАШИННЕ НАВЧАННЯ, МІОГРАФІЯ, НИЖНІ КІНЦІВКИ, ПЕРЕДБАЧЕННЯ РУХУ, РОБОТИЗОВАНІ ПРОТЕЗИ, СИСТЕМА КЕРУВАННЯ

Об'єкт дослідження – метод та засоби дослідження руху людей.

Мета роботи – проведення дослідження методу та засобів динаміки руху людей з метою розробки більш точних та функціональних роботизованих протезів нижніх кінцівок, що відтворюють природний рух та забезпечують користувачам більш високий рівень мобільності та комфорту.

Методи дослідження – акселерометричний метод, математичний метод.

Предмет дослідження – система управління роботизованим протезом нижніх кінцівок.

У роботі було: проаналізовано проблему дослідження динаміки руху людей, розроблено структурну та функціональну схему керування біонічним протезом нижніх кінцівок, описано систему управління людською ходою, розроблено систему управління людською ходою, розроблено стартап проект.

ABSTRACT

Explanatory note to the master's qualification work: 100 p., 32 figs., 32 tables, 6 appendixes, 19 sources.

ACCELEROMETER, BAYESIAN NETWORK, MACHINE LEARNING, MYOGRAPHY, LOWER LIMBS, MOTION PREDICTION, ROBOTIC PROSTHESES, CONTROL SYSTEM

The object of study is the method and means of studying human movement.

Purpose - to study the method and means of human motion dynamics in order to develop more accurate and functional robotic lower limb prostheses, that reproduce natural motion and provide users with a higher level of mobility and comfort.

Research methods - accelerometric method, mathematical method.

The subject of the study is a control system for a robotic lower limb prosthesis.

The work included: analyzing the problem of studying the dynamics of human movement, developing a structural and functional control scheme for a bionic lower limb prosthesis, describing a human gait control system, developing a human gait control system, and developing a startup project.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ.....	8
ВСТУП.....	9
1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІКИ РУХУ ЛЮДЕЙ ДЛЯ РОЗРОБКИ РОБОТИЗОВАНИХ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК	11
1.1 Роль протезів та у реабілітації пацієнтів з пошкодженням опорно-рухового апарату	11
1.2 Функціональна анатомія і біомеханіка нижніх кінцівок	11
1.3 Класифікація протезів нижніх кінцівок.....	14
1.4 Аналіз сучасних електромеханічних протезів ніг	16
1.5 Поточні підходи до розроблення контролерів роботизованих протезів.....	22
1.6 Використання методів машинного навчання для аналізу руху.....	24
1.7 Огляд наукової літератури з розробки нейронних мереж	27
2 РОЗРОБКА КОНЦЕПЦІЇ ТА ОГЛЯД ВИКОРИСТАНОЇ БАЗИ ДАНИХ ДЛЯ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ	32
2.1 Опис концепції системи управління людською ходою	32
2.2 Вимоги до системи системи управління людською ходою.....	35
2.3 Опис бази даних для аналізу ходи.....	38
2.2.1 Програма збору даних	43
2.2.2 База даних різних рухів учасників експерименту	46
2.2.3 Формат отриманих даних.....	48
3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ	51
3.1 Високорівневий контролер СУЛХ	51
3.1.1 Модуль сидіння-стояння	52
3.1.2 Модуль розпізнавання наміру сісти.....	53
3.1.3 Модуль розпізнавання наміру встати	53

	7
3.1.4 Результати дослідження передбачення положення.....	54
3.2 Середньорівневий контролер СУЛХ.....	55
3.2.1 Результати дослідження передбачення руху.....	60
3.3 Розробка структурної схеми системи керування біонічним протезом нижньої кінцівки	66
3.4 Розробка функціональної схеми системи управління.....	68
3.5 Апробація магістерської роботи.....	70
4 СТАРТАП ПРОЕКТ ВПРОВАДЖЕННЯ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ НА РИНОК.....	72
4.1 Опис ідеї проекту	72
4.2 Технологічний аудит ідеї проекту.....	74
4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту.....	74
4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту	80
4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту.....	82
ВИСНОВКИ.....	86
ДОДАТОК А.....	91
ДОДАТОК Б	92
ДОДАТОК В	93
ДОДАТОК Г	94
ДОДАТОК Ґ.....	96
ДОДАТОК Д.....	96

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

АЦП - аналого-цифровий перетворювач

ДУК - датчик кута коліна

ДУГ - датчик кута гомілки

ЕМГ - Електроміографія

НП - нормувальний підсилювач

СУЛХ – Система управління людською ходою

СФ - смуговий фільтр

СРU - центральний процесорний пристрій

HuGaDB - Human Gait DataBase (База даних людської ходи)

ВСТУП

У сучасному світі технології активно впливають на різні сфери людського життя, зокрема на медицину та реабілітацію. Протезування нижніх кінцівок є одним з найбільш важливих напрямків розвитку сучасної медицини, що дозволяє людям, що втратили свої природні кінцівки, повернутися до активного способу життя та відновити втрачені функції.

Однак, хоча існують різні типи протезів нижніх кінцівок, розроблені з використанням передових технологій, до цього часу лишається велика кількість викликів, пов'язаних з точністю та ефективністю руху осіб з протезами. Відтворення природного динамічного руху є однією з ключових проблем, з якими стикаються інженери та медичні фахівці. Ця проблема полягає в тому, що роботизовані протези не можуть повністю імітувати природний рух людських кінцівок, оскільки вони мають обмежену кількість ступенів свободи, сенсорів та алгоритмів керування. Також вони не можуть адекватно реагувати на зміну умов та потреб користувача, що вимагає постійної калібрування та налаштування протезу. Це призводить до погіршення якості та комфорту ходьби, збільшення енергоспоживання та ризику травматизму.

Актуальним дослідження є тому що, використання акселерометрів у дослідженні руху осіб з протезами нижніх кінцівок відкриває нові можливості для вивчення та аналізу динаміки руху, що дозволяє людям, що втратили свої природні кінцівки в наслідок хвороб, травматичних ампутацій або військових дій, повернутися до активного способу життя та відновити втрачені функції.

Метою магістерської роботи є проведення дослідження методу та засобів динаміки руху людей з метою розробки більш точних та функціональних роботизованих протезів нижніх кінцівок, що відтворюють природний рух та забезпечують користувачам більш високий рівень мобільності та комфорту.

Завдання дослідження включають:

1. Вивчення принципів роботи акселерометрів та їх потенціалу для вимірювання динаміки руху людей.

2. Аналіз існуючих методів та алгоритмів обробки даних акселерометрів з метою отримання корисної інформації про рух.
3. Зібрання та обробка експериментальних даних з акселерометрів для різних типів рухів людей.
4. Розробка алгоритмів, які забезпечують відтворення динаміки руху людей у роботизованих протезах нижніх кінцівок.
5. Валідація розроблених алгоритмів та оцінка їхньої ефективності на реальних користувачах.

Практична цінність дослідження полягає тому, що воно може сприяти розробці більш точних та функціональних роботизованих протезів нижніх кінцівок, що відтворюють природний рух та забезпечують користувачам більш високий рівень мобільності та комфорту.

Наукова новизна полягає у розробці системи управління людською ногою яка може використовуватися для генерації траєкторії ампутованих ділянок ніг у таких режимах пересування, як ходьба, підйом по сходах, спуск по сходах, стояння, підйом із сидячого положення в стояче та навпаки, а також для розроблення екзоскелетів і т.п., у той час як більшість інших методів підходять тільки для контролю однією роботизованою ногою.

Об'єктом дослідження є метод та засоби дослідження руху людей.

Методами дослідження є акселерометричний метод, математичний метод.

Предметом дослідження є система управління роботизованим протезом нижніх кінцівок.

1 АНАЛІТИЧНИЙ ОГЛЯД ПРОБЛЕМИ ДОСЛІДЖЕННЯ ДИНАМІКИ РУХУ ЛЮДЕЙ ДЛЯ РОЗРОБКИ РОБОТИЗОВАНИХ ПРОТЕЗІВ НИЖНІХ КІНЦІВОК

1.1 Роль протезів та у реабілітації пацієнтів з пошкодженням опорно-рухового апарату

При пошкодженні опорно рухового апарату людини, а саме нижніх кінцівок виникає потреба у реабілітації пацієнтів. Для її вирішення використовують протези та ортези нижніх кінцівок.

Протез нижньої кінцівки це засіб фізичної реабілітації, що замінює втрачену ногу, або її частину. У всьому світі статистика причин ампутацій враховує 5 принципових відмінностей та різних за частотою патологічних станів:

- Оклюзійні захворювання артерій;
- Травми;
- Інфекції;
- Пухлини;
- Вроджені вади розвитку.

Лише 30 років тому доля ампутацій нижніх кінцівок (АНК) через непрохідність артерій становила 50%, 60 років тому – лише 30%. В наш час вона досягла 80-90%. Ця величина залишається постійною протягом 20 років.

У країнах пострадянського простору, у тому числі і в Україні кількість ампутантів складає близько 450 на один мільйон жителів.

1.2 Функціональна анатомія і біомеханіка нижніх кінцівок

Нижня кінцівка складається із поясу (рис.1.1) (представленого тазовими кістками, між якими ззаду розташована крижова кістка) та вільної нижньої кінцівки. У вільній кінцівці виділяють стегно (стегнова кістка), гомілку (велика

і мала гомілкові кістки) і стопу із заплесном (7 кісток), плесно (5 кісток) і фаланги пальців (14 кісток).



Рисунок 1.1 – Нижня кінцівка

Ходьба людини – найбільш природна локомоція людини. Автоматизований руховий акт, що здійснюється в результаті складної координованої діяльності скелетних м'язів тулуба і кінцівок .

Циклом ходьби (рис.1.2) є подвійний крок, який складається з двох одиночних кроків. При ходьбі тіло по черзі спирається то на одну, то на іншу ногу. Нога, на яку відбувається опора, називається опорною, а нога, яка в цей момент переноситься вперед – вільною.

Цикл кроку

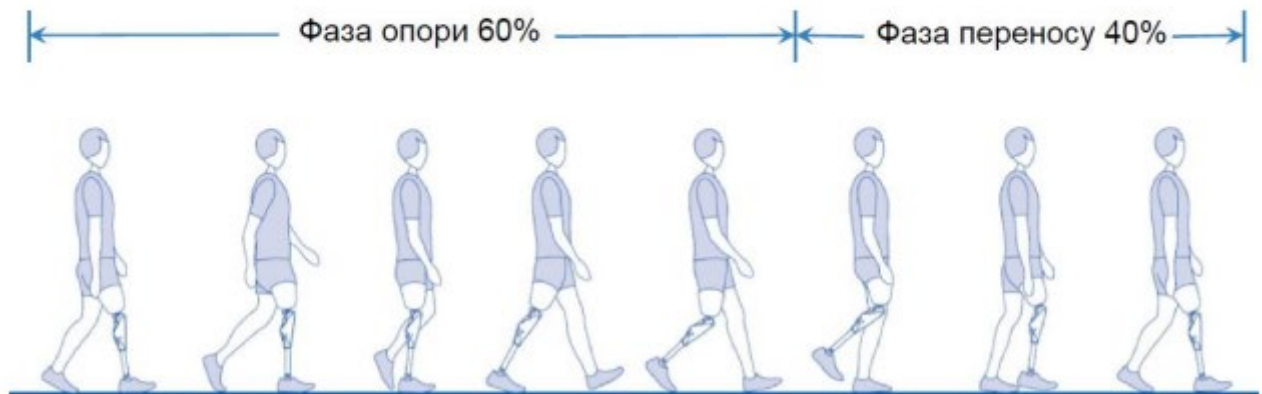


Рисунок 1.2 – Динамічний цикл кроку людини

Фаза опори – коли стопа контактує з поверхнею опори.

Фаза переносу – коли стопа знаходиться в повітрі.

Ці фази, в свою чергу, діляться на підфази:

- Початковий контакт. Починається з моменту торкання п'ятою поверхні опори. Відбувається згинання і невелика зовнішня ротація стегна, повне розгинання коліна, тильне згинання стопи, невелике розгинання пальців стопи.
- Реакція на навантаження. Починається після удару п'яти і триває до відриву носка протилежної ноги від поверхні опори. Стегно починає розгинатися, коліно згинатися, стопа йде в підшовне згинання до нейтрального положення
- Середина опори. Починається після відриву носка протилежної ноги від поверхні опори і триває до початку підйому п'яти опорної ноги. Стегно виявляється в нейтральному положенні, коліно повністю розігнути, голеностоп майже нейтральний.
- Закінчення опори. Починається з початку підйому п'яти і триває до зіткнення п'яти іншої ноги з поверхнею опори. Стегно починає розгинатися і злегка обертатися всередину, коліно повністю розігнути, стопа йде в тильне згинання.

– Пре-перенесення (або двухопорного фаза). Починається з моменту зіткнення п'яти іншої ноги з поверхнею опори і триває до відриву носка від поверхні опори. Стегно і коліно розгинаються повністю, стопа в згинанні, пальці розігнуті.

– Початок перенесення. Починається з моменту відриву носка від поверхні опори і триває до моменту, коли стопи виявляються поруч. Стегно і коліно згинаються, стопа в згинанні, пальці майже нейтральні.

– Середина перенесення. Починається з моменту, коли стопи виявляються поруч і триває до вертикалізації гомілки. Стегно згинається, коліно згинається до кута приблизно 60° , стопа в нейтральному положенні.

– Закінчення перенесення. Починається з вертикалізації гомілки і триває до моменту, який є початком нового циклу. Стегно продовжує згинатися і злегка обертатися назовні, коліно розгинається, стопа в тильному згинанні, пальці злегка розгинаються.

1.3 Класифікація протезів нижніх кінцівок

Загальну класифікацію протезів нижніх кінцівок можна провести згідно інформації наданої у джерелі [30]. Основні особливості класифікації показано в Табл. 1.1.

Таблиця 1.1 Класифікація протезів нижніх кінцівок

Класифікаційні угруповання	Код згідно з ISO 9990:2002	Умове позначення виробів у підгрупі протезів нижніх кінцівок
Протези нижніх кінцівок за підгрупами: - стопи (після ампутації в різних частинах стопи) - після вичленення в надп'ятково-гомілковому суглобі	06 24 03 06 24 06	ПН.О.Х.У.А ПН.2.Х.У.А
1	2	3

Продовження таблиці 1.1

1	2	3
- гомілки (протези після ампутації нижче колінного суглоба)	06 24 09	ІІІ.3.X.Y.A.Z
- після вичленення в колінному суглобі	06 24 12	ІІІ.4.X.Y.A
- стегна (протези після ампутації вище колінного суглоба)	06 24 15	ІІІ.6.X.Y.A.Z
- після вичленення в кульшовому суглобі	06 24 18	ІІІ.7.X.Y.A.
- після резекції таза	06 24 21	ІІІ.8.X.Y.A
- після резекції таза та прямої кишки	06 24 24	ІІІ.9.X.Y.A
Розподіл виробів у підгрупі залежно від конструктивно-технологічних ознак	Умовне позначення (X) 1,2, 3,4, 5,6, 7, 8, 9, 10	
Ступені мобільності:	Умовне позначення (Y)	
- нездатність до самостійного пересування	М0	0
	М1	1
- здатність пересуватися в приміщенні	М2	2
- обмежена здатність ходьби поза приміщенням	М3	3
	М4	4
- необмежена здатність ходьби поза приміщенням		
- необмежена здатність ходьби поза приміщенням з особливо високими вимогами		
Рівні навантаження, кг	Умовне позначення (A)	
- до 30		1
- до 60		2
- до 80		3
- до 100		4
- до 125		5
Додаткове комплектування:	Умовне позначення (Z)	
- відсутнє		0
- вкладиш (з силіконової композиції тощо)		1

Базуючись на інформації наведеній у джерелі [30], у роботі було розроблено узагальнену блок-схему класифікації протезів нижніх кінцівок, що показана на рис. 1.3

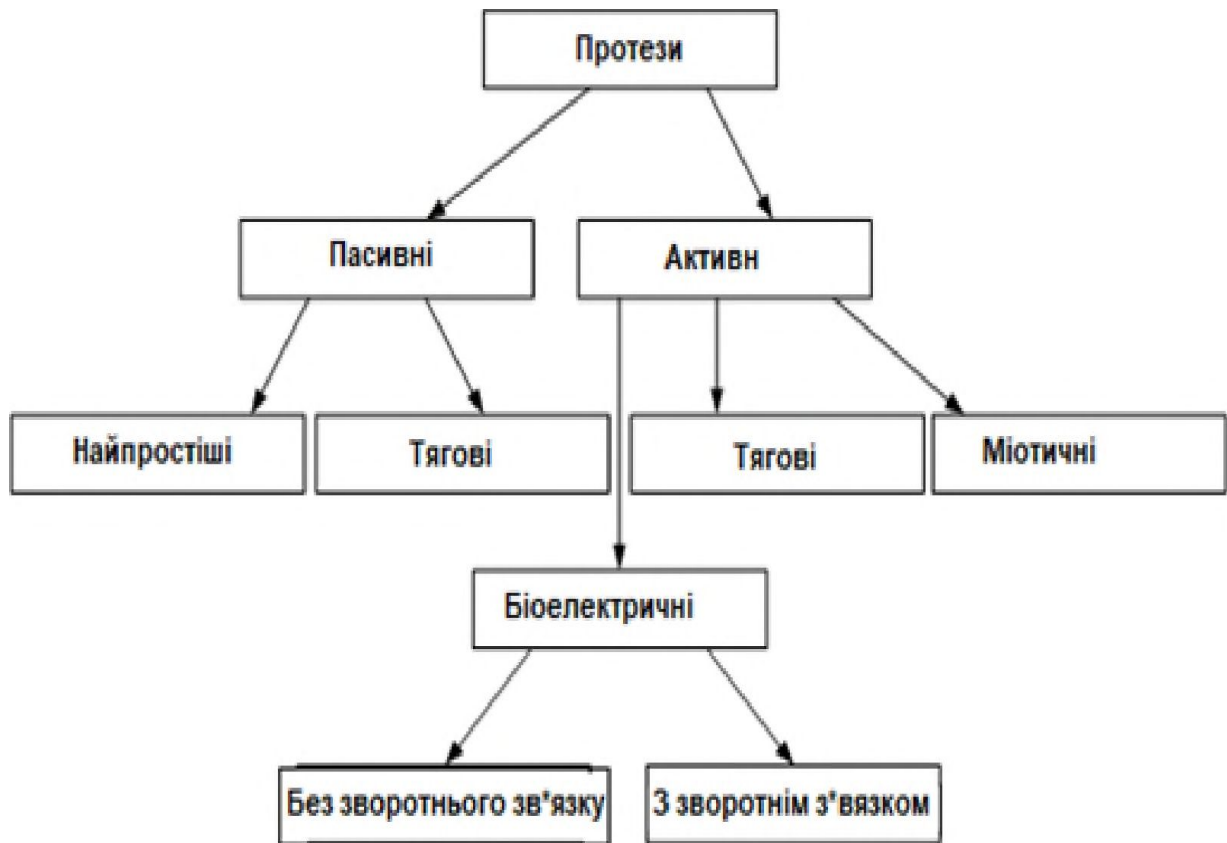


Рисунок 1.3 – Узагальнена блок-схема класифікації протезів нижніх кінцівок

Як видно з рис. 1.3, у загальному випадку протези нижніх кінцівок поділяються на дві великі категорії: пасивні та активні. При цьому, як серед активних так і серед пасивних протезів ніг виділяють тягові протези, а окрема увага приділяється міотичним та біоелектричним протезам із різними видами зворотного зв'язку.

1.4 Аналіз сучасних електромеханічних протезів ніг

Майже до кінця двадцятого сторіччя всі винаходи в області протезування за своєю суттю були механічними, до того ж в деяких моделях згинання і зовсім регулювалось вручну. Основною проблемою традиційних конструкцій є відсутність гнучкості та будь-якого зв'язку з людським організмом, а також недовговічність і неприродний, неестетичний зовнішній вигляд. Протези, які в минулі часи замінювали руку / ногу, не могли працювати так, як їх повноцінний прототип, і були не здатні наблизитися за своїми можливостями до природнього аналогу, це всього лише сурогат, який замінює активні частини тіла, але нездатні

наблизитися за можливостями до природного аналогу. Все, що залишається робити їх володарю, це використовувати їх як елемент гардеробу, який з часом зношується і стає непридатним до подальшої експлуатації.

Залежно від рівня ампутації (рис. 1.4) розрізняють протез стопи, протез гомілки, протез стегна, протез всієї нижньої кінцівки, який використовується при ампутації з виокремлення тазостегнового суглоба.

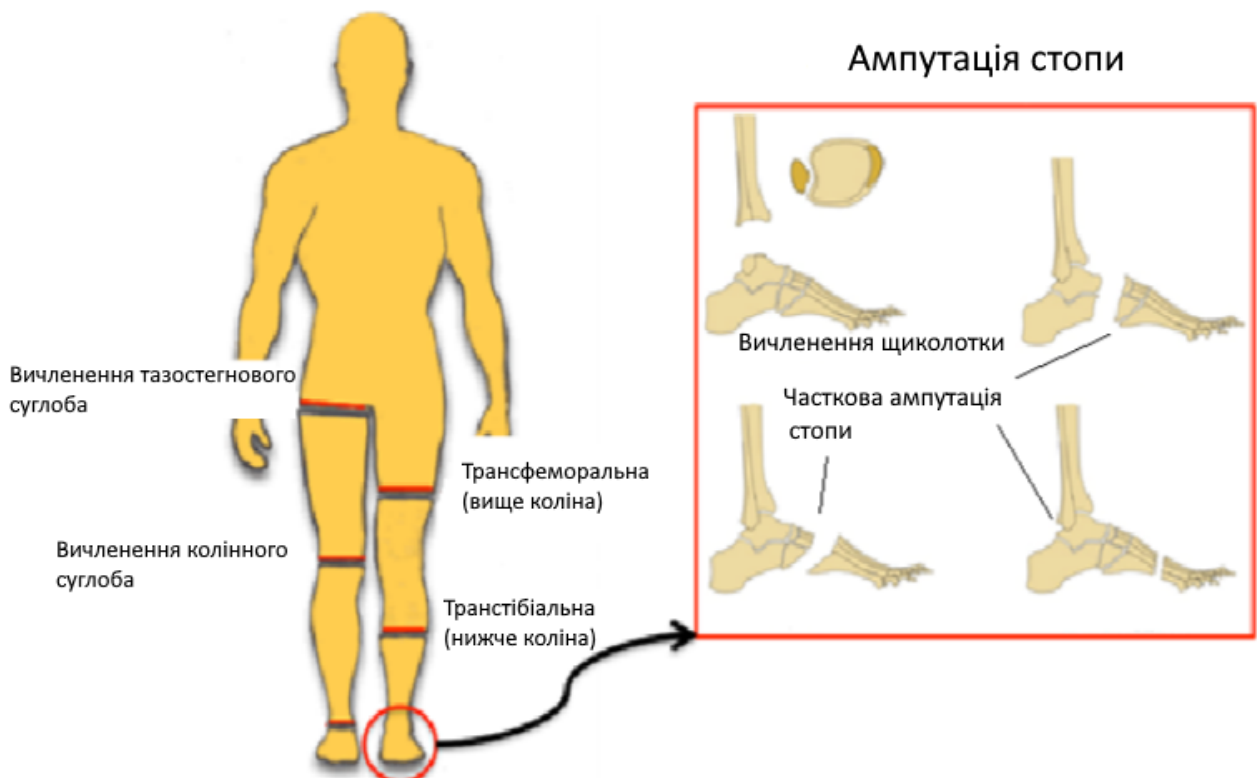


Рисунок 1.4 – Рівні ампутації виокремлення тазостегнового суглоба.

За можливостями відновлення функції ампутованої нижньої кінцівки, заміщення косметичного дефекту, можна виділити три види протезів: робочі протези, найпростіша в технологічному плані виробу, які являють собою анатомічний муляж ампутованої нижньої кінцівки, зазвичай їх використовують для тимчасового протезування, щоб людина змогла адаптуватися і навчитися базовим навичкам використання протезів [2, 4, 10].

Функціональні протези, які виконують опорну функцію і що допомагають в ході без сторонньої допомоги, вони є пасивними (не містять електронних вузлів

управління), цей вид протезів не передбачений для маскуванню косметичного дефекту, після прикріплення до культі такий протез просто прикривається одягом.

Біонічні протези є одними з останніх і найбільш нових поколінь в протезуванні нижніх кінцівок, призначені для повнофункціонального заміщення втраченої кінцівки.

Зарубіжні підприємства, такі як OSSUR (Ісландія / США), Freedominnovation (США), Endolite (Англія), Otto Bock (Німеччина), Nabtesco (Японія) пропонують своїм клієнтам велику різноманітність біонічних протезів.

Біонічні протези можуть повністю відновити особі після ампутації ноги можливості руху. Сучасні розумні системи містять датчики, сенсори, штучний інтелект і технічні засоби, які можуть реагувати на зовнішні подразники подібно людині: протидіяти навантаженню, зменшувати вібрації, змінювати форму і збільшувати плавність і природність пересування.

Технічна реалізація біонічних протезів нижніх кінцівок зарубіжних компаній достатньо близька, тому для визначення світових тенденцій розвитку техніки протезування достатньо розглянути біонічні протези, пропоновані провідною інноваційною компанією в області протезування - OSSUR (Ісландія).

На рис. 1.5 представлений електронно - керований колінний модуль POWER KNEE. Ряд сучасних датчиків, включаючи гіроскопи, датчики навантаження і датчики кута, встановлені в POWER KNEE, а також модуль штучної пропріоцепції (відчуття власного тіла в просторі), який дозволяє спостерігати за станом системи "людина - протез". Інформація надходить в мікропроцесор, який створює реакції, подібні людським[28].

Штучний інтелект, розміщений у мікропроцесорі зі складною структурою, забезпечує POWER KNEE самокерованість. Система постійно підтримує симетрію між протезом і здоровою ногою. Інформація, отримана від датчика спостереження за здоровою ногою, дозволяє POWER KNEE відтворити реальну кінематику ходи, при цьому досягаючи необхідної функціональності при зміні умов руху. Колінний модуль RHEO KNEE 3 [29], випускається також зазначеною

фірмою, автоматично підлаштовується до стилю ходи людини. Вдосконалений привід RHEO KNEE 3 забезпечує найвищий рівень опору протягом всієї фази опори. В цю модель доданий додатковий кінематичний датчик для підвищення безпеки у фазі опори і поліпшення стійкості в положенні стоячи.

RHEO KNEE 3 розпізнає будь-які нерівності рельєфу і запускає систему підтримки опори, яка допомагає людині відчувати себе впевнено на будь-якій дорозі, не спотикатися і не падати. Колінний модуль RHEO KNEE 3 навчається, самостійно адаптується до людини і до навколишнього середовища. Він дозволяє людині більше рухатися і при цьому менше втомлюватися. Зарядки його аккумулятора вистачає на 3 доби [9, 29].



Рисунок 1.5 – Електронно - керований колінний модуль Power KNEE [9, 29]

Найбільш складною частиною ноги для відтворення за функціоналом є ступня. В основі сучасного протезування ступнів лежить складна гідравліка, що імітує основні положення, які приймає стопа при ході, стоянні, поворотах і навіть танцювальних рухах (Рис. 1.6).

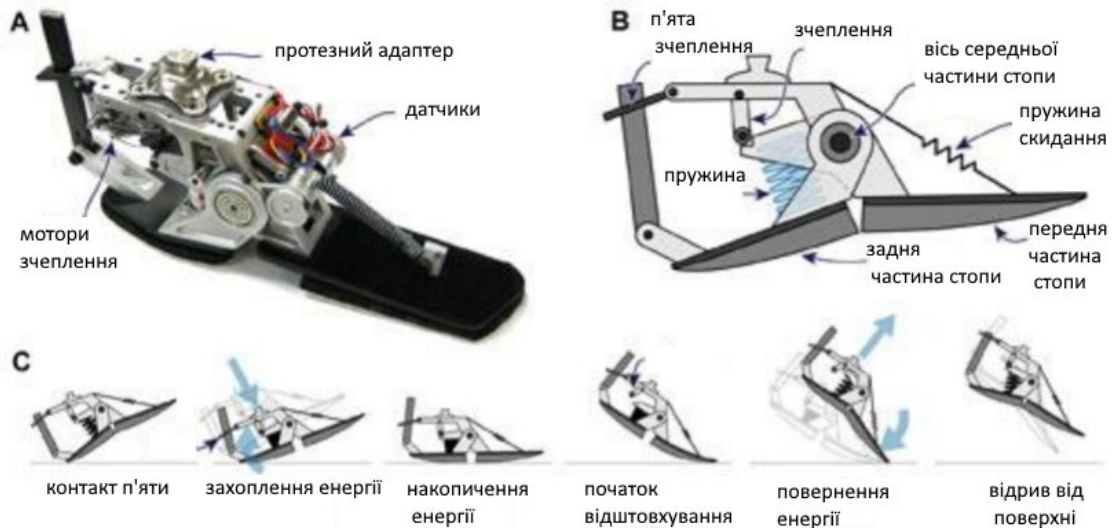


Рисунок 1.6 – Роботизована ступня біонічного протеза кінцівки: А - зовнішній вигляд, В - конструкція, С - фази руху [29].

А першим у світі інтелектуальним протезом ступні, що надійшли в роздрібний продаж, став ProprioFoot - протез, який здатний "думати і діяти сам" (Рис.1.7) [29]. Офіційними розробниками даного протеза є компанія з Ісландії Ossur і канадська фірма Dynastream Innovations.



Рисунок 1.7 – Протез ProprioFoot [7, 29]

Вартість ProprioFoot становить приблизно \$9000. Даний протез здатен на проміжку 15 кроків обчислити особливості ходи і навантаження його власника, максимально точно запам'ятати "стиль господаря" і в подальшому підлаштовуватися під нього. Стопа PROPRIO FOOT легко адаптується до

рельєфу, забезпечуючи неперевершену стійкість, ефективність і комфорт на схилах і сходинках. PROPRIO FOOT визначає, коли користувач починає підніматися або спускатися по сходах і автоматично підлаштовується під рух, допомагає збалансувати ходу, що знижує навантаження на колінні суглоби, стегна і спину. PROPRIO FOOT [29] дозволяє, встаючи і сідаючи, підгинати обидві стопи (а не одну) під коліна, завдяки чому рухи стають більш природними і симетричними. В положенні сидячи протез автоматично опускає носок стопи в місцях зіткнення з поверхнею. Використовуючи цей протез, пацієнт може дозволити собі взуття з каблуком від 0 до 5 см [7, 29].

Можливості колінного модуля RHEO KNEE і стопи PROPRIO FOOT були об'єднані в біонічному протезі SYMBIONIC LEG 3 (Рис. 1.8). Мікропроцесорне управління стопи при кожному кроці у фазі перенесення піднімає носок, що дозволяє безпечно проносити протез через перешкоду, комфортно спускатися и підніматися драбуною.

Протез виготовляється однієї висоти з збереженою кінцівкою (зазвичай протез стегна з одноосьовим колінним модулем робиться коротшим на 1 - 1,5 см.), що суттєво знижує навантаження на хребет і запобігає його викривленню.



Рисунок 1.8 - Біонічний протез SYMBIONIC LEG 3 [8]

Окрім створення роботизованих протезів, здатних "вести діалог" з нервовою системою, важливим напрямком є остеointegraція, тобто зрощення штучного модуля і кістки, що дозволить обійтися без гільзи протеза. Експерименти по зрощування титанових імплантатів зі шкірою, м'язами і

кісткової тканиною проводяться регулярно, а деякі компанії (зокрема, німецька ESKA Implants з їхньою технологією endo-EXO) вже представили серійні розробки [8, 29].

1.5 Поточні підходи до розроблення контролерів роботизованих протезів

Нижче наведено короткі описи робіт, що мають спільні ідеї із системою Gain.

Першу систему на основі штучної нейронної мережі (artificial neural networks, ANN) для допомоги пацієнтам з ушкодженнями спинного мозку розробили в 1995 році Франциско Сепульведа і Альберто Кліке [31]. Було показано, що ANN є підходящим інструментом для відновлення сигналів м'язів на підставі кутів суглобів стегна, коліна і гомілки. Крім того, для перемикання між режимами пропонована система використовувала голосове керування. Основними висновками статті були: (1) необхідні дві нейронні мережі для фази опори і перенесення, і (2) модель ANN вимагає калібрування для кожного окремого пацієнта. У цій дисертації показується, що ці висновки неправильні. По-перше, було побудовано єдину нейронну мережу, яка здатна генерувати ходу як для фази перенесення, так і для фази опори. Проте слід підкреслити, що для однієї й тієї самої людини у фазі перенесення спостерігалася вища дисперсія, ніж у фазі опори; однак немає необхідності у високоточному прогнозуванні траєкторії для фази перенесення, оскільки найважливіша робота виконується у фазі опори [38]. Крім того, слід звернути увагу, що голосове управління не є обов'язковим для перемикання між ходьбою та іншими видами діяльності. Намір встати або сісти можна визначити за активністю м'язів стегна за допомогою датчиків EMG. Що стосується другого пункту, можна припустити, що в даній роботі автори використовували дані з надто маленької кількості пацієнтів, і тому їхня модель не змогла узагальнити результат.

Можливо, найвідомішим нефазовим середньорівневим контролером є метод під назвою "взаємопов'язаний розрахунок руху кінцівки (complementary

limb motion estimation, CLME)", розроблений групою дослідників під керівництвом Мартіна Бусса [36]. Ідея CMLE полягає в тому, що траєкторія відсутньої ноги може бути передбачена за рухом і положенням здорової ноги за допомогою лінійних перетворень. CLME використовує інформацію про стан усієї здорової ноги і надає метод генерації положення гомілки для пацієнтів, які страждають на трансфеморальну ампутацію однієї ноги. Цей підхід, на жаль, має серйозні обмеження. (1) Ця система була навчена і перевірена на одному і тому ж пацієнті, отже, узагальнення системи для використання іншими пацієнтами невідоме. (2) Систему було навчено та перевірено тільки для ходьби на біговій доріжці та підйому по сходах. (3) У цьому дослідженні не розглядалися переходи із сидячого положення в стояче і навпаки. З іншого боку, на відміну від CLME, Gain використовує інформацію тільки від рухів стегон і може використовуватися для пацієнтів з ампутацією обох ніг. Gain було протестовано в природних умовах у кількох режимах пересування, пов'язаних із ходьбою, включно з переходом між режимами. Також Gain демонструє низьку помилку узагальнення для нових користувачів.

Групою під керівництвом Юе Вена було представлено спеціальний метод навчання з підкріпленням (reinforcement learning, RL) для генерації траєкторії руху роботизованої ноги [37]. Статтю було опубліковано в січні 2019 року, вже після того, як цей дисертаційний проєкт завершився. Вен і його співавтори розділили повний цикл ходи на чотири фази. Кожна фаза керувалася своєю власною імпедансною функцією. Автори розробили спеціальний алгоритм для налаштування 12 параметрів функцій контролю для кожної фази пересування. Автори досягли середньоквадратичної помилки $3,99 \pm 0,62^\circ$ для двох учасників (здорової людини та одностороннього трансфеморального ампутанта). На жаль, автори тестували свою систему тільки в лабораторних умовах на біговій доріжці в заданому темпі і тільки на плоскій поверхні. Одним із найбільших недоліків підходу, запропонованого авторами статті, є те, що реальні системи контролю мають бути навчені для виконання кількох завдань, таких як ходіння по траві, підйом і спуск по сходах, зупинка й початок ходіння тощо. Крім того, цей підхід

вимагає наявності хорошого високорівневого контролера для зміни однієї функції імпедансу на іншу під час зміни видів пересування.

1.6 Використання методів машинного навчання для аналізу руху

Методи машинного навчання (machine learning, ML) використовують для адаптації алгоритмів до певних завдань з використанням великого набору даних. Методи, засновані на ML, чудово зарекомендували себе в розв'язанні безлічі завдань, як-от розпізнавання зображень, розпізнавання мови та рекомендації продуктів або послуг. У цій роботі представлено застосування методів машинного навчання для розв'язання задач розпізнавання фізичної людської діяльності (human activity recognition, HAR).

HAR - це сфера машинного навчання, яка фокусується на розпізнаванні або аналізі видів діяльності, що виконуються людьми [23]. HAR вже використовується для спостереження за громадським порядком, виявлення падінь людей, а також для розпізнавання жестів, у робототехніці, проєктуванні екзоскелетів, розумних будинків тощо. Аналіз людської діяльності може бути корисним і в охороні здоров'я, наприклад, під час спостереження за відновленням після операції, у системах контролю екзоскелетів або аналізі техніки атлетів у спорті тощо.

Методи HAR засновані головним чином на двох типах даних: візуальних або сенсорних. До першої групи належать методи HAR, що базуються головним чином на зображеннях або відео. До другої групи належать методи HAR, що базуються на сенсорних даних, отриманих від інерційних датчиків, таких як акселерометри та гіроскопи мобільних телефонів, або ж від датчиків на певних частинах людського тіла. Ця дисертація належить до другої категорії і фокусується на даних, отриманих із натільних сенсорів.

Існує три основні галузі HAR: (1) розпізнавання жестів, (2) розпізнавання діяльності повсякденного життя і (3) аналіз ходи людини.

Розпізнавання жестів (gesture recognition, GR) в основному фокусується на розпізнаванні жестів у повітрі [12]. Розпізнавані патерни можуть містити числа, кола, прямокутники або букви латинського алфавіту. Розпізнавання зазвичай робиться за даними, отриманими з датчиків смартфона або спеціальних рукавичок, забезпечених інерціальними датчиками, і іноді датчиків електроміографії (electromyography, EMG) для вимірювання електричного потенціалу м'язової активності.

Розпізнавання діяльності в повсякденному житті (recognition of activity of daily living, ADL) спрямоване на розпізнавання повсякденних дій людини [41]. Наприклад, цікавою темою дослідження є розпізнавання дій на кухні, як-от приготування їжі, завантаження посудомийної або пральної машини, збивання яєць, відкривання або закривання шухляд чи дверей тощо. Часто ці дії можуть бути перервані, наприклад, відповіддю на телефонний дзвінок. У цих дослідженнях інерційні датчики найчастіше розташовуються на зап'ясті, спині або щиколотці, проте можуть використовуватися також додаткові датчики, такі як датчик температури, датчик витрати води, датчик частоти серцевих скорочень тощо.

Аналіз ходи людини (human gait analysis, HGA) фокусується не тільки на розпізнаванні дій, а й на тому, як саме ці дії виконуються [8]. Це може бути корисно в системах охорони здоров'я для спостереження за пацієнтами, які відновлюються після операцій, або для діагностики хвороби Паркінсона. Незвичайний цикл ходи може свідчити про хворобу, тому HGA важливий під час оцінки порушень опорно-рухового апарату та діагностики нейродегенеративних захворювань, таких як розсіяний склероз, мозочкова атаксія, пухлина головного мозку тощо. Наприклад, у пацієнтів із розсіяним склерозом спостерігаються зміни в довжині кроку і швидкості ходьби. Натільні датчики можна використовувати для виявлення та вимірювання порушень, пов'язаних із ходою, для моніторингу одужання пацієнтів або поліпшення спортивних результатів. Наприклад, датчики EMG можна використовувати для оцінки сили скорочення м'язів для поліпшення продуктивності в бігу та інших видах спорту [9]. Також

падіння літніх людей можуть бути виявлені за допомогою тривісних акселерометрів, прикріплених до талії. Акселерометри, встановлені на ногах людей із хворобою Паркінсона, можна використовувати для виявлення завмирання ходи та запобігання падінню.

Відновлення ходи людини (Human gait inference, HGI), також зване передбаченням траєкторії ходи, має на меті передбачити, якими будуть рухи ампутованих або пошкоджених частин ноги (стегна, гомілки або ступні) для діяльностей, пов'язаних із ходьбою [35]. Методи HGI часто є ієрархічними і складаються з трьох рівнів. Перший, званий високорівневим контролером, призначений для розпізнавання поточної діяльності, яку виконує користувач. Щойно діяльність або намір користувача розпізнають, високорівневий контролер дає команду середньорівневому контролеру почати генерувати відповідну ходу. Необхідність у високорівневому контролері пояснюється тим фактом, що для генерації ходи для різних завдань пересування в більшості випадків потрібен власний середньорівневий контролер. Середньорівневий контролер генерує траєкторії ходи роботизованих протезів ніг або екзоскелетів. Середньорівневі контролери можна розділити на два типи: фазові та нефазові. Фазові середньорівневі контролери складаються з декількох моделей, які створюють ходи для певної фази ходи. Фази людської ходи показано на рис. 1.7.

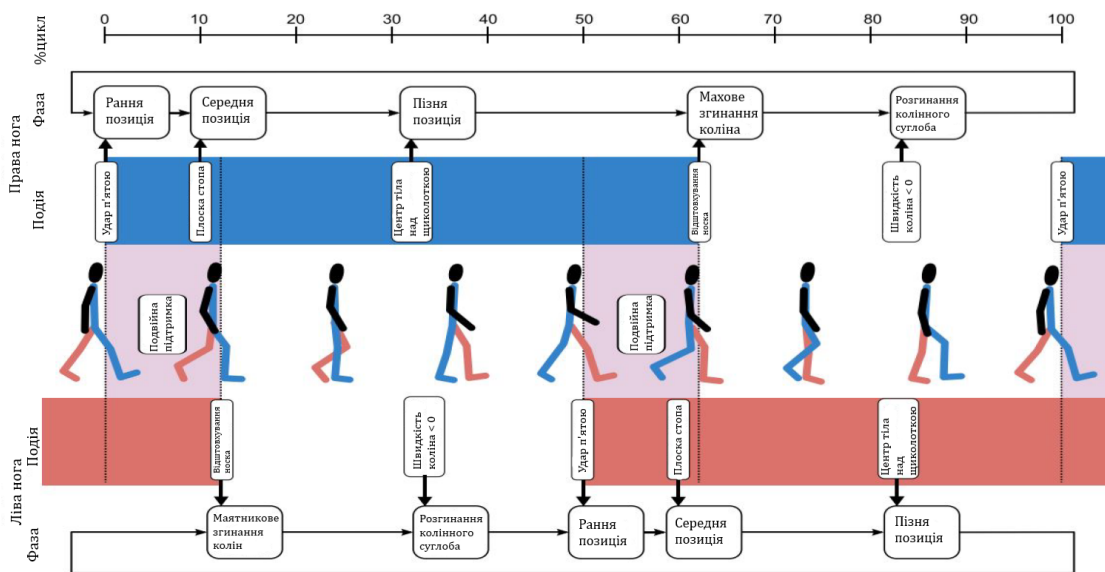


Рисунок 1.7 – Фази повного циклу ходи під час пересування

Після розпізнавання поточної фази середньорівневий контролер виконує відповідні дії. Нефазові середньорівневі контролери безпосередньо націлені на прогнозування бажаної траєкторії ходи. Ці контролери, як правило, відновлюють траєкторію відсутньої ноги на підставі руху здорової ноги з використанням лінійних регресійних моделей. Низькорівневий контролер здійснює фізичне управління роботизованими ногами на апаратному рівні. Незважаючи на те, що HGI тісно пов'язаний з HAR, просунуті методи ML не часто використовують у цій галузі, особливо під час розроблення середньорівневих контролерів.

1.7 Огляд наукової літератури з розробки нейронних мереж

Основним для створення нейронної мережі є вибір структури самої мережі та вхідних ознак, за якими відбувається диференціація сигналів. Вибір структури та ознак завжди пов'язаний один з одним, оскільки для ефективної роботи нейронної мережі набір вхідних ознак має відповідати особливостям роботи нейронної мережі [1, 2].

Також вибір вхідних ознак ґрунтується на вигляді, структурі та особливостях аналізованих сигналів. Виділення ознак здійснюється перетворенням вихідного сигналу до відповідного для подальшого аналізу виду.

Найпростіша нейронна мережа, перцептрон, являє собою ряд вхідних елементів (нейронів), ряд проміжних (схованих) елементів та ряд вихідних елементів (див. рис. 1.8).

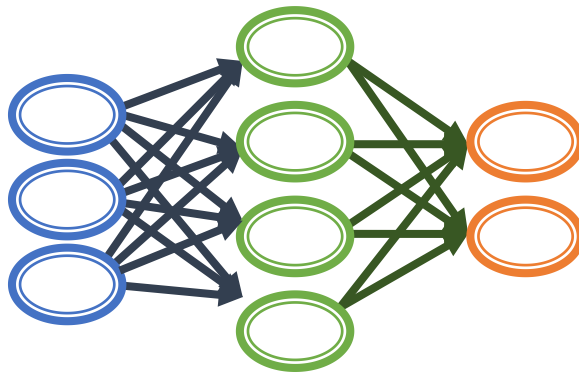


Рисунок 1.8 – Структура перцептрону

Кожен елемент такої мережі зв'язаний зі всіма (іноді з деякими) елементами попереднього шару. Залежність вихідних сигналів від вхідних описується рівняннями 1.1 і 1.2:

$$Z_i^3 = f \left(\sum (w_k^2 Z_k^2 - \theta) \right); \quad (1.1)$$

$$Z_i^2 = f \left(\sum (w_k^1 Z_k^1 - \theta) \right), \quad (1.2)$$

де Z_i^3, Z_i^2, Z_k^1 – елементи мережі (вихідні, скриті вхідні),

w_k^2, w_k^1 – вагові коефіцієнти,

θ – поріг передачі сигналу,

$f()$ – функція активації.

Дана структура нейронної мережі використовується для вирішення таких задач як, прогнозування, розпізнавання образів, управління та може бути базою для будови більш складних мереж.

Згорткова мережа – мережа, яка має один, або декілька, згорткових шарів, які виконують операцію згортки вхідних параметрів і є матричними фільтрами (див. рис. 1.9). Дана структура зазвичай додається до інших мереж, та виконує обробку візуальних даних.

1	4	3	7	4
2	3	8	9	1
3	5	6	1	2
3	2	8	2	9
4	6	4	7	1

*

1	-2	1
-2	4	-2
1	-2	1

=

-13	7	17
13	-4	-8
-19	23	-29

Рисунок 1.9 – Приклад операції згортки числової матриці й ядра

Операція згортки виконується поелементним добутком і додаванням вхідного масиву та ядра згортки. Розмірність вихідного буде залежати від кроку зміщення ядра (рис 1.10).

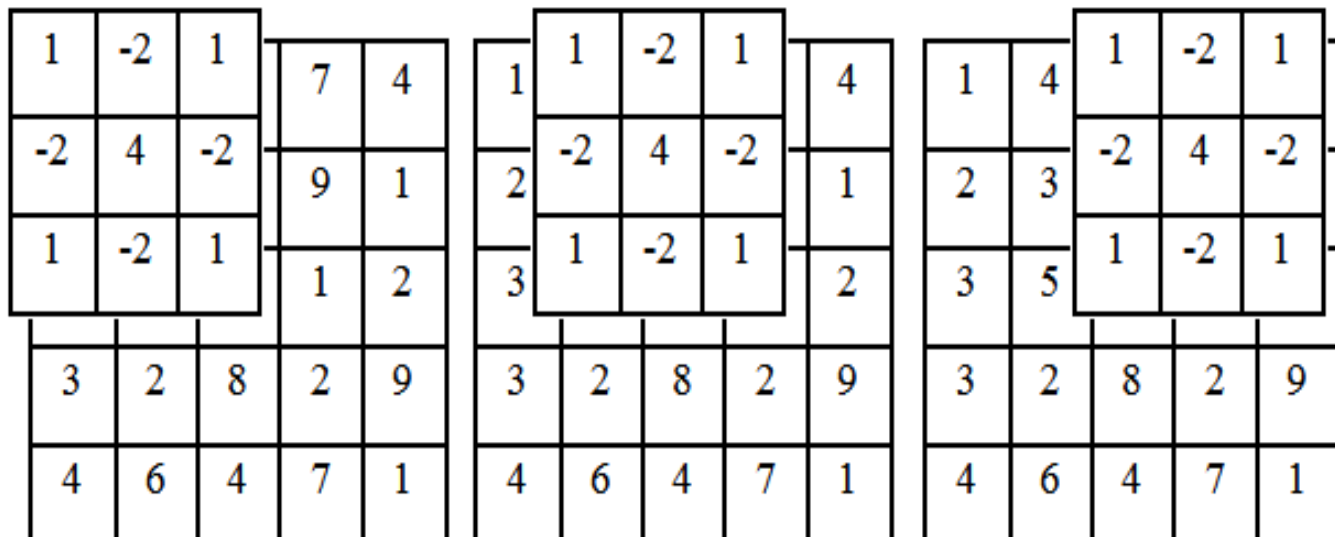


Рисунок 1.10 – Процес згортки числової матриці й ядра

Розрахунок згортки для двомірного масиву проводиться по формулі (1.3):

$$w(m, n) = \sum_{i=0}^L \sum_{j=0}^L X(m + i, n + j) \cdot f(i, j), \quad (1.3)$$

де m, n – номери елементів,

$w()$ – функція згортки,

$X()$ – початковий масив,

$f()$ – функція ядра.

При виконанні згортки може бути декілька нових шарів, якщо використовувати декілька ядер згортки (див. рис. 1.11). Також, можуть виконуватись операції конволюції і деконволюції. Тому, розмірність нових шарів може бути як менше, так і більше початкового шару.

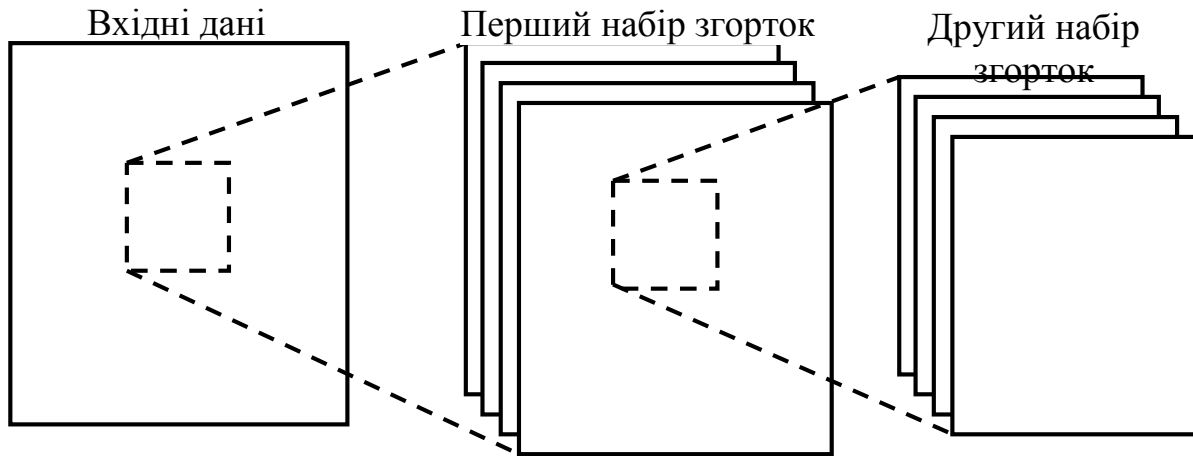


Рисунок 1.11 – Використання згортки у нейронних мережах

Рекурентна нейронна мережа – вид нейронних мереж, де елементи циклічно передають дані при обробці послідовності. Завдяки цьому з'являється можливість обробляти серії подій у часі, враховуючи не тільки значення вхідних параметрів, але й їх зміну. З використанням рекурентних мереж з'являється таке поняття, як внутрішня пам'ять нейронної мережі. Тому мережі застосовують у завданнях розпізнавання рукописного тексту, чи розпізнавання промови, чи будь-якої іншої обробки послідовності даних. Блок схема рекурентної мережі представлена на рисунку 1.12.

На кожному кроці часу RNN отримує вхідні дані X_t та попередній стан h_{t-1} , обчислює поточний стан h_t та виводить результат y_t . Стан h_t може бути використаний для передачі інформації на наступний крок часу або для вирішення певного завдання.

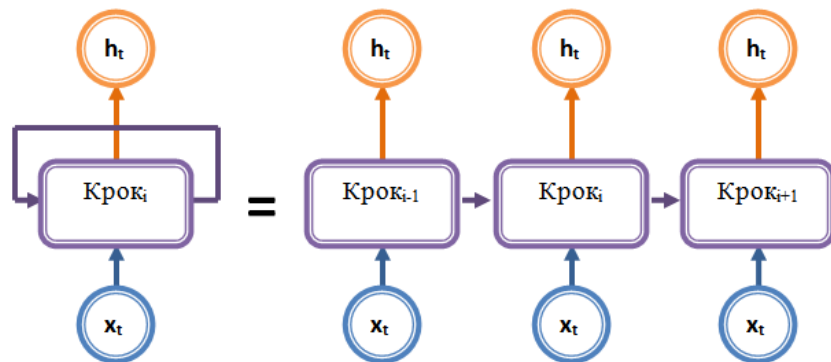


Рисунок 1.12 – Структура рекурентної нейронної мережі

Останнім часом для вирішення медичних завдань з всіх видів рекурентних мереж використовують мережі з довготривалою та короткочасною пам'яттю (LSTM) та керований рекурентний блок (GRU).

Висновки до першого розділу:

Даний розділ присвячений детальному аналізу проблеми динаміки руху людей та її впливу на розробку роботизованих протезів для нижніх кінцівок.

У цьому розділі було розглянуто важливі аспекти, пов'язані з динамікою руху людей, такі як біомеханіка, кінематика та кінетика. Було досліджено рух людських кінцівок під час ходьби, бігу та інших активностей, а також вивчено взаємодію між різними частинами тіла під час руху.

Основна проблема, з якою стикаються розробники роботизованих протезів для нижніх кінцівок, полягає в відтворенні природного руху та забезпеченні стабільності та комфорту користувача. Для цього необхідно враховувати біомеханічні особливості людського тіла, такі як рухові суглоби, м'язи, сили та моменти, що діють на кінцівки.

У розділі було проведено аналіз різних підходів та технологій, що використовуються в розробці роботизованих протезів для нижніх кінцівок. Це включає використання електроміографічних сигналів, нейронних мереж, глибокого навчання та інших методів для керування протезами та відтворення природного руху.

Висновок з аналізу полягає в тому, що розробка роботизованих протезів для нижніх кінцівок є складною задачею, оскільки вимагає врахування багатьох факторів, пов'язаних з динамікою руху людей та сучасних технологій та методів, для досягнення високої точності та натуральності руху в роботизованих протезах.

2 РОЗРОБКА КОНЦЕПЦІЇ ТА ОГЛЯД ВИКОРИСТАНОЇ БАЗИ ДАНИХ ДЛЯ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ

2.1 Опис концепції системи управління людською ногою

Система СУЛХ потенційно також може бути корисною для контролю екзоскелета. Екзоскелети можуть надати додаткову фізичну силу або допомогу в реабілітації ходи. У першому випадку екзоскелети можуть використовуватися для допомоги пожежникам і рятувальникам у небезпечних умовах, медсестрам для переміщення важких пацієнтів [19] або солдатам для перевезення важких вантажів. Реабілітаційні екзоскелети можуть використовуватися для забезпечення підтримки під час ходьби літнім людям або для реабілітації після інсульту чи травми спинного мозку.

Ідея СУЛХ заснована на спостереженні високої нелінійної кореляції між рухами частин ніг здорових людей. Отже, використовуючи методи машинного навчання, можна вивести рухи обох гомілок на основі рухів стегон. Для цієї мети в системі СУЛХ використовують рекурентну нейронну мережу (recurrent neural network, RNN) з комірками довгої короткострокової пам'яті (long-short-memory, LSTM).

Однак наміри користувача сісти або встати не можуть бути розпізнані за рухами стегон, оскільки стегна змінюють своє положення вже в процесі виконання цих дій. Тому СУЛХ використовує датчики ЕМГ, розташовані на шкірі над латеральними м'язами стегон, для розпізнавання намірів користувача. Таким чином, користувач може сигналізувати про свої наміри, збільшуючи м'язову активність у стегнах.

Система управління СУЛХ отримує дані від тривісних акселерометрів, тривісних гіроскопів і датчиків ЕМГ, розташованих на обох стегнах. Система управління СУЛХ складається з двох основних частин: (1) високорівневого контролера, який розпізнає поточну діяльність або намір користувача, і (2) середньорівневого контролера, який виконує такі функції: генерація положення

гомілки, процедура вставання із сидячого положення, перехід зі стоячого в сидяче положення.

Високорівневий контролер керує середньорівневим контролером за такими правилами:

– Коли користувач сидить, середньорівневий контролер не генерує положення гомілки, і обидві ноги залишаються нерухомими. У цей час високорівневий контролер зчитує інформацію про електричну активність м'язів, отриману з датчиків EMG стегон. За достатнього рівня електричної активності контролер розпізнає намір користувача встати, і тоді середньорівневий контролер починає виконувати процедуру переходу із сидячого положення в стояче.

– Коли користувач стоїть, високорівневий контролер може (1) утримувати користувача в положенні стоячи, (2) якщо одне стегно починає рухатися, то використовувати контролер середнього рівня для передбачення ходи або (3) використовувати середньо-рівневий контролер для виконання процедури переходу зі стоячого положення в сидяче, якщо електрична активність м'язів стегон раптово стає високою, і обидва стегна перебувають в одному положенні.

– Коли користувач іде, біжить або піднімається/спускається сходами, високорівневий контролер використовує середньорівневий контролер для передбачення положення гомілок за допомогою рекурентної нейронної мережі.

– Коли користувач хоче зупинитися, високорівневий контролер дає команду середньорівневному контролеру виконати зупинку й утримувати користувача в положенні стоячи.

На рисунку 2.1 показано можливі переходи між різними станами системи. Наприклад, якщо користувач іде, то система не може виконати процедуру переходу в сидяче положення. Спершу користувач має зупинитися і перейти в стояче положення. Коли користувач сидить, СУЛХ не генерує положення гомілки. Генерація починається тільки після того моменту, коли користувач почав процедуру вставання.

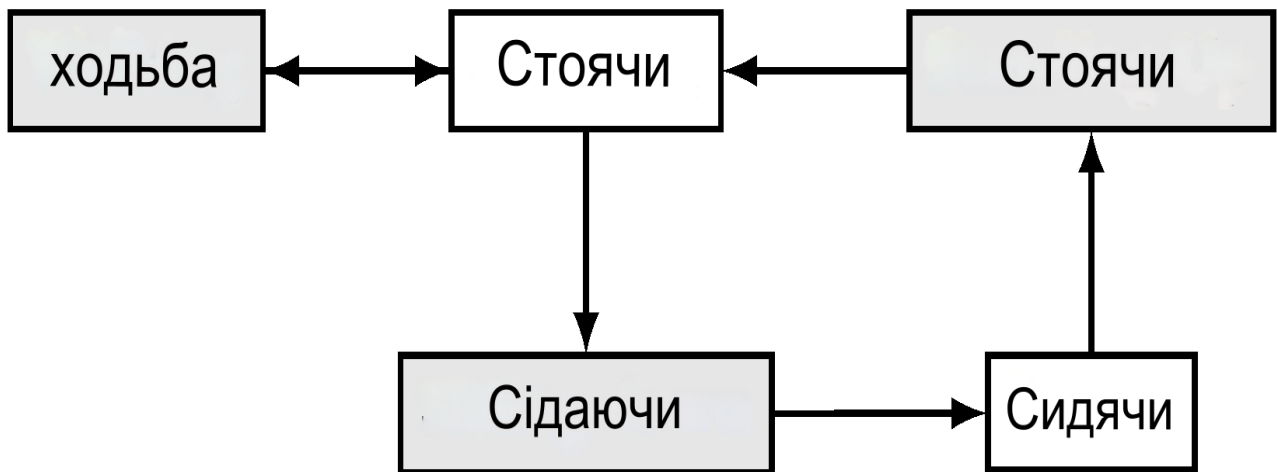


Рисунок 2.1 – Граф переходів станів системи управління СУЛХ

Неправильне розпізнавання стану або невірне розпізнавання намірів можуть створювати проблеми для безпеки користувача. Якщо система СУЛХ під час сидячого положення невірно розпізнала намір користувача встати, тоді система просто почне розгинати протези, не завдаючи шкоди користувачеві. Проте, якщо система невірно передбачила намір користувача перейти в сидяче положення, тоді як користувач просто стоїть, тоді користувач може впасти й отримати серйозну травму. Тому для розпізнавання наміру переходу зі стоячого положення в сидяче набагато важливіше досягти низького рівня помилкових спрацьовувань (precision), ніж низького рівня пропущених спрацьовувань (recall). У зв'язку з цим поріг ухвалення рішення відкалібрували так, щоб модуль розпізнавання активності досягав низької частоти хибних спрацьовувань завдяки вищій помилці пропускання передбачення наміру. Як наслідок, користувачам може знадобитися більше часу для того, щоб намір сідати розпізнався. Але завдяки цьому очікується, що це призведе до зменшення травм у наслідок падіння.

Система СУЛХ здатна контролювати роботизовані протези ніг людей із подвійною трансфеморальною ампутацією. Концепцію СУЛХ проілюстровано на рисунку 2.2. Кола позначають розташування датчиків EMG, а прямокутники показують розташування акселерометрів і гіроскопів.

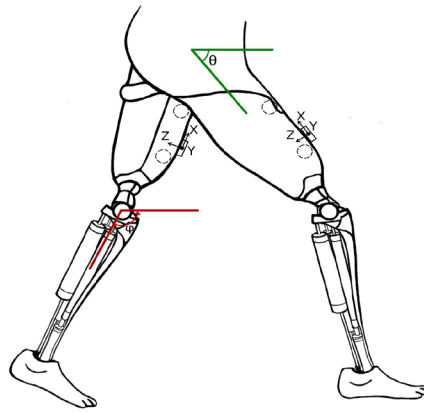


Рисунок 2.2 – Концепція роботизованих протезів ніг для пацієнтів, які перенесли подвійну трансфеморальну ампутацію.

Таким чином, система СУЛХ може допомогти пацієнтам із частковою або подвійною ампутацією нижніх кінцівок.

2.2 Вимоги до системи управління людською ходьбою

Однак, щоб використовувати систему СУЛХ у портативних системах у реальному часі, вона має відповідати таким вимогам:

1. Низька затримка передбачення. Система СУЛХ повинна швидко реагувати на раптові зміни в поведінці користувача в режимі реального часу.
2. Швидкість та енергоефективність. Для того, щоб повинна СУЛХ могла використовуватися в мобільних і портативних системах, контролер має бути енергоефективним і обчислювально недорогим.
3. Плавне розпізнавання. Система СУЛХ має забезпечувати безперервне розпізнавання діяльності та здійснювати швидкий перехід між видами діяльності.
4. Узагальнення. Система СУЛХ має виконувати свої функції для нових користувачів, чії дані не були використані під час навчання моделі.

Низька затримка передбачення. Передбачення моделі має бути зроблено в режимі реального часу на основі останніх спостережуваних даних. Тому двоспрямовані моделі, такі як двоспрямовані рекурентні нейронні мережі [24]

або алгоритми динамічної трансформації часової шкали (dynamic time warping) [26], не підходять для цілей цього проєкту з двох основних причин. По-перше, для передбачення значень цим моделям потрібна вся спостережувана послідовність. Це обмеження сильно збільшує затримку передбачення. По-друге, передбачене значення поточного моменту часу ґрунтується не тільки на поточних, але також і на наступних даних. Стандартні приховані Марковські моделі (hidden Markov models, НММ) є стандартним підходом для розпізнавання людської діяльності [27]. Однак висока точність розпізнавання досягається за рахунок збільшення затримки в прогнозуванні. Це відбувається через те, що для визначення прихованих станів алгоритм Вітербі використовує всю послідовність або, принаймні, деяку її частину. Тому НММ не підходять для прогнозування в режимі реального часу.

Швидкість та енергоефективність. Безперервне розпізнавання з інтенсивним використанням центрального процесора може швидко виснажити батарею мобільної системи. Отже, потрібно, щоб система була досить енергоефективною для мобільних технологій. Кілька підходів було розроблено для вирішення цієї проблеми. Деякі підходи передбачають зниження кількості необхідних датчиків адаптивним вибором [40] або на основі видів діяльності [13]. Інші підходи спрямовані на зниження обчислювальних витрат шляхом відбору ознак для передбачення [1], репрезентативного навчання [30] або ж використання недорогих в обчислювальному відношенні моделей прогнозування, таких як випадкові ліси або дерева рішень [33].

Плавне розпізнавання. Ця вимога має гарантувати, що метод розпізнавання забезпечує безперервне розпізнавання діяльності та здійснює швидкий перехід між видами діяльності. Лестер і колеги [25] вказали, що методи однокадрового передбачення, такі як дерева рішень або метод опорних векторів, схильні давати розрізнені прогнози. Однак дані людської діяльності є часовими даними і наступні дані мають високу кореляцію з поточними. Цей величезний обсяг інформації може бути використаний послідовними моделями, такими як НММ і RNN, або шляхом включення методу ковзного вікна в однокадрові методи.

Фактично, Манніні та його співавтори [27] вказали, що послідовний класифікатор на основі НММ працює систематично краще, ніж його простий аналог однокадрової моделі гаусової суміші (Gaussian mixture model, GMM) (99,1% проти 92,2% точності). Пропонований послідовний класифікатор також вигравав в інших протестованих однокадрових моделях (найкращий однокадровий класифікатор - у цьому дослідженні це метод найближчого сусіда, який досяг точності 98,5%).

Узагальнення. Люди ходять по-різному, і цикли ходи у людей різняться. Рисунок 3.3 показує відмінність походок для однієї і тієї ж людини (А) і для різних людей (В). Отже, важливо, щоб системи машинного навчання були стійкі до цієї природної дисперсії. Ефективність моделі має всебічно оцінюватися на нових користувачах, дані яких не були використані під час навчання. На жаль, багато робіт у сфері HAR для оцінки своїх результатів не дотримувалися цієї ідеї. У більшості робіт набори даних для навчання і тестування були різні, але містили дані від одних і тих самих користувачів. Таким чином, ці оцінки не підходять для оцінювання того, як їхні системи працюватимуть із новими користувачами. Продуктивність системи управління СУЛХ оцінювалася з використанням методу контрольованої перехресної перевірки (supervised cross-validation) [21]. За такого підходу дані від одного учасника відбиралися для тестування. При цьому інші дані від інших учасників використовувалися для навчання. Таким чином, цей підхід дає надійну оцінку того, наскільки добре система СУЛХ працюватиме для нового користувача, дані якого раніше не використовувалися системою. Система СУЛХ була оптимізована таким чином, щоб найкращим чином працювати з даними нового користувача. Слід зазначити, що, коли дані HuGaDB були записані кілька років тому, допускалася деяка варіація і в розташуванні датчиків на людському тілі. Розташування та орієнтація датчиків спеціально не були точно відрегульовані. Це забезпечило деяку різницю в даних, яка, найімовірніше, зробить систему СУЛХ стійкішою до реального розташування датчиків на практиці і забезпечить краще узагальнення для

алгоритмів машинного навчання. Це також дасть користувачам більше свободи під час встановлення датчиків.

2.3 Опис бази даних для аналізу ходи

Для навчання і тестування моделей машинного навчання СУЛХ було використано базу даних людської ходи HuGaDB (Human Gait DataBase).

Основна мета цього набору даних - надати детальні дані про ходу для вивчення того, як частини ніг рухаються окремо та відносно одна одної під час таких активностей, як ходьба, біг, стояння тощо. Короткий опис цих видів діяльності можна знайти в Таблиці 3. Ці режими активності охоплюють найпоширеніші види діяльності, пов'язані з ходьбою. Цей набір даних містить безперервні записи комбінацій активностей, а дані сегментовані та анотовані з позначкою активності, що виконується в даний момент. Таким чином, цей набір даних також підходить для аналізу людської ходи та активності між переходами.

Таблиця 2.1 - Характеристики HuGaDB

ID	Діяльність	Секунд (хвилин)	Відсоток	Кадрів	Опис
1	Ходьба	11544 (192)	32.15	679073	Ходьба і повороти на різних швидкостях на плоскій поверхні
2	Біг	1218 (20)	3.39	71653	Біг із різними темпами
3	Підйом по сходах	2237 (37)	6.23	131604	Підйом по сходах на різних швидкостях
4	Спуск по сходах	1982 (33)	5.52	116637	Спуск по сходах на різних швидкостях
5	Сидіння	4111 (68)	11.45	241849	Сидіння на стільці
6	Перехід зі стоячого стану в сидячий	409 (6)	1.14	24112	Опускання на стільці
7	Перехід із сидячого стану в стоячий	380 (6)	1.06	22373	Вставання зі стільця

Для збору даних використовували переважно інерційні датчики. Загалом шість інерційних датчиків було розміщено на правому та лівому стегні, гомілках та стопах, а дані було зібрано у 18 здорових учасників, що забезпечило загалом 10 годин запису. Це дозволило автору дослідити, як частини ніг рухаються окремо і відносно одна одної під час виконання різних видів діяльності та в перервах між ними. Цей набір даних можна використовувати як контрольні дані, наприклад, у дослідженнях, пов'язаних з охороною здоров'я, таких як реабілітація ходьби або розпізнавання хвороби Паркінсона. У віртуальній реальності або іграх цей набір даних також можна використовувати для моделювання віртуальних рухів людини, відтворюючи рухи ніг з даних акселерометра шляхом простого обчислення інтегралів. Насправді, він не обмежується віртуальним середовищем і може бути використаний для навчання ходьби та пересування людиноподібних роботів, щоб зробити їх більш схожими на людей і втекти з моторошної долини.

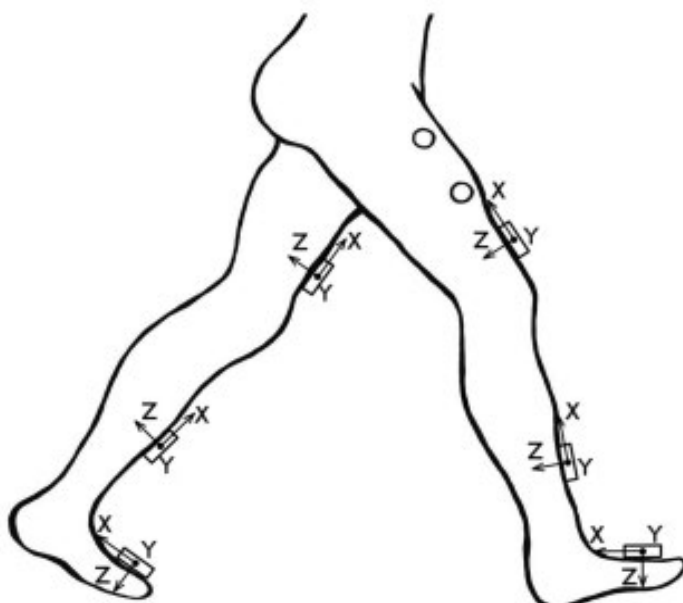
Цей набір даних є унікальним у тому сенсі, що він вперше надає дуже докладні дані про ходу людини, отримані переважно з інерційних датчиків, і містить сегментовані анотації для вивчення переходу між різними видами діяльності.

Для збору даних використовуються інерційні датчики MPU9250 та електроміографічні датчики. Кожен датчик ЕМГ має коефіцієнт підсилення за напругою близько 5000 і смуговий фільтр зі смугою пропускання, що відповідає спектру потужності ЕМГ (10-500 Гц). Частота дискретизації кожного ЕМГ-каналу - 1,0 кГц, аналого-цифрова роздільна здатність - 8 біт, вхідна напруга 0 - 5 В. Інерційні датчики склалися з 3-осьового акселерометра і 3-осьового гіроскопа, інтегрованих в одну мікросхему. Дані збиралися з діапазоном акселерометра $\pm 2g$ з чутливістю 16.384 найменш значущих біт (LSB)/g і діапазоном гіроскопа $\pm 2000^\circ/c$ з чутливістю 16.4 LSB $^\circ/c$.

Сигнали акселерометра та гіроскопа зберігалися у форматі int16. Сигнали EMG зберігаються у форматі uint8. Тому дані акселерометра можна конвертувати в m/c^2 , розділивши сирі дані 32768 і помноживши їх на 2g. Сирі

дані гіроскопа можна перетворити в $^{\circ}/\text{с}$, помноживши їх на 2000/32768. Сирі дані ЕМГ можна перевести у вольти, помноживши їх на 0,001/255. Сирі дані було збережено на випадок, якщо хтось віддасть перевагу іншим методам нормалізації.

Загалом три пари інерційних датчиків та одна пара датчиків ЕМГ були встановлені симетрично на правій та лівій ногах за допомогою еластичних стрічок. Пара інерційних датчиків була встановлена на прямому м'язі стегна на 5 сантиметрів вище коліна, пара датчиків навколо середини гомілкової кістки на рівні, де закінчується литка, і пара на стопах на плеснових кістках. Два датчики ЕМГ були розміщені на бічних м'язах гомілки і з'єднані зі шкірою трьома електродами. Розташування датчиків показано на рисунку 2.4.



(A)



(B)

Рисунок 2.4 - Система розподілу датчиків:

А – датчик ЕМГ - кружечки, прямокутники - інерційні датчики.; В – датчики встановлення на учаснику

Загалом було зібрано 38 сигналів: 36 від інерційних датчиків і 2 від ЕМГ-датчиків. Зведену інформацію про вхідні необроблені характеристики можна знайти в таблиці 2.2.

Таблиця 2.2 – Необроблені сигнали з різних типів датчиків бази даних

Номер функції	Тип датчику	Позиція	Вісь	Одиниці виміру	Символ
0	Акселерометр	Права нога	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,x)}$
1	Акселерометр	Права нога	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,y)}$
2	Акселерометр	Права нога	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,z)}$
3	Гіроскоп	Права нога	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,x)}$
4	Гіроскоп	Права нога	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,y)}$
5	Гіроскоп	Права нога	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,z)}$
6	Акселерометр	Права гомілка	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,x)}$
7	Акселерометр	Права гомілка	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,y)}$
8	Акселерометр	Права гомілка	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,z)}$
9	Гіроскоп	Права гомілка	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,x)}$
10	Гіроскоп	Права гомілка	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,y)}$
11	Гіроскоп	Права гомілка	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,z)}$
12	Акселерометр	Праве стегно	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,t,x)}$
1	2	3	4	5	6

Продовження таблиці 2.2

1	2	3	4	5	6
13	Акселерометр	Праве стегно	Y	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(r,t,y)}$
14	Акселерометр	Праве стегно	Z	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(r,t,z)}$
15	Гіроскоп	Праве стегно	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,x)}$
16	Гіроскоп	Праве стегно	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,y)}$
17	Гіроскоп	Праве стегно	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,z)}$
18	Акселерометр	Ліва нога	X	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,f,x)}$
19	Акселерометр	Ліва нога	Y	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,f,y)}$
20	Акселерометр	Ліва нога	Z	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,f,z)}$
21	Гіроскоп	Ліва нога	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,x)}$
22	Гіроскоп	Ліва нога	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,y)}$
23	Гіроскоп	Ліва нога	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,z)}$
24	Акселерометр	Ліва гомілка	X	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,s,x)}$
25	Акселерометр	Ліва гомілка	Y	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,s,y)}$
26	Акселерометр	Ліва гомілка	Z	$\frac{M}{c^2}$	$a_{(l,s,z)}$
27	Гіроскоп	Ліва гомілка	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,x)}$
28	Гіроскоп	Ліва гомілка	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,y)}$
1	2	3	4	5	6

Продовження таблиці 2.2

1	2	3	4	5	6
29	Гіроскоп	Ліва гомілка	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,z)}$
30	Акселерометр	Ліве стегно	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,x)}$
31	Акселерометр	Ліве стегно	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,y)}$
32	Акселерометр	Ліве стегно	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,z)}$
33	Гіроскоп	Ліве стегно	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,x)}$
34	Гіроскоп	Ліве стегно	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,y)}$
35	Гіроскоп	Ліве стегно	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,z)}$
36	EMG	Праве стегно		B	
37	EMG	Ліве стегно		B	

Датчики були з'єднані дротами між собою і з мікроконтролерним блоком, який містив електронну платформу Arduino Nano з модулем Bluetooth. Мікроконтролер збирав в середньому 56,3500 зразків в секунду зі стандартним відхиленням (STD) 3,2057, а потім передавав їх на ноутбук через Bluetooth-з'єднання.

2.2.1 Програма збору даних

Для збору даних було реалізовано чотири програмні модулі на мові програмування C# з мікроконтролера Arduino: LowerLimbActivityDriver, CollectionCountinuesGUI, Lower-LimbActivityTesting та Editor.

Модуль `LowerLimbActivityDriver` - це інтерфейс для зв'язку з Arduino Bluetooth на низькому рівні. Ця бібліотека зчитує дані датчиків з пристрою Arduino через Bluetooth з'єднання. Цей драйвер використовується у програмах `LowerLimbActivityTesting` та `CollectionCountinuesGUI`.

`CollectionCountinuesGUI` - основний інструмент для анотування. Він містить графічний інтерфейс користувача, де експериментатор може коментувати дані, що збираються. Потім експериментатор надає деяку мета-інформацію, наприклад, роздільну здатність акселерометра та ідентифікаційний номер учасника. Після цього експериментатор обирає режим активності і може починати збирати дані. Під час збору даних експериментатор натискає кнопку, яка вказує на поточну активність, що реєструється.

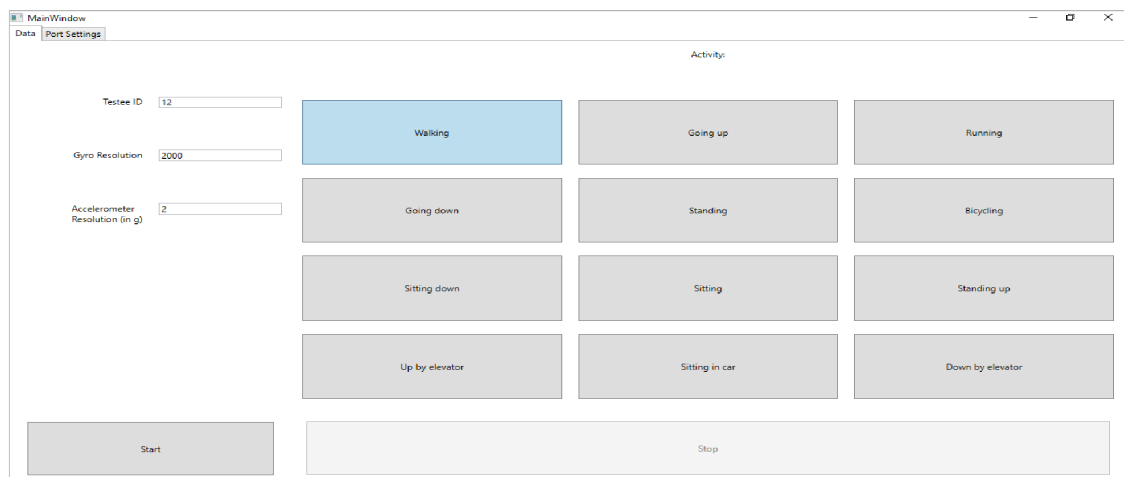


Рисунок 2.5 – Знімок екрана програми `CollectionCountinuesGUI`.

Коли експериментатор натискає кнопку "Стоп", програма припиняє збір даних і перевіряє їх якість. Це необхідно, оскільки під час збору даних дроти можуть від'єднуватися від датчиків. У такій ситуації пристрій Arduino надсилає нулі замість корисної попереджувальної інформації. Після зупинки запису `CollectionCountinuesGUI` автоматично перевіряє, чи не було перервано збір даних під час збору, і повідомляє про це експериментатора. Нарешті, `CollectionCountinuesGUI` зберігає дані у сирому форматі.

Програма Editor може читати ці сирі файли і конвертувати їх у формат HuGaDB.

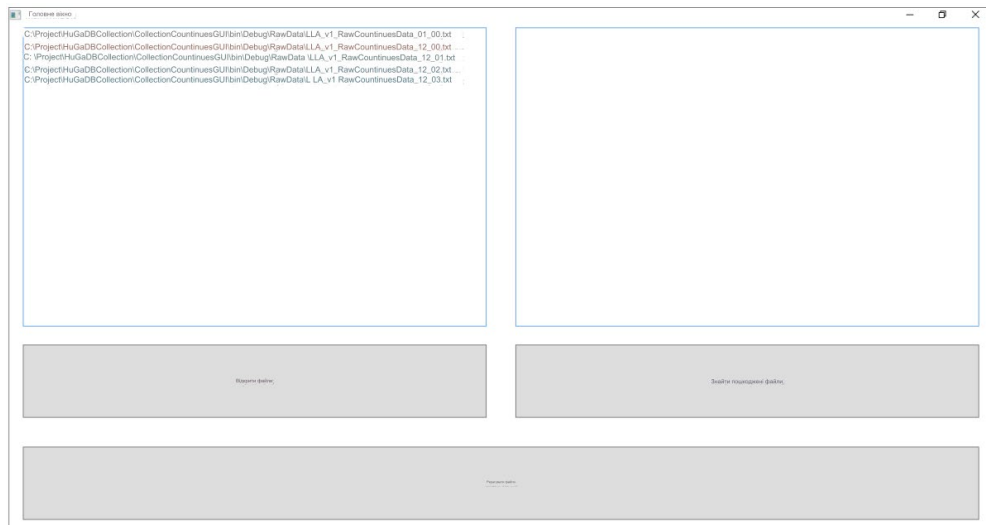


Рисунок 2.6 – Скріншот програми Editor під час вибору файлів для перетворення формату даних.

Програма LowerLimbActivityTesting була створена для візуалізації даних, отриманих з датчиків, з метою перевірки на наявність помилок. LowerLimbActivityTesting допомагає зрозуміти, чи були проблеми з підключенням до пристрою Arduino або з дротяними з'єднаннями між датчиками.

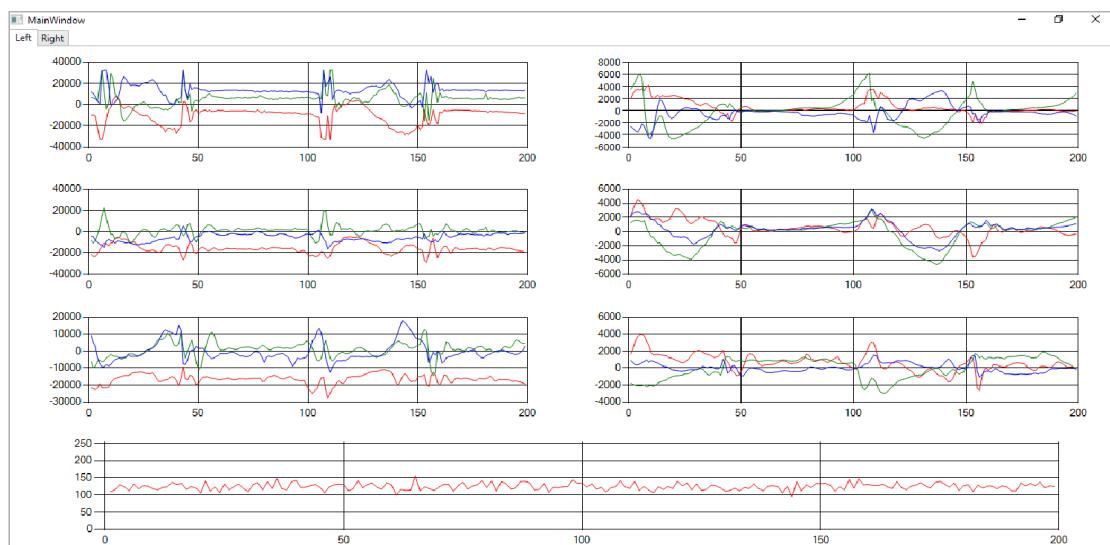


Рисунок 2.7 – Скріншот LowerLimbActivityTesting під час збору даних.

2.2.2 База даних різних рухів учасників експерименту

Дані були зібрані від 18 учасників. Ці учасники були здоровими молодими людьми: 4 жінки та 14 чоловіків, середній вік 23,67 (ДП: 3,69) років, середній зріст 179,06 (ДП: 9,85) см, середня вага 73,44 (ДП: 16,67) кг. Характеристики учасників наведені в таблиці 2.3.

Таблиця 2.3 – Характеристики учасників проекту NuGaDB

ID	Вага (кг)	Висота (см)	Вік	Стать (Ч=Чоловік, Ж=Жінка)
1	75	177	24	Ч
2	80	183	22	Ч
3	65	183	23	Ч
4	93	189	24	Ч
5	63	183	35	Ч
6	54	168	25	Ж
7	52	161	22	Ж
8	80	176	23	Ч
9	65	175	24	Ж
10	118	183	27	Ч
11	85	203	24	Ч
12	85	192	23	Ч
13	64	174	18	Ч
14	68	175	19	Ч
15	72	178	23	Ч
16	48	164	26	Ж
17	85	179	25	Ч
18	70	180	19	Ч

Учасники виконували комбінацію вправ з різною швидкістю, але в невимушеній обстановці, і на їхньому шляху не було жодних перешкод. Експериментатор безперервно записував дані за допомогою ноутбука та коментував їх разом із виконуваними вправами. Коли досліджуваного просили виконати певну вправу, експериментатор знаходився поруч і відзначав виконану вправу. Це дало нам довгу, безперервну послідовність сегментованих даних,

анотованих за видами діяльності. Загалом було зібрано 2 111 962 зразки від усіх 18 учасників, які надали в цілому 10 годин даних.

Збір даних проводився переважно всередині будівлі. Однак такі види діяльності, як біг, їзда на велосипеді та сидіння в автомобілі, виконувалися на вулиці. Підйом і спуск реєстрували на різних сходах (у будівлі та на вулиці) з різною висотою сходинок. Крім того, дані також збиралися в ліфті, що рухався, і в автомобілі. У цих сценаріях дії виконувалися просто стоячи або сидячи. Однак на датчики акселерометра впливає сила, і в певних випадках може бути важливо враховувати ці факти.

Під час збору даних було виявлено чотири типові сценарії, які виконували майже всі досліджувані:

1. Людина починала з положення сидячи. Експериментатор починав запис і давав команду учаснику встати. Після підйому учасник стояв близько 10-30 секунд, щоб заспокоїти м'язи. Потім експериментатор наказував учаснику сісти, і він сидів протягом 10-30 секунд. Цю процедуру зазвичай повторювали чотири рази з різною швидкістю: іноді швидше або повільніше, ніж зазвичай. Після виконання суб'єкт відпочивав 1-2 хвилини.

2. Учасник починав у положенні стоячи. Експериментатор починав запис і давав команду учаснику йти. Однак іноді запис починався під час ходьби. Ходьба здійснювалася з різною швидкістю. Експериментатор наказував учаснику починати і припиняти біг. Цей цикл повторювався кілька разів з різною швидкістю. Після виконання вправи учасники відпочивали 1-2 хвилини.

3. Учасник починав у положенні стоячи біля сходів. Експериментатор наказував учаснику підніматися сходами. Учасника просили робити це з різною швидкістю і за різною схемою, наприклад, учасника просили долати по дві сходинки на кожній сходинці. Зазвичай учасник піднімався на чотири поверхи. Після виконання вправи учасник відпочивав 1-2 хвилини.

4. Те саме, що й раніше, але спускаємося сходами.

Однак сценарії збору даних не обмежувалися описаними вище. Наприклад, одному учаснику було доручено виконати такі вправи: починаючи з положення сидючи, сидючи - встаючи - йдучи - піднімаючись сходами - йдучи - сідаючи.

2.2.3 Формат отриманих даних

Дані, отримані з датчиків, зберігалися у текстових файлах формату fb2. Дані зберігаються у текстових файлах, оскільки вони є одним з найбільш універсальних форматів, і їх можна легко обробити на всіх мовах програмування в будь-якій системі. Один файл даних містить один запис, який є або однією дією (наприклад, ходьба), або серією дій. Ім'я кожного файлу було створено відповідно до шаблону HuGaDB vX ACT PR CNT.txt. HuGaDB - це префікс, що означає дані про ходу людини, а vX - версія файлів даних, наразі v1. ACT - це змінна, яка позначає ідентифікатор активності, що була виконана. Якщо файл містить серію різних видів діяльності, то він позначається як VARIOUS. PR вказує на ідентифікатор особи, яка виконувала діяльність. Запис даних повторювався кілька разів, і CNT є лічильником для цього. Наприклад, файл з назвою HuGaDB v1 walking 17 02.txt містить дані учасника 17 під час його другої прогулянки. Угоду про іменування файлів наведено в таблиці 2.4.

Таблиця 2.4 – Опис угоди про іменування файлів.

TAG	Опис	Тип	Коментар
HuGaDB	Префікс	Фіксований	Файли даних починаються з цього префікса
vX	Номер версії	Ціле число	Вказує на версію формату даних
ACT	Діяльність	Ряд	Вказує на тип діяльності
PR	ID учасника	Ціле число	Вказує на суб'єкта, чії дані були записані
CNT	Лічильник	Ціле число	Лічильник для повторних експериментів

Основна частина файлів даних містить розділені табуляцією необроблені, ненормовані дані, отримані безпосередньо з датчиків. Кожен файл даних починається із заголовка, який містить метадані. Він містить перелік видів діяльності, ідентифікатори записаних видів діяльності, а також час і дату запису. Узагальнена інформація наведена в таблиці 2.5.

Таблиця 2.5 – Опис заголовка файлу даних

TAG	Опис	Тип	Коментар
#Activity	Перелік видів діяльності	Рядок	Перелічує типи активностей у цьому файлі
#ActivityID	Перелік ідентифікаторів діяльності	Список цілих чисел	Перераховує типи активностей у цьому файлі
#Date-Time	Дата і час	РІК-ММ-ДД-ГГ-ХВ	Формат Рік-Місяць-День-Го-дина-Хвилина

Основна частина даних кожного файлу складається з 39 стовпців. Кожен стовпчик відповідає датчику, а один рядок - зразку. Порядок стовпчиків фіксований. Перші 36 стовпчиків відповідають інерційним датчикам, наступні 2 стовпчики відповідають датчикам ЕМГ, а останній стовпчик містить ідентифікатор діяльності. Діяльність кодується так, як показано в Таблиці 2.1. Інерційні датчики перераховані в наступному порядку: права стопа (rf), права гомілка (rs), праве стегно (rt), ліва стопа (lf), ліва гомілка (ls) і ліве стегно (lt), після чого йде права ЕМГ (r) і ліва ЕМГ (l). Кожен інерційний датчик видає три дані прискорення по осях x, y, z і три дані гіроскопа по осях x, y, z. Наприклад, стовпчик з назвою "acc rt z" містить дані, отримані з осі z акселерометра, розташованого на правому стегні.

Вибрані дані щодо діяльності руху гомілки візуалізовано за допомогою теплової карти, представленої на рисунку 2.8.

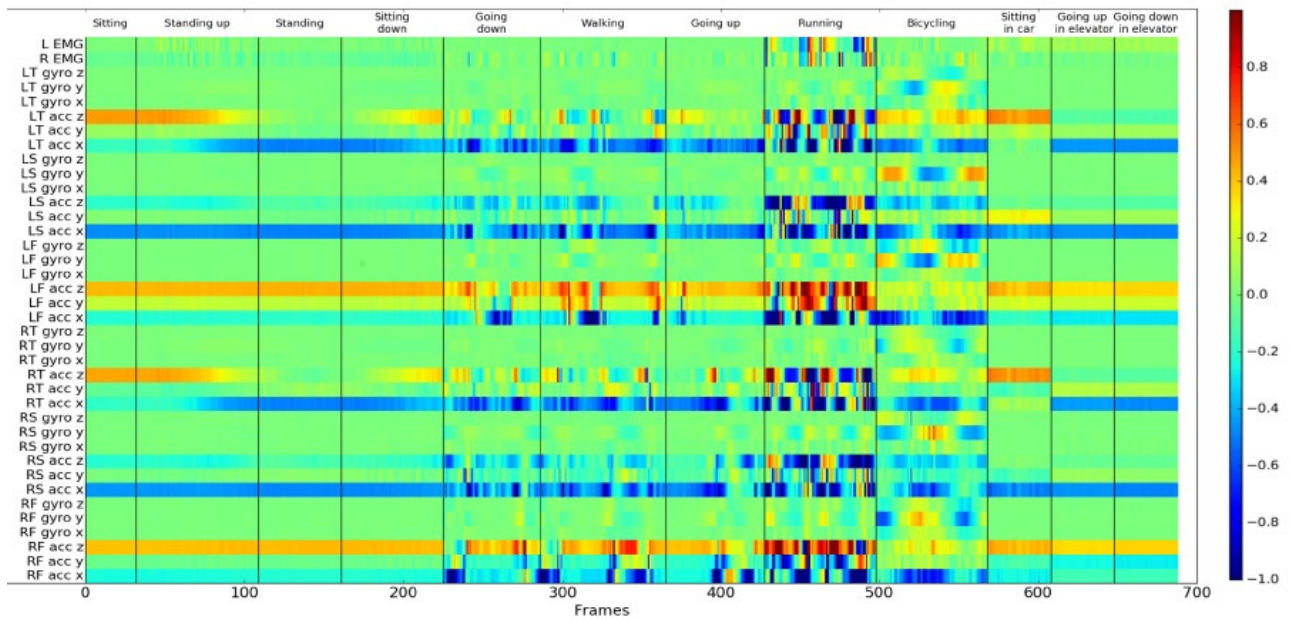


Рисунок 2.8 – Візуалізація даних для теплової нормалізації

Висновки до другого розділу:

У цьому розділі було розглянуто і описано методи та засоби для створення систем керування роботизованими протезами для нижніх кінцівок, зокрема біонічними протезами нижніх кінцівок.

Також була використана база даних HuGaDB (Human Gait DataBase), яка містить детальну інформацію про ходу людини під час різних активностей, таких як ходьба, біг, підйом по сходах тощо. Ця база даних була створена з метою надання детальних даних про рух ніг та їх взаємодію під час різних активностей.

HuGaDB містить інформацію про різні параметри, такі як час, швидкість, кількість кадрів, опис активності та інші характеристики. Кожен файл у базі даних має відповідну назву, яка включає ідентифікатор активності, ідентифікатор особи та інші деталі.

Використання бази даних HuGaDB дозволило провести детальний аналіз руху людських кінцівок та вивчення їх динаміки. Ця база даних стала важливим джерелом інформації для розробки та валідації системи управління людською ходою.

3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ

3.1 Високорівневий контролер СУЛХ

Для розпізнавання активності людини використовується модель, яка є обчислювально недорогим методом для забезпечення плавного та точного прогнозування активності з низькою затримкою прогнозування

Ця модель використовує динамічну байєсівську мережу, структура якої показана на рисунку 3.1

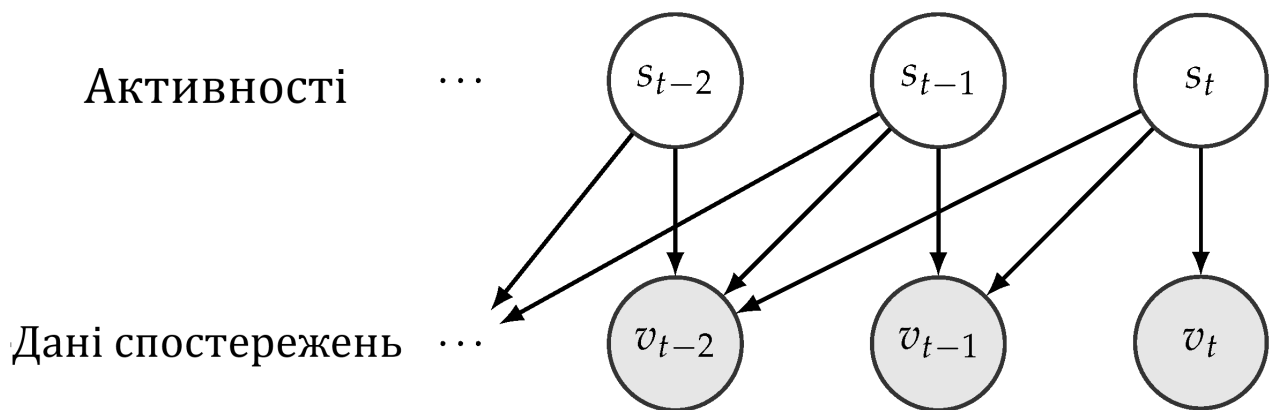


Рисунок 3.1 – Схема розгорнутої динамічної байєсівської мережі для послідовності даних

Ймовірність стану (або діяльності) $s(t)$ у даний момент часу t відносно заданого спостережуваного контекстного вікна даних $v(t), v(t-1), \dots, v(t-K)$ довжини K формулюється як:

$$P(s(t) | v(t), v(t-1), \dots, v(t-K)) = \frac{\prod_{k=0}^K P(v(t-k) | s(t)) P(s(t))}{\sum_{n=1}^N \prod_{k=0}^K P(v(t-k) | s(t) = n) P(s(t) = n)}. \quad (3.1)$$

На початку, коли $t < K$, контекстне вікно налаштовується. RapidHARe не використовує ймовірність розподілу класів. $P(s(t))$. Річ у тім, що в багатьох наборах даних розподіл класів не є природним. Тобто розподіл класів у наборі даних може не відображати реальний розподіл класів у природному середовищі,

і може виникнути переки́с у розпізнаванні. Таким чином, передбачення повністю ґрунтується на спостережуваних даних, і ймовірності стану $P(s(t))$ можуть бути опущені в рівнянні 3.1.

Тоді стан у момент часу t може бути передбачений таким чином:

$$\hat{s}(t) = \underset{s(t)}{\operatorname{argmax}} \{P(s(t) | v(t), v(t-1), \dots, v(t-K))\} \quad (3.2)$$

Оскільки максимум рівняння 2 інваріантний до нормалізації, коефіцієнт нормалізації можна опустити з рівняння 3.1. Це дає нам дуже просту модель для передбачення стану:

$$\hat{s}(t) = \underset{s(t)}{\operatorname{argmax}} \left\{ \prod_{k=0}^K P(v(t-k) | s(t)) \right\}, \quad (3.3)$$

де $P(v(t-k) | s(t))$ позначає ймовірність активності st при заданих даних спостережень v_{t-k} .

Модель використовує метод ковзного вікна для розпізнавання діяльності в реальному часі; таким чином, модель залишається швидкою для великих K .

Розподіл $P(V|S)$ за цим станом моделюється за допомогою GMM. Параметри GMM навчаються з використанням EM-алгоритму.

Після опису моделі RapidHARe даються деталі реалізації високорівневого контролера СУЛХ. Високорівневий контролер СУЛХ використовує три моделі RapidHARe для розпізнавання намірів встати і сісти.

3.1.1 Модуль сидіння-стояння

Перший модуль RapidHARe, позначений як C_{SS} призначений для розпізнавання положення (1) стоячи, (2) положення сидячи або виконання (3) інших видів діяльності, пов'язаних із ходьбою. Цей модуль використовує один

розподіл Гауса для кожної активності. Розподіл будується на основі чотирьох вхідних даних, а саме: необроблених даних акселерометра по осях x і z з лівого і правого стегон. Довжина контекстного вікна K становила 20.

3.1.2 Модуль розпізнавання наміру сісти

Другий модуль, позначений як C_{sd} , призначений для розпізнавання наміру сісти за даними датчика EMG і різниці між даними акселерометрів. Людина може сісти після стояння або ж ходьби. Намір сісти було змодельовано з п'яти розподілів Гауса, в той час як режими стояння і ходьби були змодельовані двома розподілами Гауса. Передбачення даного модуля засноване на стандартному відхиленні п'яти похідних від сигналів EMG ($\gamma_5(t)$) і різниці положення стегон. Різниця в положенні стегон використовується для відмінності наміру сісти від початку ходьби. Довжина контекстного вікна K становила 20.

3.1.3 Модуль розпізнавання наміру встати

Нарешті, третій модуль, позначений як C_{su} призначений для розпізнавання наміру користувача встати із сидячого положення на основі даних датчика EMG. Намір було змодельовано 10 розподілами Гауса, тоді як сидіння було змодельовано одним розподілом. На вхід цього модуля подається стандартне відхилення п'яти похідних від сигналів EMG ($\gamma_5(t)$) - Довжина контекстного вікна K становила 20.

Розпізнавання намірів оцінювали за допомогою метрик $Precision = \frac{TP}{TP+FP}$ и $Recall = \frac{TP}{TP+FN}$ де TP, FP, FN позначають кількість істинно позитивних, хибнопозитивних і хибнонегативних передбачень відповідно. Також було розраховано а $F-1$ міру.

Головна мета високорівневого контролера СУЛХ - розпізнати намір користувача сісти або встати. Проте розпізнавання наміру може бути не таким

швидким, як у здорових користувачів. Однак у цій роботі вважають, що якщо система прогнозує намір із деяким запізненням, то це вважається *TP* результатом. Крім того, всі метрики контролера високого рівня були розраховані на основі підрахунку намірів/діяльності людини, а не на підставі підрахунків результатів для кожного кадру даних. Таким чином, *TP* підраховується, коли система правильно розпізнала намір/діяльність користувача. *FP* підраховується, коли система передбачила намір, тоді як реальний намір/діяльність користувача був іншим. І, нарешті, *FN* вважається, коли СУЛХ не розпізнав намір/діяльність.

3.1.4 Результати дослідження передбачення положення

Результати, представлені в таблиці 3.1, показують, що розпізнавання сидячого і стоячого положень досягається з високою точністю. Проте, як видно з таблиці, намір встати має вищий ступінь точності, ніж намір сісти. Система СУЛХ досягла 99% recall і 99% precision для розпізнавання наміру встати, але при цьому вона досягла тільки 68% recall і 99% precision для розпізнавання наміру сісти. Причина полягає в тому, що в сидячому положенні м'язова активність обох стегон дуже низька, тому легко розпізнати намір вставати через раптове збільшення м'язової активності. Проте в положенні стоячи м'язи не розслаблені, і в них присутній якийсь електричний сигнал. Через це стає складніше відрізнити просте балансування під час стояння або ходьбу від наміру сісти. Проте, неправильне передбачення наміру може призвести до різних наслідків. Коли система СУЛХ неправильно розпізнала намір встати під час сидячого положення, вона просто почне розгинати роботизовані протезні ноги, не завдаючи шкоди пацієнтові. Проте, коли передбачається намір сісти, тоді як користувач просто стоїть або йде, пацієнт може впасти і отримати серйозну травму. Таким чином, для системи СУЛХ куди важливіше досягти нижчої частоти помилкових спрацьовувань (високий precision), ніж частоти передбачення намірів (високий recall) для наміру встати. Тому поріг ухвалення

рішення був відкалібрований так, щоб модуль розпізнавання намірів досяг precision, що дорівнює 99%, за рахунок зменшення recall до 68%.

Таблиця 3.1 – Середні результати класифікації

Метрика	Намір сісти	Намір встати	Стояння	Сидіння
Recall	0.99	0.68	0.99	0.99
Precision	0.99	0.99	0.99	0.99
<i>F1</i>	0.99	0.77	0.99	0.99

Загалом RapidHARe - це проста й обчислювально дешева модель. Модель RapidHARe було протестовано в завданні розпізнавання людської діяльності на основі набору даних HuGaDB [5]. У порівняльних тестах модель RapidHARe показала себе надзвичайно швидкою, у півтора раза швидше, ніж штучні нейронні мережі, і більш ніж у вісім разів швидше, ніж рекурентні нейронні мережі та приховані Марковські моделі. Ба більше, RapidHARe досяг 94,27% F_1 міри та 98,94% точності (ассигасу), що, порівняно з ANN, RNN, HMM, знижує частоту появи помилок F_1 міри на 45%, 65% і 63% та відсоток помилок точності на 41%, 55% і 62% відповідно. Тому RapidHARe підходить для розпізнавання в реальному часі на мобільних пристроях [7].

3.2 Середньорівневий контролер СУЛХ

Середньорівневий контролер СУЛХ був створений для генерації людської ходи або передбачення положень гомілок. Слід зазначити, що СУЛХ має тільки один середньорівневий контролер для всіх діяльностей і фаз ходи.

Для передбачення положення гомілок використовують рекурентні нейронні мережі (RNNs) з одиницями довготривалої пам'яті (LSTM).

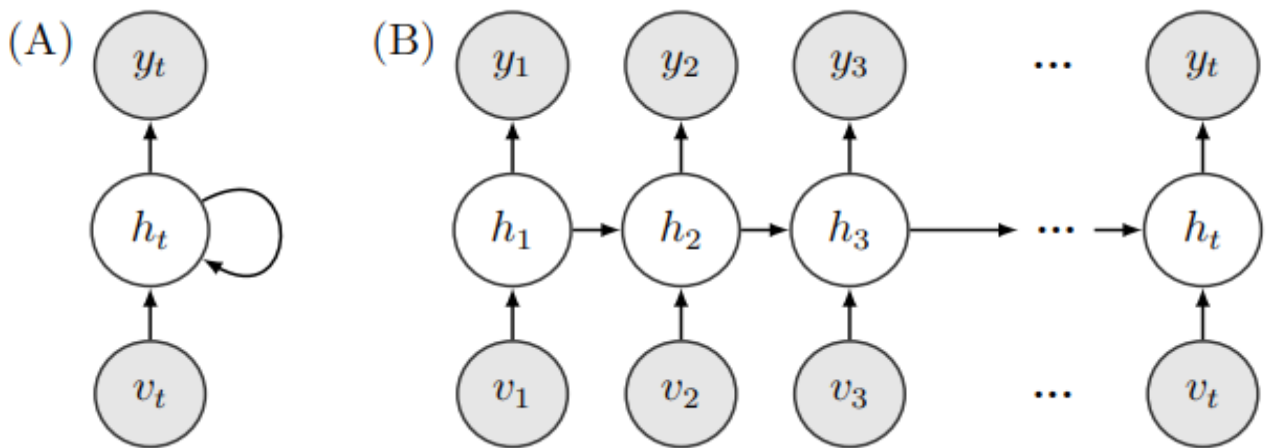


Рисунок 3.2 – Ілюстрація згорнутої (А) та розгорнутої (В) структури рекурентної нейронної мережі

Три верхні вузли позначені y_1 , y_2 , y_3 - це вихідні вузли, які виводять результати РНМ. Три середні вузли позначені h_1 , h_2 , h_3 - це приховані вузли, які зберігають внутрішній стан РНМ. Три нижні вузли позначені v_1 , v_2 , v_3 - це вхідні вузли, які отримують вхідні дані.

RNN є універсальними математичними інструментами для моделювання відносин у послідовних даних. RNN складається з одного прихованого шару з 50 одиницями LSTM. RNN навчали з метою мінімізувати середню квадратичну помилку між передбаченим і істинним кутом гомілки. Для навчання вхідні послідовні дані були розбиті на сегменти даних довжиною 15 кадрів. RNN використовує 4-компонентний вхідний вектор, у якому кожен компонент відповідає куту і кутовій швидкості лівого і правого стегна відповідно.

LSTM-комірки використовують два типи блоків пам'яті для представлення минулої інформації послідовних даних: один для фіксації короточасних залежностей, позначених h , а інший для фіксації довготривалих залежностей, які називаються станом s . Стан s зберігається весь час, і LSTM виконує чотири кроки для оновлення даних, використовуючи так звані вентиля (gates). До вентилів належать: вхідний вентиль, вентиль забування, вхідна модуляція та вихідний вентиль. Структура комірки LSTM показана на рисунку 3.3.

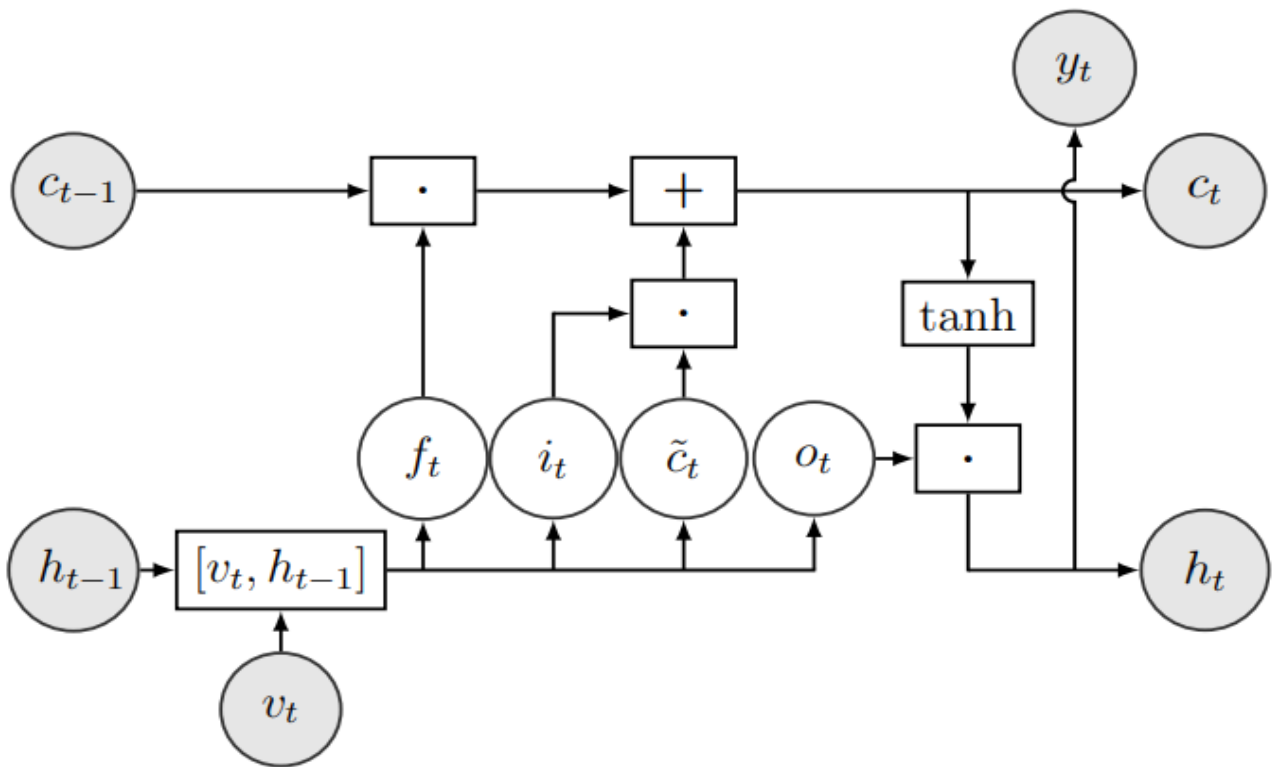


Рисунок 3.3 – Структура комірки LSTM

Комірка стану представлена $c_{\{t-1\}}$, яка перетворюється в c_t . Крім того, LSTM має три ворота (gates), які контролюють потік інформації в комірці стану. Це вхідні ворота i_t , які вирішують, яку інформацію додати до комірки стану, забутні ворота f_t , які вирішують, яку інформацію видалити з комірки стану, і вихідні ворота o_t , які вирішують, яку інформацію вивести з комірки стану. Кожне ворота має свою власну функцію активації, яка визначає, наскільки вони відкриті або закриті. Вхід v_t і попередній стан $h_{\{t-1\}}$ впливають на всі ворота і наступний стан h_t .

Оператори \cdot , $+$, $[\cdot, \cdot]$ і \tanh у клітинках позначають поелементне множення, додавання, конкатенацію і тангенс над векторами відповідно.

Однією з головних переваг LSTM є те, що кожен вентиль є диференційованим, тому їх роботу можна вивчити з даних. Вентилі та кроки маніпулювання даними визначаються наступним чином:

- Вентиль забування обчислює, яку інформацію слід видалити зі стану c_t на основі прихованої одиниці $h_t - 1$ та поточного входу x_t . Формально він

визначається як $f_t = \sigma(W_f[v_t, h_t - 1] + b_f)$, де σ позначає сигмоїдну функцію. Вихід f_t можна розглядати як бітовий вектор, який вказує, які компоненти вектора стану c слід забути. Наприклад, $f_t^i \approx 1$ означає, що значення i -тої компоненти f_t буде збережено, а $f_t^i \approx 0$ означає, що значення цієї компоненти буде забуто.

- Вхідний вентиль керує тим, яка інформація з входу повинна зберігатися у векторі стану c_t на часовому кроці t . Він формально визначається як: $i_t = \sigma(W_i[v_i, h_i - 1] + b_i)$ і може бути інтерпретувати як двійковий вектор маски.

- Вхідний модуляційний вентиль обчислює новий вектор станів-кандидатів $\tilde{c}_t = \tanh(W_g[v_t, h_t - 1] + b_g)$.

- Новий вектор стану c_t обчислюється за формулою $c_t = f_t - c_t - 1 + i_t - \tilde{c}_t$.

- Вихідний вентиль вирішує, які частини стану комірки підуть на вихід. Він обчислюється за формулою $o_t = \sigma(W_o[v_t, h_t - 1] + b_o)$.

- Новий прихований стан h_t формується з нових станів комірок, значення яких спочатку зміщуються між -1 та 1 за допомогою функції \tanh , а потім множаться на значення вихідного вентиля. Формально $h_t = o_t - \tanh(c_t)$.

- Нарешті, випромінювання або вихід комірки (тобто, в нашому випадку, передбачення положення гомілки) обчислюється за допомогою гомілки) обчислюється за допомогою $y_t = \tanh(W_y h_t + b_y)$.

У наведеному вище прикладі σ позначає сигмоїдну функцію, « $-$ » - поелементний добуток векторів або добуток Адамара, [\cdot , \cdot] - конкатенацію векторів, W_s - вагові матриці, а b_s - відповідні зміщення, значення яких ми дізнаємося з даних.

У роботі спостережувані дані $v_t \in \mathbb{R}^4$ - 4-компонентним вектором, в якому кожна компонента відповідає куту та кутовій швидкості лівого та правого стегна відповідно. Кутові дані були розраховані з двох тривісних гіроскопів і датчиків

акселерометра, розташованих на правому і лівому стегні, за допомогою методів, описаних Педлі [113]. RNN було навчено передбачати кути обох гомілок.

Необроблені дані, отримані з гіроскопів і акселерометрів, були відфільтровані методом ковзних середніх. Це було зроблено для усунення помилки дрейфу нульового сигналу датчиків [14]. Передбачення положення гомілки ґрунтується на даних про кут стегна і кутову швидкість у сагітальній площині. Початкові кути для стегна і гомілки розраховуються на основі даних акселерометра [29]. Таким чином, початковий кут лівого стегна θ_{start}^L можна розрахувати за формулою:

$$\theta_{start}^L = \arctan \left(\frac{a_{(l,t,y)}}{\sqrt{a_{(l,t,x)}^2 + a_{(l,t,z)}^2}} \right), \quad (3.4)$$

де $a_{(l,t,y)}$, $a_{(l,t,x)}$, и $a_{(l,t,z)}$ позначають значення осей акселерометра, розташованого на лівому стегні.

Точно так само початковий кут гомілки (ϕ) розраховується через:

$$\phi_{start}^L = \arctan \left(\frac{a_{(l,s,y)}}{\sqrt{a_{(l,s,x)}^2 + a_{(l,s,z)}^2}} \right), \quad (3.5)$$

де $a_{(l,s,x)}$, $a_{(l,s,y)}$ і $a_{(l,s,z)}$ позначають значення осей акселерометра, розташованого на лівій гомілці.

Кутові швидкості взяті з даних гіроскопа. Нехай $\omega_{(l,t,y)}(t)$ и $\omega_{(l,s,y)}(t)$ - кутові швидкості лівого стегна і гомілки в момент часу t відповідно. Кути лівого стегна $\theta^L(t)$ і гомілки $\phi^L(t)$ у момент часу t можна розрахувати таким чином [29]:

$$\theta^L(t) = \theta_{start}^L + \int_0^t \omega_{(l,t,y)}(t) dt. \quad (3.6)$$

$$\phi^L(t) = \phi_{start}^L + \int_0^t \omega_{(l,s,y)}(t) dt. \quad (3.7)$$

Кути $\theta^R(t)$, $\phi^R(t)$ розраховуються аналогічно, але з інформацією, отриманою з правої ноги. $a_{(l,s,x)}$, $a_{(l,s,y)}$, $a_{(l,s,z)}$, $\omega_{(l,t,y)}$, $\omega_{(l,s,y)}$ у рівняннях 4-7 замінюються на $a_{(r,s,x)}$, $a_{(r,s,y)}$, $a_{(r,s,z)}$, $\omega_{(r,t,y)}$, $\omega_{(r,s,y)}$.

Таким чином, модуль передбачення ходи може бути сформульований як:

$$y(t) = R(v(t)) \quad (3.8)$$

де $v(t) = [\theta^L(t), \theta^R(t), \omega_{(l,t,y)}(t), \omega_{(r,t,y)}(t)]$ та $y_t = [\phi^L(t), \phi^R(t)]$ містить передбачення кута для правої і лівої гомілки в момент часу t ,

R - позначає рекурентну нейронну мережу.

t - у змінних, що позначають прискорення і кутову швидкість (наприклад $\omega_{(r,t,y)}$ і чи $a_{(l,t,x)}$) позначає положення датчика на стегні (thigh).

3.2.1 Результати дослідження передбачення руху

Результати для передбачення ходи для різних видів діяльності, пов'язаних із ходьбою, як-от ходьба, біг, підйом і спуск сходами, показано на рисунку 4.4.

Пунктирна лінія позначає реальний кут гомілки, тоді як передбачене значення гомілки представлено цілою чорною лінією. Різниця між істинним і передбаченим значенням позначена заштрихованою областю. Як видно з графіка, більшість помилок виникають на піках і западинах, які приблизно відповідають точці переходу між фазами опори і перенесення. Колір фону вказує на виконувану діяльність.

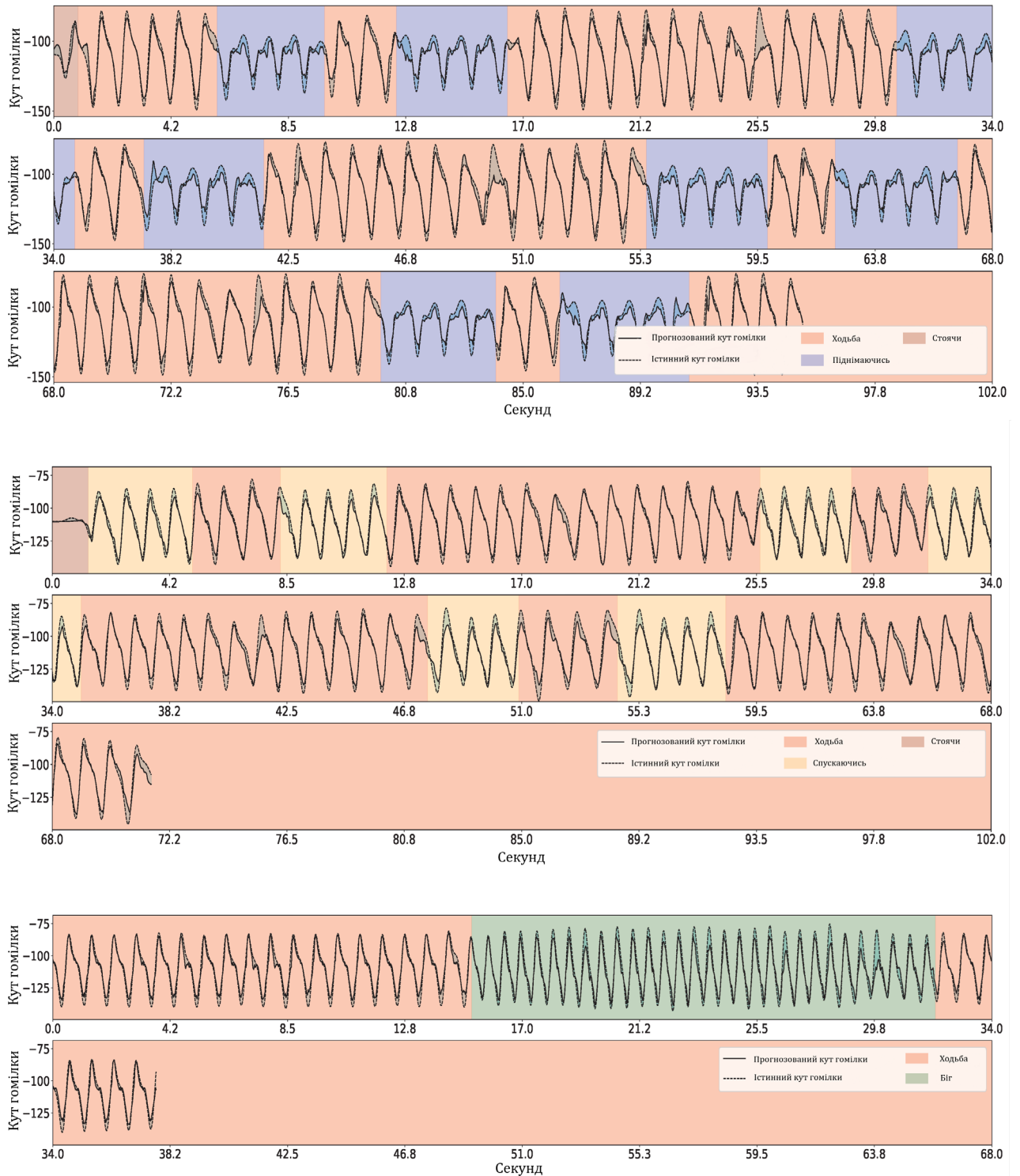


Рисунок 3.4 – Графіки передбачення системою СУІХ положення правої гомілки

Слід звернути увагу, що мітки видів діяльності не були включені в процедуру навчання і використовуються тільки з метою ілюстрації. Помилки передбачення для різних видів діяльності наведено в таблиці 3.2.

Таблиця 3.2 – Помилка передбачення положень гомілок системою СУЛІХ

	Ходьба	Біг	Підйом по сходах	Спуск по сходах	Стояння	Середнє значення
Середнє значення	4,988	5,648	5,820	5,148	1,174	4,555
STD	0,910	2,212	1,299	1,158	0,457	1,207

Помилка була розрахована для кожної активності кожного користувача. Середнє значення помилок передбачення кутів гомілки для різних видів діяльності становить 4,55 градуса.

На рисунку 3.5 показано реальні (червоний) і передбачені (синій) значення кутів гомілок щодо кутів стегон.

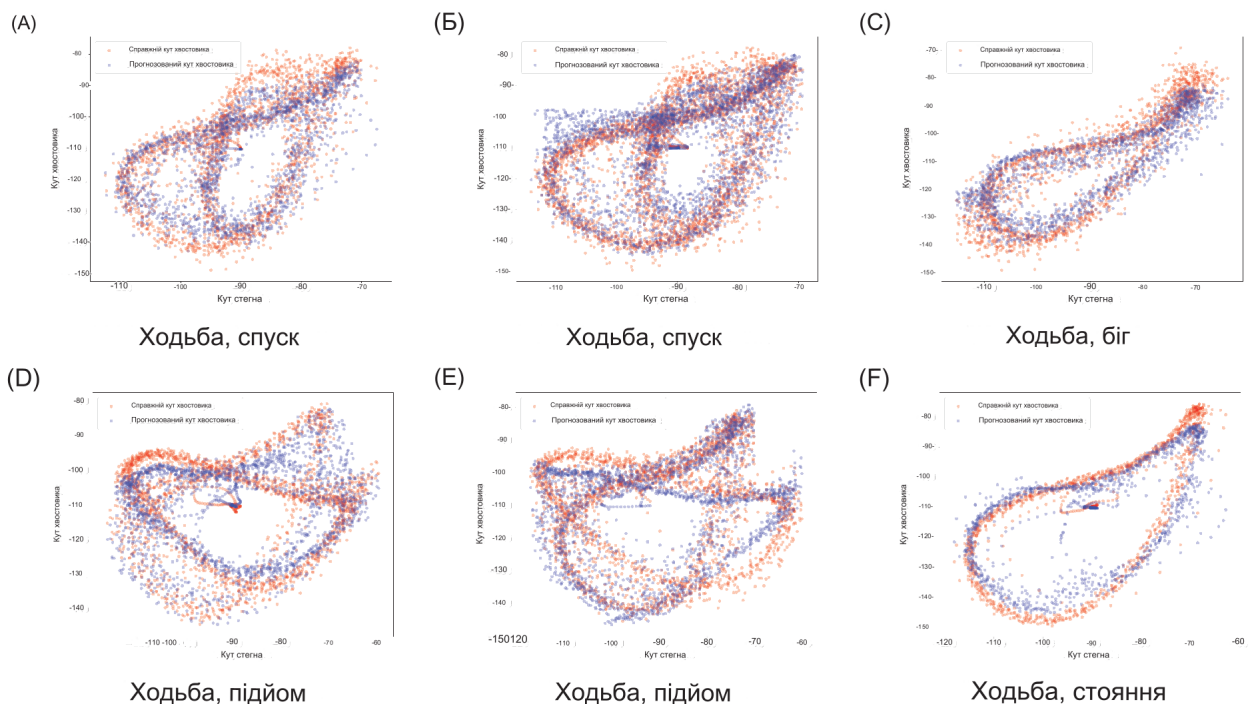


Рисунок 3.5 – Передбачені та справжні кути гомілки відносно положення стегна протягом декількох циклів ходи в різних видах діяльності

Цей графік показує, що передбачені кути гомілки, загалом, відповідають істинним кутам гомілки. Однак у деяких випадках передбачені кути гомілки не охоплюють діапазон істинних кутів. Наприклад, на графіку С прогнозовані кути

гомілок не досягають крайніх значень істинних кутів. Це помилка, яка виникає на піках і западинах на рисунку 4.4.

Також було приділено увагу питанню дисперсії в різних фазах ходи. Люди ходять по-різному, це призводить до дисперсії в ході [8]. Крім того, хода варіюється залежно від циклу для однієї і тієї ж людини. Рисунок 4.6 показує цю природну дисперсію.

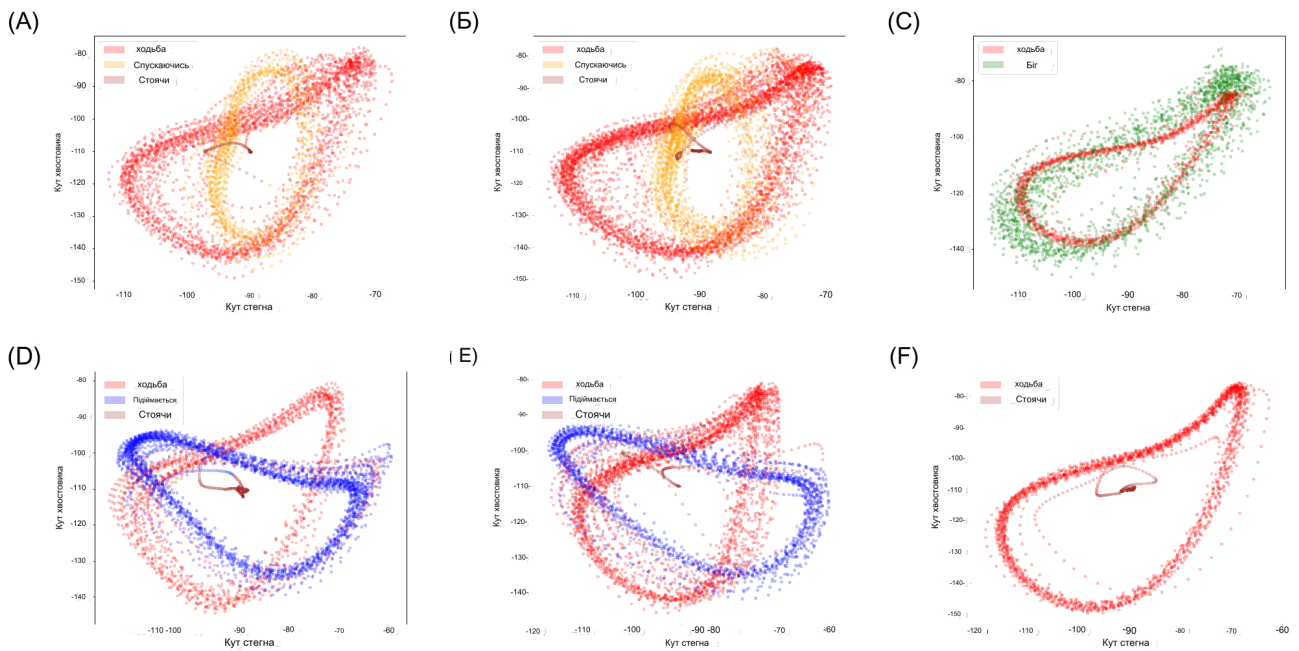


Рисунок 3.6 – Кореляція між положенням гомілки та стегна протягом кількох циклів ходи, виміряних під час видів діяльності, пов'язаних із ходьбою

Ця різниця перешкоджає досягненню 100% точності передбачення ходи на основі даних про ходу інших людей. Також було помічено, що дисперсія у фазі перенесення більша, ніж у фазі опори [38]. При цьому фаза опори більш важлива для стабільної ходьби, тоді як ноги можуть рухатися більш вільно у фазі перенесення [38]. Цей факт також спостерігається в даних, використовуваних у цій роботі. На рисунку 3.7 на панелі А показано кути гомілки у фазі опори (сині лінії), а також їхнє стандартне відхилення (червона лінія). На панелі В показано ту саму інформацію для фази перенесення.

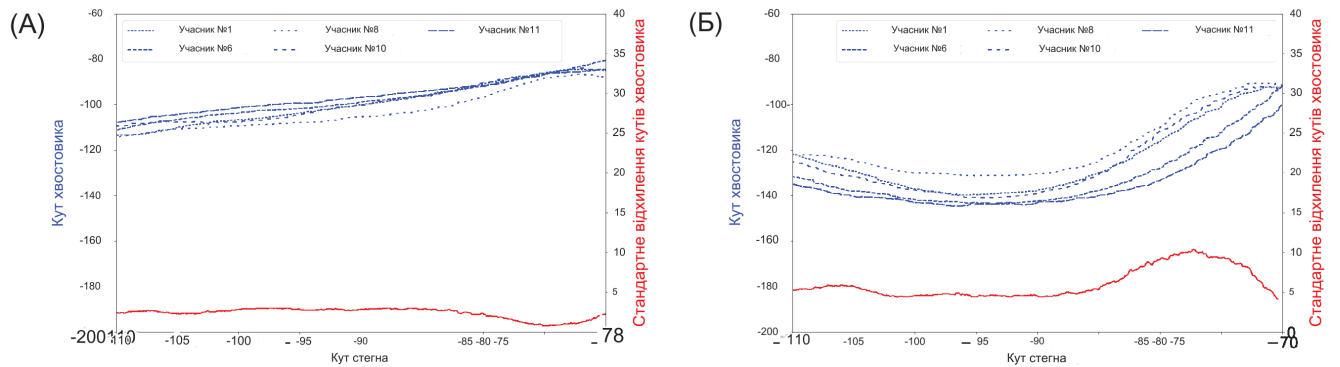


Рисунок 3.7 – Кути гомілки у фазі опори (А) і у фазі перенесення (В)

На графіку видно, що стандартне відхилення вище у фазі перенесення. Отже, для фази переносу очікується вища помилка передбачення, ніж для фази опори. Фактично, середня помилка передбачення становить 4,783 (STD: 1,171) у фазі опори і 6,182 (STD: 1,680) у фазі переносу. Таблиця 3.3 показує докладні помилки передбачення для різних видів діяльності.

Таблиця 3.3 – Помилка передбачення положень гомілок системою СУЛХ у різних фазах

	Ходьба	Біг	Підйом сходами	Спуск сходами	Середнє значення
<i>Фаза перенесення, Середнє значення</i>	5.826	6.420	6.738	5.744	6.182
STD	1.0817	2.750	1.437	1.452	1.680
<i>Фаза, опори, Середнє значення</i>	4.268	4.967	5.140	4.758	4.783
STD	0.800	1.700	1.215	0.969	1.171

Помилки передбачення ходи були розглянуті в діапазоні ± 15 кадрів даних (еквівалентно половині секунди) навколо межі зміни діяльності. Було

виявлено, що помилка передбачення становить $5,44^\circ$, що ненабагато більше, ніж загальна помилка. Детальні результати для різних переходів показано в таблиці 3.4.

Таблиця 3.4 – Середня помилка передбачення кутів гомілки при переходах між діяльностями

Перехід між діяльностями	Середнє значення	Стандартне відхилення
Ходьба → Біг	5.79	2.297
Ходьба → Підйом по сходах	5.34	1.417
Ходьба → Спуск по сходах	5.68	0.959
Ходьба → Стояння	4.50	0.742
Біг → Ходьба	5.31	2.352
Підйом по сходах → Ходьба	5.15	1.661
Підйом по сходах → Стояння	7.24	0.837
Спуск по сходах → Підйом по сходах	6.21	0.479
Спуск по сходах → Ходьба	6.22	1.734
Стояння → Підйом по сходах	5.75	1.331
Стояння → Ходьба	4.20	3.065
Стояння → Спуск по сходах	6.11	2.242
Середнє значення	5.44	1.471

Як показано в експериментах, система СУЛХ здатна генерувати плавну ходу під час зміни локомотивної діяльності для кількох видів руху, включно з ходьбою на різних швидкостях, підйомом і спуском сходами, стоянням і бігом.

Слід зауважити, що датчики EMG використовуються тільки для розпізнавання наміру користувача щодо переходу із сидячого положення в стояче і навпаки, а не для контролю положення роботизованої ноги.

3.3 Розробка структурної схеми системи керування біонічним протезом нижньої кінцівки

Аналіз функцій опорно-рухового апарату людини і процесів, що протікають під час ходьби, дав змогу визначити вимоги до конструкції та системи управління біонічним протезом:

- конструкція протеза має бути виготовлена за блочно-модульним принципом з метою уніфікації протезів, оскільки рівні ампутації можуть бути різні;
- протез має забезпечувати як поступальний, так і обертальний рух у ділянці гомілки і коліна;
- протез має забезпечувати процес перетворення потенційної енергії на кінетичну, тобто система управління протезом має забезпечувати відмінність фаз перенесення і опори;
- система має забезпечувати розпізнавання електроміографічних сигналів з метою виділення рухової активності мотонейронів.

Під час роботи над ВКР було розроблено структурну схему управління протезом, що дає змогу врахувати розглянуті вище вимоги. У роботі запропоновано систему управління біонічним протезом для трансфеморальної ампутації нижньої кінцівки, тобто під час ампутації ноги вище коліна. Схему представлено на рисунку 2.1. Система містить канал розпізнавання біоелектричної активності мотонейронів, канал контролю прискорення стегна, канали контролю стану коліна і гомілки, канали виявлення фази опори і перенесення, а також бездротовий блок управління протезом для організації зворотного зв'язку системи управління протезом з людиною.

До складу каналу розпізнавання біоелектричної активності входить матриця електродів, нормувальний підсилювач НП, смуговий фільтр СФ, аналого-цифровий перетворювач АЦП1.

До складу каналу контролю прискорення стегна входить датчик прискорення (акселерометр), інтегратор, АЦП2.

До складу каналів контролю кута коліна і гомілки входять відповідно датчик кута коліна ДУК, датчик кута гомілки ДУГ, перетворювачі опору в напругу для коліна ПСНК і для гомілки ПРНГ та АЦП3 і АЦП4.

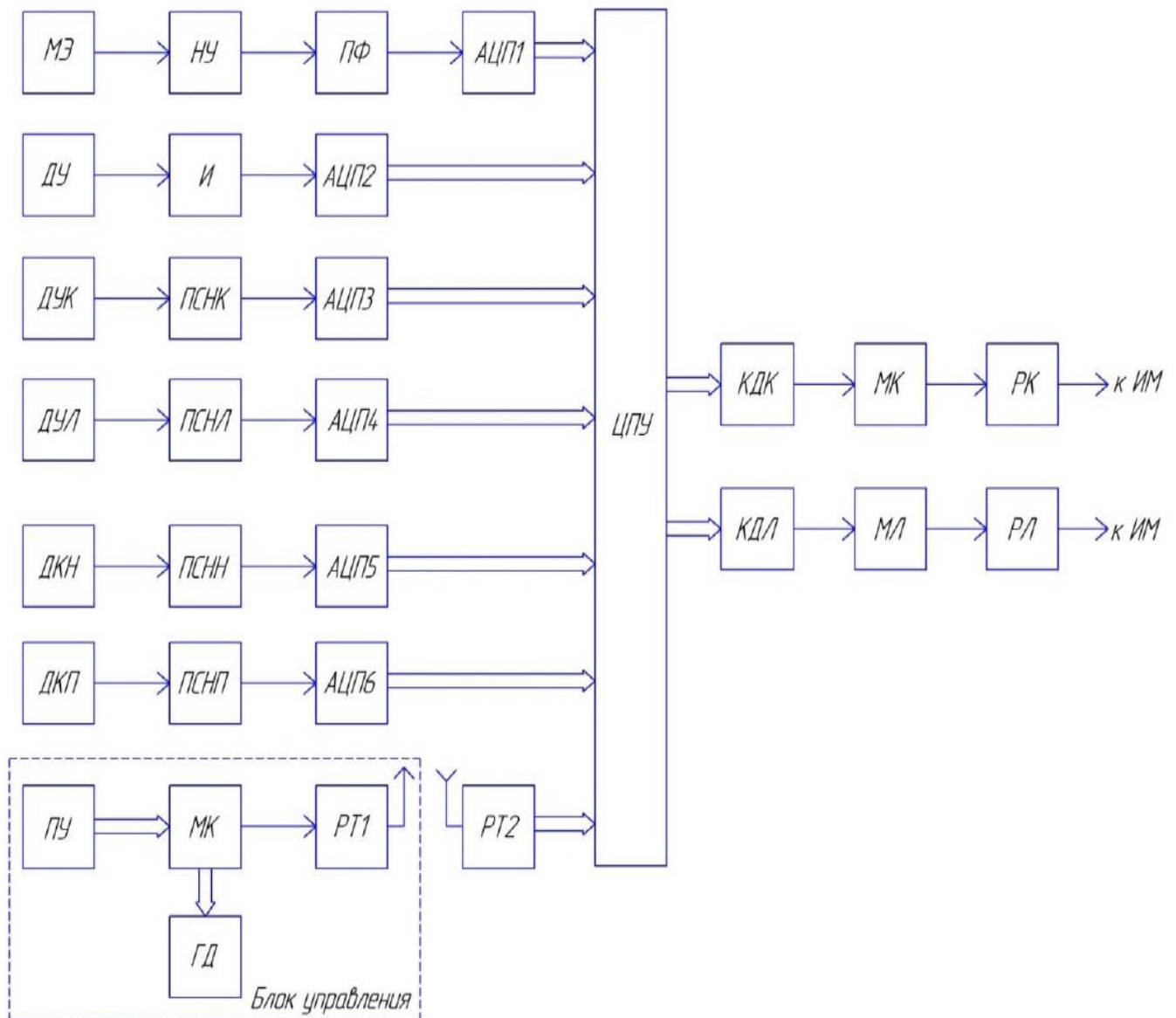


Рисунок 3.8 – Структурна схема керування біонічним протезом

До складу каналів контролю торкання п'яти і носка входять відповідно датчик торкання носка ДКН, датчик торкання п'яти ДКП, перетворювачі опору в напругу для носка ПСНН, для п'яти ПСНП, а також АЦП5 і АЦП6.

Система управління протезом поєднує командне управління користувачем і автоматизоване управління, при цьому пріоритетним завданням є безпека користувача. Таке рішення дає користувачеві можливість не "замислюватися" над тим, як виконати рух, але водночас дає можливість безпосередньо впливати на параметри функціонування своєї біонічної інтелектуальної кінцівки. З цією метою в системі використовується бездротовий блок управління, до складу якого входять пульт управління ПУ, мікроконтролер МК, графічний дисплей ГД, радіотрансивер РТ1.

Сигнали з АЦП надходять на центральний процесорний пристрій ЦПУ, який слугує для оброблення інформації та створення команд для керування виконавчими механізмами. Для керування мотором МК і редуктором РК коліна, а також мотором МЛ і редуктором РЛ гомілки використовуються відповідні контролери руху КДК і КДЛ.

3.4 Розробка функціональної схеми системи управління

На основі структурної схеми було розроблено функціональну схему системи управління. Схему представлено на рисунку 2.2. Система працює таким чином. Активний АЕ, пасивний ПЕ та індіферентний ІЕ електроди розташовані в місцях розташування мотонейронів (рухових одиниць). У момент виникнення наміру руху на електродах реєструється біоелектрична активність, що виявляється зростанням амплітуди сигналу ЕМГ. Сигнал ЕМГ посилюється нормувальним підсилювачем, виконаним на основі інструментального підсилювача з метою забезпечення захисту від синфазної перешкоди. Посилений сигнал надходить на смуговий фільтр, смуга пропускання якого відповідає діапазону зміни сигналу ЕМГ. Далі сигнал оцифровується за допомогою АЦП і надходить для подальшої обробки на центральний процесорний пристрій СРУ.

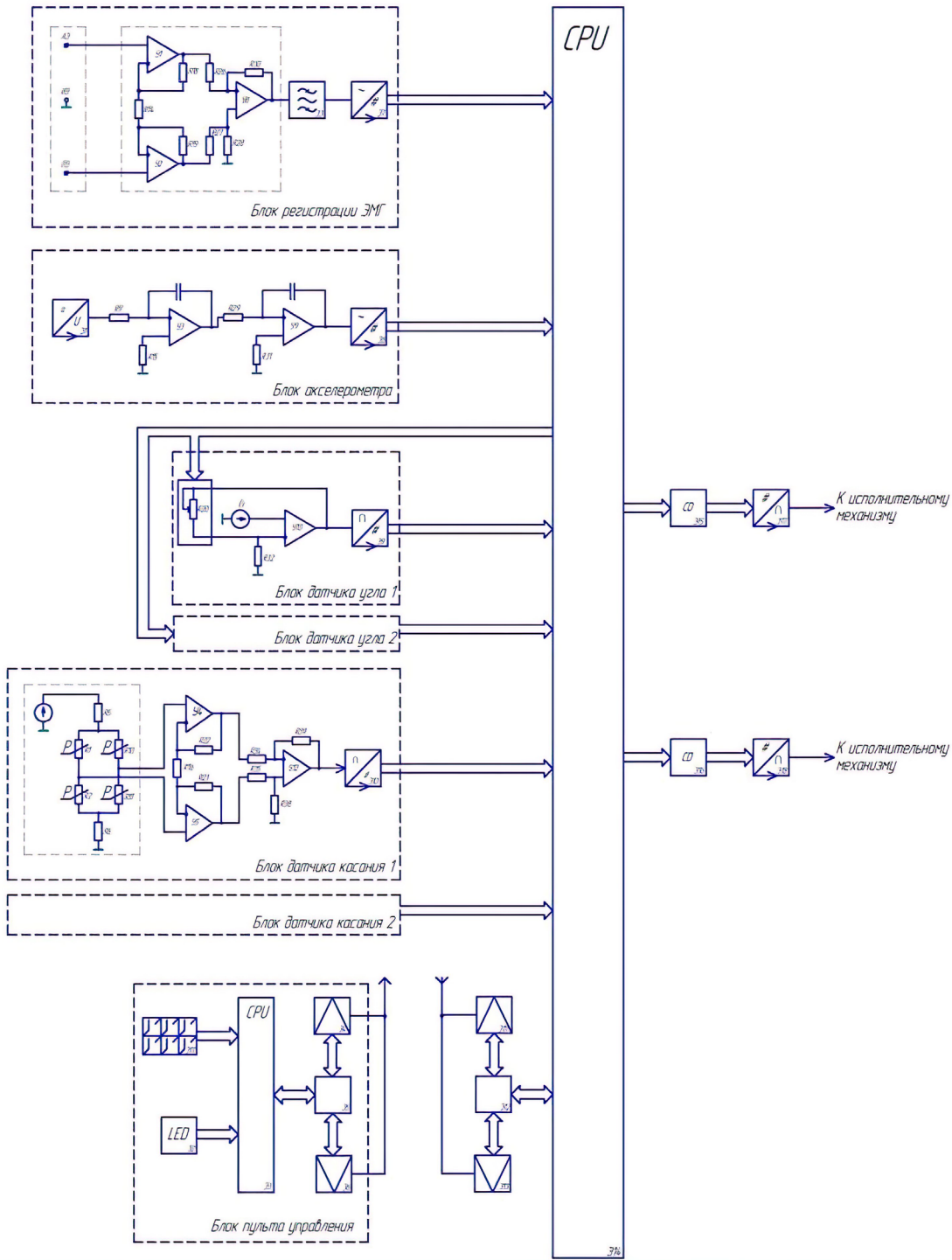


Рисунок 3.9 – Функціональна схема управління біонічним протезом

Датчик прискорення (акселерометр) розташований на м'язі стегна, що залишився. Сигнал акселерометра надходить на блок інтеграторів, вихідний сигнал першого інтегратора пропорційний кутовій швидкості руху стегна, вихідний сигнал другого - куту обертання стегна в сагітальній площині (площині, яка

ділить тіло людини на ліву і праву половину). Вихідний сигнал другого інтегратора оцифровується за допомогою АЦП і надходить у CPU.

Блок датчика кута 1 і блок датчика кута 2 - це блоки контролю кута обертання відповідно коліна і гомілки. Датчики кута реалізовано на потенціометричних датчиках, що дають змогу перетворити кут обертання коліна (гомілки) на напругу. Далі напруга, пропорційна куту обертання коліна (гомілки) надходить на АЦП, а потім у CPU.

Блоки датчиків торкання носка і п'яти необхідні для визначення фаз ходьби - переднього і заднього поштовху в моменти торкання або відриву від опори. Чутливі елементи датчиків торкання реалізовано на тензорезисторах, увімкнених у мостову схему. Сигнал розбалансу моста посилюється інструментальним підсилювачем, далі оцифровується АЦП, вихідний сигнал якого надходить у CPU.

Бездротовий блок керування складається з пульта керування E11, мікроконтролера E3, графічного дисплея LED, радіотрансивера, реалізованого на елементах E4-E6 і E11-E13.

Центральний процесорний пристрій CPU обробляє отриману з АЦП блоків протеза інформацію і створює команди для керування виконавчими механізмами. Для керування мотором і редуктором коліна, а також мотором і редуктором гомілки використовують відповідні контролери руху, реалізовані на елементах E15 і E16. Вихідний сигнал контролерів перетворюється за допомогою цифро-аналогових перетворювачів (E16, E18) в аналоговий сигнал, що керує виконавчими механізмами.

3.5 Апробація магістерської роботи

За результатом роботи були опубліковані тези «Пристрій для контролю положення тіла людей з патологіями опорно-рухового апарату» в збірнику конференції «Сучасний стан та перспективи біомедичної інженерії», с.122-123, Київ, Україна, 13-14 грудня, 2023 року.

Висновки до третього розділу:

Було проведено комплексне дослідження та розроблено систему керування біонічними протезами нижніх кінцівок з метою забезпечення високої мобільності та комфорту для осіб з ампутованими кінцівками.

Для досягнення цієї мети були використані сучасні методи глибинного навчання нейронних мереж та обробки електроміографічних сигналів. Зокрема, в системі була впроваджена модель, яка на основі аналізу електроміографічних сигналів переміщення та голосових команд користувача передбачає положення гомілок.

Експериментальні дослідження показали, що запропонована система вміє ефективно реплікувати природний рух і забезпечувати стабільну роботу біонічних протезів. Вона дозволяє користувачам керувати протезами з високою точністю та надає можливість активності протягом тривалого періоду без зайвого зусилля.

Також була розроблена структурна та функціональна схеми системи керування, які включають електроди для зчитування електроміографічних сигналів, мікроконтролер для обробки сигналів та керування протезом, а також механізм руху та сенсори для зчитування параметрів руху.

4 СТАРТАП ПРОЕКТ ВПРОВАДЖЕННЯ СИСТЕМИ УПРАВЛІННЯ ЛЮДСЬКОЮ ХОДОЮ НА РИНОК

4.1 Опис ідеї проекту

Ідея стартапу полягає в тому, щоб на основі представленої роботи розробити універсальну систему контролю нижніх кінцівок (див. табл. 4.1).

Таблиця 4.1 – Опис ідеї стартап-проекту

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди для користувача
<p>Універсальна система керування біонічними протезами нижніх кінцівок на основі нейронних мереж. Він складається з електродного блоку, який можна носити, і програмного забезпечення, яке можна інтегрувати в будь-який біонічний протез кінцівки.</p> <p>Програма за даними електроміографії визначатиме напрямок руху кисті та пальців і надсилатиме прямі сигнали до двигунів протезної кінцівки.</p>	Протезування нижніх кінцівок	Функціональність та зручність
	Виробництво протезів	Універсальність ПЗ

У таблиці 4.2 наведено аналіз потенційних техніко-економічних переваг цієї ідеї порівняно з пропозиціями конкурентів.

Таблиця 4.2 – Визначення сильних, слабких та нейтральних характеристик ідеї проекту

Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W	N	S
	Мій проект	BeBionic (Ottobock)	Hero Arm (Open bionics)	I-limb (Touch Bionics)			
Універсальність	Адаптивна	Конкретний продукт	Конкретний продукт	Конкретний продукт			S
Функціональність	Необмежена кількість рухів	14 жестів	6 жестів	12 жестів			S
Техніко-економічні характеристики ідеї	(потенційні) товари/концепції конкурентів				W	N	S
	Мій проект	BeBionic (Ottobock)	Hero Arm (Open bionics)	I-limb (Touch Bionics)			
Зручність використання	Багатоканальна система управління через нейронну мережу	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали	Одночасно один рух, є перемикання через спеціальні сигнали			S
Точність	Точність залежить від навчання нейронної мережі і може покращуватися з часом	Система керується одним міосигналом і має низьку похибку	Система керується двома міосигналами та має низьку похибку	Система керується одним міосигналом і має низьку похибку		N	

На основі аналізу характеристик проекту було виділено сильні, слабкі та нейтральні характеристики продукту. Сильними характеристиками є універсальність, функціональність і простота використання. Точність - нейтральна. Слабких сторін немає.

4.2 Технологічний аудит ідеї проекту

У цьому розділі було проведено аудит технічної реалізації проекту. Результати представлені в таблиці 4.3.

Таблиця 4.3 – Технологічна здійсненність ідеї проекту

Ідея проекту	Технології її реалізації	Наявність технологій	Доступність технологій
Класифікація напряму руху кисті та пальців за ЕМГ сигналами	Рекурентна згорткова нейронна мережа	наявна	доступна
	Рекурентна згорткова нейронна мережа	наявна	доступна
	Метод опорних векторів	наявна	доступна
Обрана технологія реалізації ідеї проекту: рекурентна згорткова нейронна мережа.			

За результатом аудиту, реалізація проекту можлива. Проект слід робити використовуючи технологію рекурентних згорткових нейронних мереж.

4.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проекту

У цьому розділі оцінюються ринкові можливості проекту.

Аналізуючи попит, обсяги та динаміку ринку, він визначає, наскільки прибутковим може бути сектор ринку, що його займає проект (див. табл. 5.4).

Таблиця 4.4 – Попередня характеристика потенційного ринку стартап-проекту

Показники стану ринку (найменування)	Характеристика
Кількість головних гравців, од	4
1	2

Продовження таблиці 4.4

1	2
Загальний обсяг продаж, грн/ум.од	25 млрд/100 тис
Динаміка ринку (якісна оцінка)	Зростає
Наявність обмежень для входу (вказати характер обмежень)	Відсутні
Специфічні вимоги до стандартизації та сертифікації	Відсутні
Середня норма рентабельності в галузі (або по ринку), %	60%

Попередні характеристики роблять цей ринок привабливим і прибутковим. Проект має потенціал для успішної реалізації на ринку.

Для того щоб він був прибутковим, важливо визначити, які групи покупців найбільш зацікавлені в продукті. У таблиці 5.5 представлено потенційні групи споживачів, їхні характеристики та вимоги.

Таблиця 4.5 – Характеристика потенційних клієнтів стартап-проекту

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

Аналіз ринкового середовища (загрози, можливості та конкуренція) представлений у таблицях 4.6-4.8.

Таблиця 4.6 – Фактори загроз

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

Таблиця 4.7 – Фактори можливостей

Фактор	Зміст можливості	Можлива реакція компанії
Потреба у функціоналі ПЗ	ПЗ, що розробляється, значно перевищує функціонал і можливості існуючого	Велика рекламна компанія з акцентом на функціональності
1	2	3

Продовження таблиці 4.7

1	2	3
Наявність вільних ніш у ринку	Є багато країн з нерозвиненим продажем цієї продукції. Наявність незайнятих цінових категорій.	Вибір найбільш оптимального регіону та цінової категорії для старту.

Таблиця 4.8 – Ступеневий аналіз конкуренції на ринку

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

У конкурентному аналізі Портера виокремлено п'ять сил, які визначають рівень конкуренції і, отже, привабливість ведення бізнесу в галузі (див. табл. 4.9).

Таблиця 4.9 – Аналіз конкуренції в галузі за М. Портером

Складові аналізу	Прямі конкуренти в галузі	Потенційні конкуренти	Постачальники	Клієнти	Товари-замінники
	Ottobock Open Bionics Ossur	Наявність широко відомих брендів	Постачальники не мають значного впливу	Уподобання торгових знаків	Немає товарів-замінників
Висновки:	Міжнародна та локальна боротьба за симпатії споживача	Можливість виходу на ринок у певній ніші	Постачальники не диктують умови роботи на ринку	Клієнти не диктують умови роботи на ринку	–

Аналіз галузі, проведений Портером, показує, що вихід на ринок можливий у певних ринкових нішах.

У табл. 4.10 подано основні факти про конкурентоспроможність продукту для того, щоб він міг конкурувати на ринку.

Таблиця 4.10 – Обґрунтування факторів конкурентоспроможності

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

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

Таблиця 4.11 – Порівняльний аналіз сильних та слабких сторін проекту

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

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

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

Таблиця 4.12 – SWOT- аналіз стартап-проекту

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

Якщо вихід на ринок не вдається, обирається альтернативний варіант реалізації проекту (див. табл. 4.13).

Таблиця 4.13 – Альтернативи ринкового впровадження стартап-проекту

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

Обраний альтернативний варіант: пошук прибуткової ніші на ринку.

4.4 Розроблення ринкової стратегії проекту

В таблиці 4.14 представлений огляд цільових груп потенційних споживачів.

Таблиця 4.14 – Вибір цільових груп потенційних споживачів

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

Обрані групи: медичні організації та безпосередні споживачі (люди з ампутованими кінцівками).

На основі проаналізованої інформації було обрано базову стратегію розвитку бізнесу (табл. 4.15).

Таблиця 4.15 – Визначення базової стратегії розвитку

Обрана альтернатива розвитку проекту	Стратегія охоплення ринку	Ключові конкурентоспроможні позиції відповідно до обраної альтернативи	Базова стратегія розвитку*
Пошук вигідної ніші на ринку	Стратегія диференціації	Максимальне поширення у вибраній ніші та цінній категорії.	Стратегія диференціації

Була обрана стратегія конкурентної поведінки (див. табл. 4.16).

Таблиця 4.16 – Визначення базової стратегії конкурентної поведінки

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

Була обрана стратегія позиціонування (див. табл. 4.17).

Таблиця 4.17 – Визначення стратегії позиціонування

Вимоги до товару цільової аудиторії	Базова стратегія розвитку	Ключові конку- рентоспроможні позиції власного стартап- проекту	Вибір асоціацій, які мають сформувати комплексну позицію власного проекту
Ціна Функціональність Зручність	Стратегія ди- ференціації	Вище функціональність Нижче ціна Універсальність	Прагнення до при- родних рухів Універсальність Необмежені рухи

Для окремих груп споживачів (медичних організацій і кінцевих користувачів) було обрано стратегію розвитку ринку, що передбачає диференціацію та конкурентні нішеві стратегії.

4.5 Розроблення маркетингової програми стартап-проекту

Ключові переваги проекту.

Таблиця 4.18 – Визначення ключових переваг концепції потенційного товару

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

У таблиці 4.19 представлена тривінева модель проекту.

Таблиця 4.19 – Опис трьох рівнів моделі товару

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

Проект захищений патентом на продукт і запатентованою програмною реалізацією.

Для забезпечення конкурентоспроможних цін було обрано ціновий діапазон (табл. 4.20).

Таблиця 4.20 – Визначення меж встановлення ціни

Рівень цін на товари-замінники	Рівень цін на товари-аналоги	Рівень доходів цільової групи споживачів	Верхня та нижня межі встановлення ціни на товар/послугу
Відсутні	200 – 1000 тис. грн.	Рівень доходів неоднорідний	40 – 150 тис. грн.

Була обрана оптимальна система збуту (див. табл. 4.21).

Таблиця 4.21 – Формування системи збуту

Специфіка закупівельної поведінки цільових клієнтів	Функції збуту, які має виконувати постачальник товару	Глибина каналу збуту	Оптимальна система збуту
Клієнти купують продукцію безпосередньо у виробника або в медичній установі	<ul style="list-style-type: none"> - Налагодження контакту з медичними установами - Створення оптимальних умов для прямого продажу клієнтам - Маркетингові дослідження ринку 	Глибина 0 и 1 порядку	<ul style="list-style-type: none"> Через сайт виробника Через інтернет-магазини Через медичні установи

Була обрана концепція маркетингових комунікацій (див. табл. 4.22).

Таблиця 4.22 – Концепція маркетингових комунікацій

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

Маркетингова концепція заснована на підкресленні переваг проєкту. Продукція реалізується безпосередньо кінцевому споживачеві через медичні установи. Ціновий діапазон становить від 40 000 до 150 000 гривень.

Висновки до п'ятого розділу:

У цьому розділі аналізуються ринкові можливості та визначаються стратегії виведення продукції на ринок. Враховуючи особливості ринкового середовища, важливо розробити стратегію для забезпечення стабільного старту. Загалом проєкти із запуску біопротезів нижніх кінцівок добре структуровані та сфокусовані на ключових елементах, необхідних для успішного запуску продукту. Ретельний аналіз ринкових можливостей і розробка стратегії допоможуть забезпечити ефективний запуск, що ґрунтується на потребах клієнтів і унікальних перевагах пропонованого біопротеза.

ВИСНОВКИ

В даній роботі було проведено дослідження та розроблено систему управління біонічним протезом для нижньої кінцівки з метою відтворення природного руху та покращення якості життя людей з ампутаціями.

Дана система аналізу ходи людини в наш час є дуже актуальною. Втрати кінцівок відбуваються через судинних захворювань (54%), включаючи діабет і захворювання периферичних артерій, травм (45%) і раку (менше 2%). До 55% людей з ампутацією нижньої кінцівки внаслідок діабету потрібно ампутація другої ноги протягом 2-3 років. У США близько 2 мільйонів людей живуть з втратою кінцівок. За останні 18 років в Італії налічувалося 4877 пацієнтів з артеріопаічними захворюваннями, яким була потрібна ампутація нижніх кінцівок внаслідок їх захворювань. 66% пацієнтів була потрібна велика ампутація, з них 73% пацієнтів була потрібна трансфеморальна ампутація, в той час як лише 34% - часткова ампутації стопи або пальця ноги.

Передбачається, що протез стане корисним інструментом в боротьбі з дискримінацією щодо інвалідів, як це передбачено в декількох резолюціях з прав людини, таких як Конвенція ООН про права інвалідів, прийнята Організацією Об'єднаних Націй, і Законами про рівність в юрисдикціях по всьому світу.

Система аналізу потенційно також може бути корисна для контролю екзоскелета. Екзоскелети можуть надати додаткову фізичну силу або допомогу в реабілітації ходи. У першому випадку екзоскелети можуть використовуватися для допомоги пожежним і рятувальникам в небезпечних умовах, медсестрам для переміщення важких пацієнтів або солдатам для перевезення важких вантажів. Реабілітаційні екзоскелети можуть використовуватися для забезпечення підтримки при ходьбі літнім людям або для реабілітації після інсульту або травми спинного мозку.

В практичній частині було проаналізовано проблеми динаміки руху людей та її впливу на розробку роботизованих протезів для нижніх кінцівок, розглянуто важливі аспекти, пов'язані з динамікою руху людей, такі як біомеханіка,

кінематика та кінетика. Було досліджено рух людських кінцівок під час ходьби, бігу та інших активностей, а також вивчено взаємодію між різними частинами тіла під час руху, проведено аналіз різних підходів та технологій, що використовуються в розробці роботизованих протезів для нижніх кінцівок. Це включає використання електроміографічних сигналів, нейронних мереж, глибокого навчання та інших методів для керування протезами та відтворення природного руху.

Розроблена структурна та функціональна схеми системи керування дозволяють ефективно і точно передавати команди від користувача до біонічного протезу та забезпечувати реалізацію природного руху.

Було розглянуто і описано методи та засоби для створення систем керування роботизованими протезами для нижніх кінцівок, зокрема біонічними протезами нижніх кінцівок.

Також була використана база даних NuGaDB (Human Gait DataBase), яка містить детальну інформацію про ходу людини під час різних активностей, таких як ходьба, біг, підйом по сходах тощо. Використання бази даних NuGaDB дозволило провести детальний аналіз руху людських кінцівок та вивчення їх динаміки. Ця база даних стала важливим джерелом інформації для розробки та валідації системи управління людською ногою.

Було проведено комплексне дослідження та розроблено систему керування біонічними протезами нижніх кінцівок з метою забезпечення високої мобільності та комфорту для осіб з ампутованими кінцівками.

Для досягнення цієї мети були використані сучасні методи глибокого навчання нейронних мереж та обробки електроміографічних сигналів. Зокрема, в системі була впроваджена модель, яка на основі аналізу електроміографічних сигналів переміщення та голосових команд користувача передбачає положення гомілок.

У порівняльних тестах модель показала себе надзвичайно швидкою, у півтора рази швидшою за штучні нейронні мережі, і більш ніж у вісім разів швидшою за рекурентні нейронні мережі та приховані Марковські моделі. Ба більше,

дана модель досягла 94,27% F1 міри та 98,94% точності (асура), що порівняно з ANN, RNN, НММ знижує частоту появи помилок F₁ міри на 45%, 65% і 63% та відсоток помилок точності на 41%, 55% і 62% відповідно. Тому RapidHARe підходить для розпізнавання в реальному часі на мобільних пристроях

ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Медицинская физиология по Гайтону и Холлу / Дж.Э. Холл / Пер. с англ.; Под ред. В.И. Кобрин, М.М. Галагудзы, А.Е. Умрюхина. 2-е изд., испр. и доп. - М.: Логосфера, 2018. - 1328 с
2. Медицинская биофизика : учебник для вузов /В. О. Самойлов/— 3-е изд., испр. и доп. — СПб. : СпецЛит, 2013.— 591 с.
3. Biomedical engineering and design handbook: Volume 1: Fundamentals / Myer Kutz. – New York : McGraw-Hill Companies, Inc., 2009. 2nd ed. –1502 p.
4. Васильев Г.Ф. Система биорегуляции двигательной единицы. *British Journal Of Innovation In Science And Technology*, Vol. 3 № 6, 2018 с. 35-44.
5. К. А. Фарри. 12, No. 5, pp. 775-788, 1996.
6. Kuo A. D., Donelan J. M., Ruina A. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: step-to-step transitions. *Exercise and sport sciences reviews*. 2005. Т. 33, № 2. С. 88–97. [Веб-сайт] URL: <https://doi.org/10.1097/00003677-200504000-00006> (дата звернення: 05.06.2022).
7. Гудінаф Ф. Ємнісний датчик прискорення, виконаний на основі поєднання об'ємної та поверхневої мікроструктур. *Електроніка*. 2002. №11-12. С. 86-87.
8. Гудінаф Ф. Інтегральний акселерометр // *Електроніка*. 2002. №7-8. С. 54-57.
9. Kepski M., Kwolek B. Detecting human falls with 3-axis accelerometer and depth sensor. *2014 36th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)*, м. Chicago, IL, 26–30 серп. 2014 р. 2014. [Веб-сайт] URL: <https://doi.org/10.1109/embc.2014.6943704> (дата звернення: 05.06.2022).
10. Wu F., Hu C., Zhao H., Zhao Y. Розвиток fall alarm system based on multi-sensor integration. 25th International Technical Meeting of Satellite Division of

Institute of Navigation (ION GNSS '12); September 2012; Nashville, Tenn, USA. pp. 3805-3813.

11. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity / C. V. C. Bouten et al. *IEEE transactions on biomedical engineering*. 1997. Vol. 44, no. 3. P. 136–147. [Веб-сайт] URL: <https://doi.org/10.1109/10.554760> (date of access: 05.06.2022).

12. Код для налагодження взаємодія між ADXL345 і мікроконтролером. www.digitrode.ru. [Веб-сайт] URL: http://digitrode.ru/computing-devices/mcu_cpu/150-svyazyvaem-akselerometr-adxl345-i-mikrokontroller.html (дата звернення: 05.06.2022).

13. Справочник конструктора РЭА : общие принципы конструирования / ред. Р. Варламова. Москва : Советское радио, 1980. 479 с.

14. ОСТ 4.010.030-81. Установка навесных элементов на печатные платы. Конструирование.

15. Разработка и оформление РЭА / ред. Э. Романычевой. Москва : Радио и связь, 1989. 448 с.

16. EE25 datasheet PDF - power transformer module. *DatasheetCafe*. [Веб-сайт] URL: <http://www.datasheetcafe.com/EE25-pdf-20966/> (дата звернення: 05.06.2022).

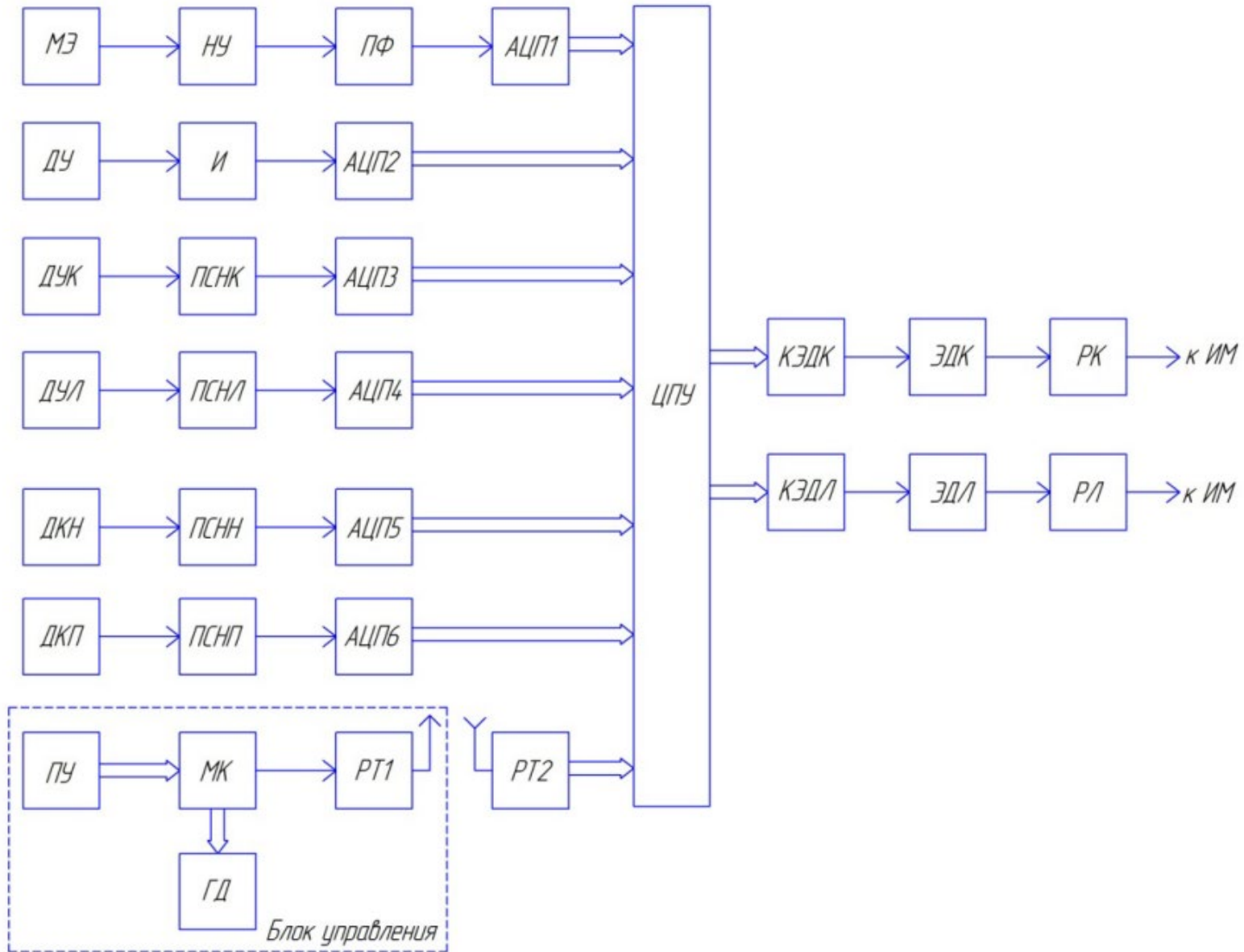
17. Phukan, N., Kakoty, N.M., Shivam, P. et al. Finger movements recognition using minimally redundant features of wavelet denoised EMG. *Health Technol.* 9, 579–593 (2019). doi: 10.1007/s12553-019-00338-z

18. Ізюмкін, П. І. Автономний канал електроміографа з WI-FI модулем для робототехнічних систем : дипломна робота ... бакалавра : 163 Біомедична інженерія / Ізюмкін Петро Ілліч. – Київ, 2020. – 68 с.

19. Atzori, M., Gijssberts, A., Castellini, C. et al. Electromyography data for non-invasive naturally-controlled robotic hand prostheses. *Sci Data* 1, 140053 (2014). doi: 10.1038/sdata.2014.53

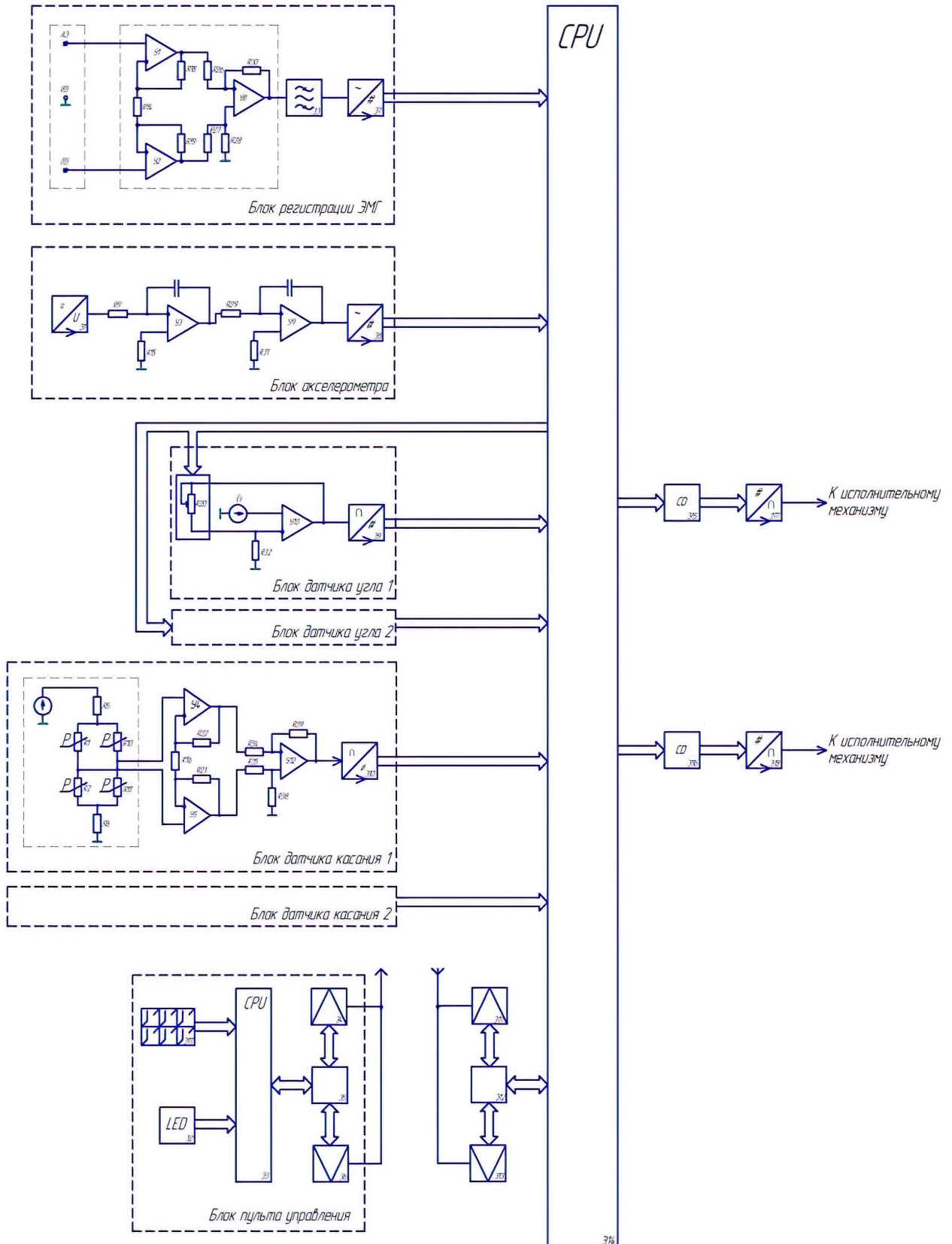
ДОДАТОК А

Структурна схема керування біонічним протезом



ДОДАТОК Б

Функціональна схема управління біонічним протезом



ДОДАТОК В

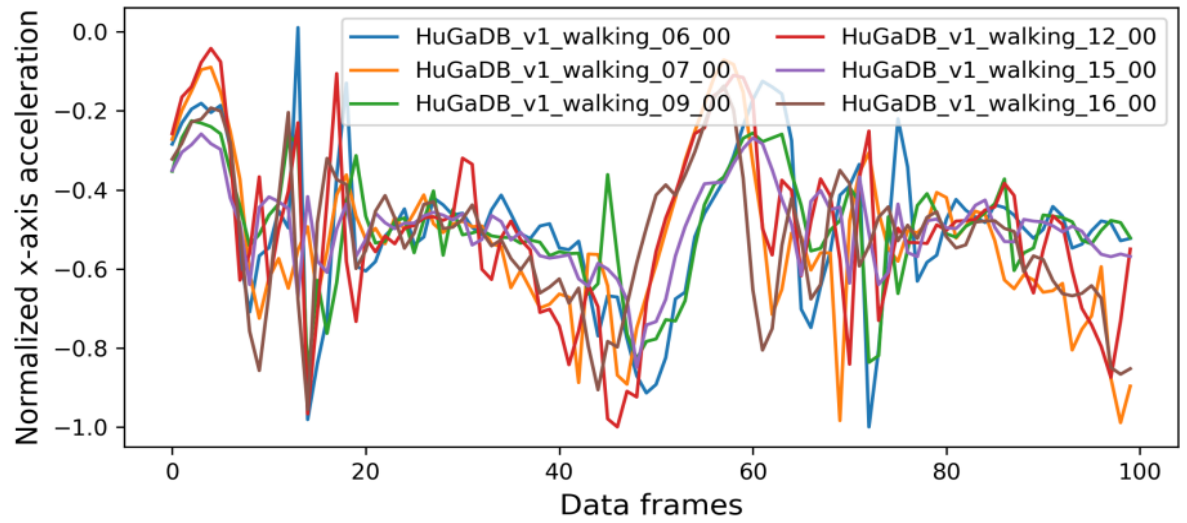
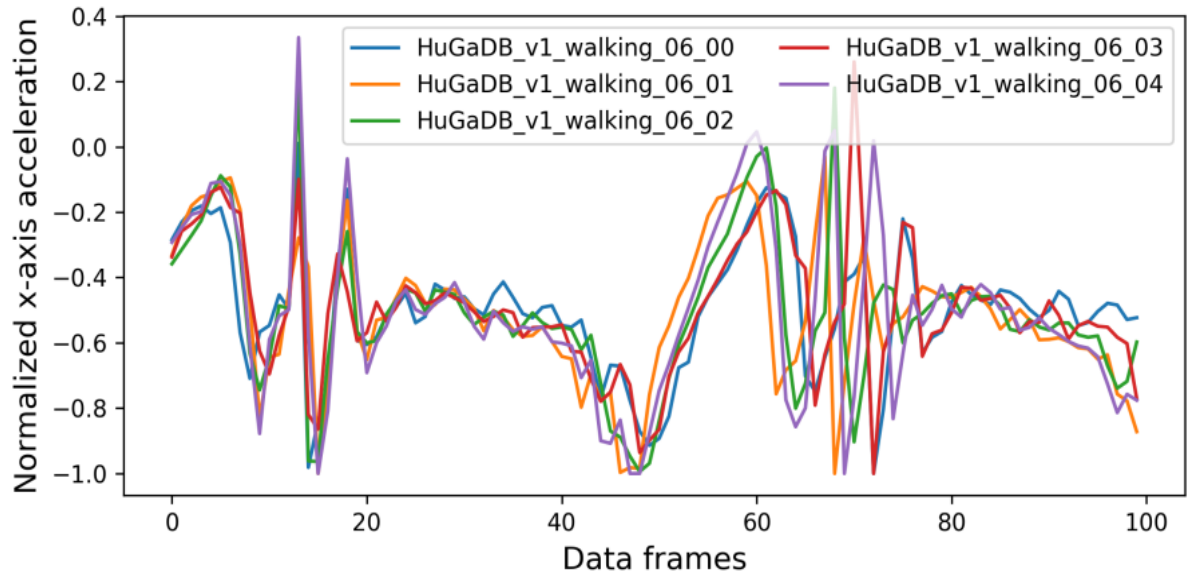
Сигнали з різних типів датчиків бази даних NuGaDB

Номер функції	Тип датчику	Позиція	Вісь	Одиниці виміру	Символ
0	Акселерометр	Права нога	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,x)}$
1	Акселерометр	Права нога	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,y)}$
2	Акселерометр	Права нога	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,f,z)}$
3	Гіроскоп	Права нога	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,x)}$
4	Гіроскоп	Права нога	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,y)}$
5	Гіроскоп	Права нога	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,f,z)}$
6	Акселерометр	Права гомілка	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,x)}$
7	Акселерометр	Права гомілка	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,y)}$
8	Акселерометр	Права гомілка	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,s,z)}$
9	Гіроскоп	Права гомілка	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,x)}$
10	Гіроскоп	Права гомілка	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,y)}$
11	Гіроскоп	Права гомілка	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,s,z)}$
12	Акселерометр	Праве стегно	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,t,x)}$
13	Акселерометр	Праве стегно	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,t,y)}$
14	Акселерометр	Праве стегно	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(r,t,z)}$
15	Гіроскоп	Праве стегно	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,x)}$
16	Гіроскоп	Праве стегно	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,y)}$
17	Гіроскоп	Праве стегно	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(r,t,z)}$
18	Акселерометр	Ліва нога	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,f,x)}$

19	Акселерометр	Ліва нога	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,f,y)}$
20	Акселерометр	Ліва нога	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,f,z)}$
21	Гіроскоп	Ліва нога	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,x)}$
22	Гіроскоп	Ліва нога	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,y)}$
23	Гіроскоп	Ліва нога	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,f,z)}$
24	Акселерометр	Ліва гомілка	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,s,x)}$
25	Акселерометр	Ліва гомілка	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,s,y)}$
26	Акселерометр	Ліва гомілка	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,s,z)}$
27	Гіроскоп	Ліва гомілка	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,x)}$
28	Гіроскоп	Ліва гомілка	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,y)}$
29	Гіроскоп	Ліва гомілка	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,s,z)}$
30	Акселерометр	Ліве стегно	X	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,x)}$
31	Акселерометр	Ліве стегно	Y	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,y)}$
32	Акселерометр	Ліве стегно	Z	$\frac{m}{c^2}$	$a_{(l,t,z)}$
33	Гіроскоп	Ліве стегно	X	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,x)}$
34	Гіроскоп	Ліве стегно	Y	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,y)}$
35	Гіроскоп	Ліве стегно	Z	$\frac{deg}{c}$	$\omega_{(l,t,z)}$
36	EMG	Праве стегно		B	
37	EMG	Ліве стегно		B	

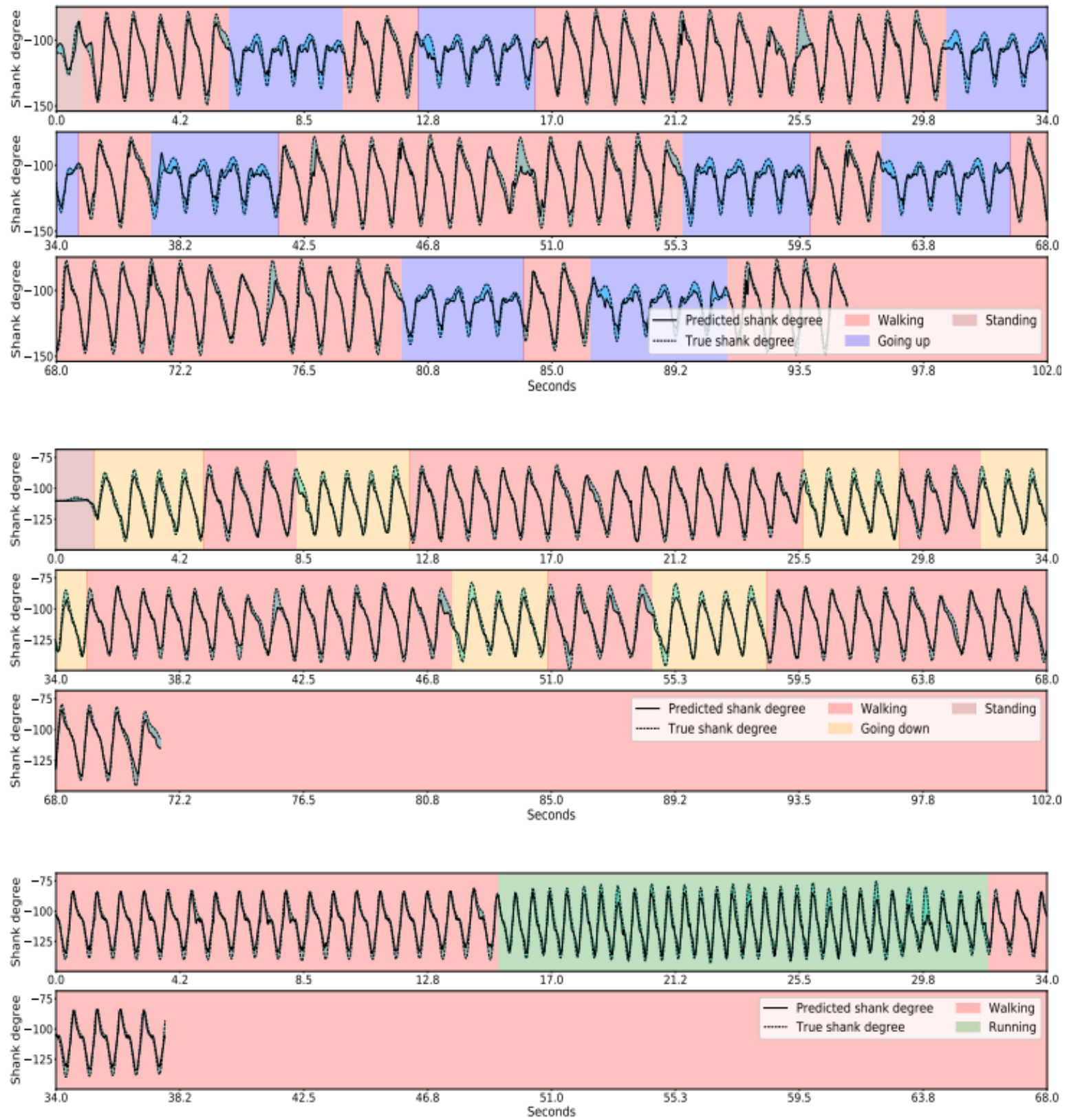
ДОДАТОК Г

Відмінності ходи під час ходьби



ДОДАТОК Г

Графіки передбачення системою СУЛХ положення правої гомілки



ДОДАТОК Д

Сертифікат участі в конференції



МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ ІМЕНІ ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»
ГРОМАДСЬКА ОРГАНІЗАЦІЯ «ВСЕУКРАЇНСЬКА АСОЦІАЦІЯ БІОМЕДИЧНИХ
ІНЖЕНЕРІВ І ТЕХНОЛОГІВ»



СЕРТИФІКАТ

Цим підтверджуємо, що

Бабаєв Євгеній

прийняв(-ла) участь в

Міжнародній науково-практичній конференції
«СУЧАСНИЙ СТАН ТА ПЕРСПЕКТИВИ БІОМЕДИЧНОЇ ІНЖЕНЕРІЇ»,
присвяченій

125-річчю Національного технічного університету України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,
13-14 грудня 2023

Відповідно до критеріїв нарахування балів безперервного професійного розвитку нараховано 10 годин / 0,15 кредитів ECTS

Віталій МАКСИМЕНКО
Професор, д.м.н

Kyiv, Ukraine

Олександр ГАЛКІН
Професор, д.м.н

