

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Інфокомунікацій
(повна назва)

Кафедра Інформаційно-вимірвальні технології
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА
Пояснювальна записка

рівень вищої освіти другий (магістерський)

Моделі та методи метрологічного оцінювання особливостей ходи людини
(тема)

Виконав:

здобувач 2 курсу навчання, групи ЗЯМ-23-2

Потоцький М.В.

(прізвище, ініціали)

Спеціальність 175 – Інформаційно-вимірвальні технології

(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-професійна

Освітня програма Забезпечення якості

(повна назва освітньої програми)

Керівник проф. Склярів В.В.

(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри СТ

_____ (підпис)

проф. Захаров І.П.

(прізвище, ініціали)

2024 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет Інфокомунікацій
(повна назва)

Кафедра Інформаційно-вимірвальні технології

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Спеціальність 175 Інформаційно-вимірвальні технології
(код і повна назва)

Тип програми освітньо-професійна

Освітня програма Забезпечення якості
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ

Зав. кафедри ІВТ

док. Захаров І.П.

" _____ " _____ 2024 р.

**ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ**

здобувачеві Потоцькому Максиму Вікторовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи Моделі та методи метрологічного оцінювання особливостей ходи людини
затверджена наказом по університету від " 12 " листопада **2024р. № 1202 Ст**

2. Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії 10 січня **2025р.**

3. Вихідні дані до роботи (проекту) Програмне забезпечення, що було використано: ОС Microsoft Windows 11, kagglehub для завантаження датасетів, NumPy для обчислень. Pandas для збереження і роботи з базами даних. Matplotlib для побудови графіків, Технічне забезпечення: ІВМ-сумісний ПК з ЦП Intel Core i3 та вище

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі 4.1 Вступ 4.2 Аналіз предметної області. Хода людини як об'єкт дослідження 4.3 Метрологічні аспекти аналізу ходи 4.4 Сучасні методи вимірювання параметрів ходи 4.5 Комп'ютерне моделювання та обробки даних у метрологічному аналізі ходи 4.6 Статистичний метод для оцінювання параметрів ходи 4.7 Постановка задачі 4.8 Загальні положення 4.9 Архітектура моделі 4.10 Вхідні дані для розробки системи 4.11 Вихідні дані системи 4.12 Математичне моделювання даних 4.13 Результати моделювання 4.14 Дослідження та аналіз траєкторії руху стопи людини під час ходьби 4.15 Аналіз асиметрії руху стоп 4.16 Створення методу для аналізу всіх користувачів та аналіз результатів 4.17 Кластерний аналіз 4.18 Визначення впливу швидкості на асиметрію рухів 4.18 Аналіз фаз ходи людини 4.19 Висновки 4.20 Перелік джерел посилання

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів)

5.1 Фази ходи людини 5.2 Діаграма похибок та їх причина виникнення 5.3 Біомеханічна модель 5.4 Математична модель 5.5 Імітаційне моделювання 5.6 Місця встановлення

маркерів для запису рухів стопи 5.7 3D модель руху стоп людини 5.8 Результат отриманих даних файлу «all asymmetry speed 0.6» 5.9 Типові відхилення групи 5.10 Графік кластерний аналіз асиметрії 5.11 Залежність асиметрії від швидкості 5.12 Графік аналіз фаз ходи людини 5.13 Аналіз фаз ходи людини за 2 кроки 5.14 Фази опори та переносу для подвійного кроку

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Пор. №	Назва етапів атестаційної роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Отримання завдання кваліфікаційної роботи	29.08.2024	Виконано
2.	Аналіз предметної області та літератури	23.09.2024-15.10.2024	Виконано
3.	Вибір мови програмування та системи управління базами даних для розробки функціоналу додатка	16.10.2024	Виконано
4.	Розробка вимог до моделі аналізу ходи людини	17.10.2024-26.10.2024	Виконано
5.	Розробка програмного коду	27.10.2024-27.11.2024	Виконано
7.	Розробка програм для візуалізації отриманих даних	28.11.2024-05.12.2024	Виконано
8.	Опроцювання отриманих результатів	06.12.2024-10.12.2024	Виконано
9.	Оформлення пояснювальної записки та документація програмного коду	13.12.2024-23.12.2024	Виконано
10.	Оформлення графічної частини презентаційних матеріалів, комп'ютерних матеріалів для захисту атестаційної роботи	24.12.2024	Виконано
11.	Представлення на рецензування	25.12.2024	Виконано
	Представлення атестаційної роботи в ЕК	10.01.2025	Виконано

Дата видачі завдання 29.08.2024

Здобувач  Потоцький М.В.

(підпис)

Керівник роботи  проф. Скляров В.В.

(підпис)

(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка з кваліфікаційної роботи містить: 74 с., 3 табл., 14 рис., 2 додатки, 12 джерел

МЕТРОЛОГІЧНЕ ОЦІНЮВАННЯ, АНАЛІЗ ХОДИ, БІОМЕХАНІКА, КІНЕМАТИКА, СИСТЕМА ОЦІНЮВАННЯ ХОДИ, СЕНСОРИ, КОМП'ЮТЕРНЕ МОДЕЛЮВАННЯ, СТАТИСТИЧНИЙ АНАЛІЗ, ОБРОБКА ДАНИХ

Об'єктом дослідження є хода людини як складний біомеханічний процес, що підлягає аналізу, моделюванню та оцінюванню за допомогою метрологічних методів для визначення параметрів і характеристик.

Предметом дослідження є методи та моделі метрологічного оцінювання особливостей ходи людини, що дозволяють здійснити точний вимір і аналіз біомеханічних особливостей руху людини для оцінки якості та відстеженні змін.

Методи дослідження включають метрологічний аналіз та визначення оцінки точності вимірювань параметрів ходи, комплексний аналіз для дослідження рухових і силових характеристик з використанням комп'ютерного моделювання для створення імітації ходи.

Результатом кваліфікаційної роботи повинна стати розроблена модель та методи метрологічного оцінювання параметрів ходи людини, що забезпечить точністю і надійністю проведених вимірювань. Очікується створення прототипу системи або програмного інструменту, який дозволить автоматично збирати, аналізувати й інтерпретувати дані про ходу, а також виявляти можливі відхилення або аномалії у характеристиках ходи.

ABSTRACT

The report on pre-certification practice contains: 74 pages, 3 tables, 14 figures, 2 appendices, 12 sources

METROLOGICAL EVALUATION, GAIT ANALYSIS, BIOMECHANICS, KINEMATICS, GAIT EVALUATION SYSTEM, SENSORS, COMPUTER MODELING, STATISTICAL ANALYSIS, DATA PROCESSING

The object of research is human gait as a complex biomechanical process that is subject to analysis, modeling and evaluation using metrological methods to determine parameters and characteristics.

The subject of the study is the methods and models of metrological assessment of the features of human gait, which allow accurate measurement and analysis of biomechanical features of human movement for quality assessment and tracking of changes.

Research methods will include metrological analysis and determination of the assessment of the accuracy of measurements of gait parameters, complex analysis for the study of motor and power characteristics using computer modeling to create gait simulation.

The result of the qualification work should be a developed model and methods of metrological assessment of human gait parameters, which will ensure the accuracy and reliability of the measurements. It is expected to create a prototype system or software tool that will automatically collect, analyze and interpret gait data, as well as detect possible deviations or anomalies in gait characteristics.

ЗМІСТ

ВСТУП	8
1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ	9
1.1 Аналіз предметної області. Хо́да людини як об’єкт дослідження	9
1.2 Метрологічні аспекти аналізу ходи	111
1.3 Сучасні методи вимірювання параметрів ходи	144
1.4 Комп’ютерне моделювання та обробки даних у метрологічному аналізі ходи	166
1.5 Статистичний метод для оцінювання параметрів ходи	19
1.6 Постановка задач	211
2 МОДЕЛЬ МЕТРОЛОГІЧНОГО ОЦІНЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ХОДИ ЛЮДИНИ	233
2.1. Загальні положення	233
2.2. Архітектура моделі	233
2.3 Вхідні дані для розробки системи	244
2.4 Вихідні дані системи	266
2.5 Математичне моделювання даних	288
2.6. Результати моделювання	29
3 МОДЕЛЬ АНАЛІЗУ ДАНИХ ХОДИ ЛЮДИНИ	300
3.1 Дослідження та аналіз траєкторії руху стопи людини під час ходьби	300
3.2 Аналіз симетрії руху стоп	333
3.2.1 Розробка програми для оцінки симетрії	344
3.3 Створення методу для аналізу всіх користувачів та аналіз результатів	388
3.4 Кластерний аналіз	411
3.5 Визначення впливу швидкості на асиметрію рухів	433

3.6 Аналіз фаз ходи людини.....	477
ВИСНОВКИ.....	555
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	566
ДОДАТОК А.....	588
ДОДАТОК Б	667

ВСТУП

Хода людини є складним біомеханічним процесом, що відображає взаємодію різних функцій організму і може змінюватися під впливом зовнішніх факторів або віку та стану здоров'я.

Оцінювання параметрів ходи люди в залежності від характеристик людини є важливим етапом у медичній діагностиці, реабілітації та спортивній науці для моніторингу та отримання оптимальних показників для фізичної активності. Хоча, для отримання точних та достовірних даних, необхідно застосовувати спеціальні методи метрологічного аналізу, що дозволять об'єктивно виміряти характеристики ходи людини та мінімізувати можливі похибки.

Актуальність теми зумовлена зростаючою потребою у створенні інструментів або програмного забезпечення, що буде збирати та аналізувати інформацію про ходу людини. Зібрані дані допоможуть оцінювати та контролювати параметри, саме такий інструмент дозволить виявляти відхилення від базових показників ходи, що допоможе визначити на ранніх етапах різні захворювання та контролювати процес лікування пацієнта.

У рамках цієї роботи розглядаються моделі та методи метрологічного оцінювання, а також засоби збору й обробки даних, які дозволяють забезпечити високу точність і надійність оцінювання параметрів ходи людини.

1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ

1.1 Аналіз предметної області. Хо́да людини як об'єкт дослідження

Хо́да людини представлена, як складний багатокomпонентний процес, що включає в себе сукупність рухів, які забезпечують переміщення людини з одного місця в інше. Біомеханічні особливості руху обумовлені синергією роботи опорно-рухового апарату разом із нервовою системою та іншими процесами організму. Вивчення ходи людини у контексті біомеханіки дозволяє отримувати дані про ефективність рухових процесів з проведенням аналізом активності для визначення та виявлення проблем із здоров'ям.

Біомеханічні процеси ходи люди включають в себе аналіз її рухів з точки зору прикладених сил, що діють на її кінцівки, а також на зміну положень суглобів під час руху. Хо́да характерна своєю циклічністю фаз, опорної і не опорної, що є основою для розуміння структури процесу. Основні фази ходи:

- рання та пізня фаза опори, коли одна нога забезпечує підтримку тіла, а інша – виконує крок;
- фаза польоту, коли обидві ноги не торкаються землі, і тіло рухається вперед.

Циклічний процес потребує чіткої і точної взаємодії м'язів, кісток і нервових імпульсів для забезпечення правильного руху. Рух людини вимагає певних сил і енергії, що діють на суглоби для подолання сили тяжіння.

На рисунку 1.1 подано фази ходи людини, від фази опору до фази переносу.

Вивчення біомеханіки дозволяє отримати інформацію про механізми травм і порушень, наприклад, як положення стопи, порушена симетрія рухів чи ослаблення м'язів. Саме деталізація аналізу роботи суглобів, дозволяє визначити показники, що можуть повідомити про відхилення показників нормальної роботи.

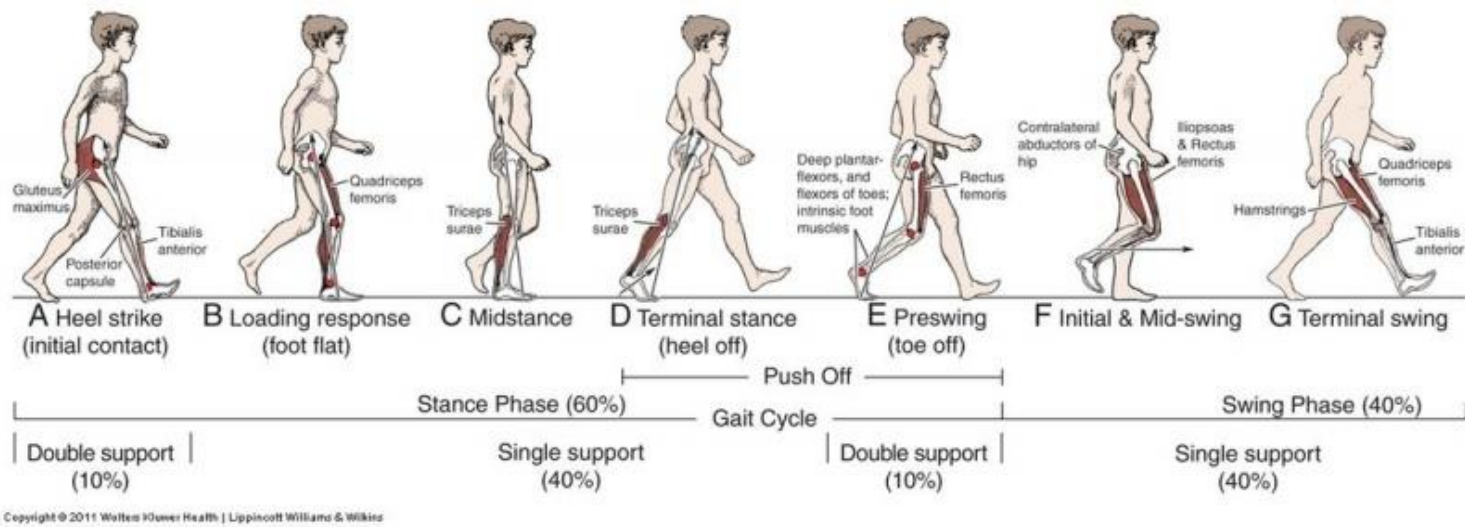


Рисунок 1.1 – Фази ходи людини

Не менш важливим параметром є кінематичні характеристики, що описують. Кінематичні параметри в загалі описують рух без урахування сил, що прикладаються. Основними характеристиками, які описують аналіз ходи є:

- швидкість. Визначається як відстань, пройдена об'єктом за певну одиницю часу. Основний показник для визначення ефективності ходи людини;
- довжина кроку. Відстань між двома точками опори на землі;
- частота кроків. Число кроків за одиницю часу. Необхідна для визначення ефективності руху та оцінки витрати енергії;
- кутова швидкість. Описує швидкість обертання суглобів при виконанні дій.

Отримання інформації про описані параметри, є важливим кроком етапом для проведення розрахунків.

Останньою характеристикою є кінетична. Кінетика ходи вивчає сили, що впливають на тіло під час його руху. Це важливо для визначення енергетичних витрат, а також для оцінки взаємодії людини з поверхнею. Основні кінетичні параметри включають:

- сили опору. Це сили, які виникають при контакті стопи з поверхнею та відповідають за підтримку тіла;

– момент сили. Обертальні сили, які діють на суглоби. Вони визначають механізм руху кожної кінцівки та її взаємодію з іншою під час ходи;

– енергія. Результат роботи м'язів для подолання внутрішнього і зовнішнього опору, що дозволяє тілу рухатись вперед. Енергетична ефективність ходи є важливим аспектом для оптимізації фізичних зусиль.

Хо́да людини є результатом складної взаємодії різних параметрів, що потребують детального аналізу для отримання точних результатів. Дослідження цих параметрів дозволить не тільки проаналізувати ходу, але й виявляти зміни та відхилення від нормального рівня. Для точного аналізу цих характеристик необхідно використовувати сучасні інструменти, що включають різні сенсори та комп'ютерне моделювання, що дозволить отримати точну і надійну інформацію дослідникам даної сфери.

1.2 Метрологічні аспекти аналізу ходи

Аналіз особливостей ходи людини є надскладним завданням, яке потребує високого рівня точності вимірювань та системного підходу до метрологічної оцінки. Під час дослідження ходи важливо враховувати велику кількість аспектів для забезпечення надійності і відтворюваності отриманих результатів.

Точне вимірювання кінематичних та кінетичних параметрів дозволить отримати правильні результати для подальшого аналізу ходи людини. Саме для цього аналізу було вибрано метрологію, оскільки вона надає необхідні методи і інструменти для процесу вимірювання та отримання даних.

Метрологія включає стандарти і методики, що може забезпечити точним вимірюванням параметрів рухів. Метрологія стала ключовим аспектом у біомеханічних дослідженнях, де дозволяється фіксувати відхилення ходи пацієнтів та додатково відстежувати динаміку.

Аналіз ходи особи базується на зібраних даних з використанням високоточних інструментів, наприклад сенсори, оптичні системи та різні

інтеграційні датчики, що потребує постійних налагоджень та калібрувань для отримання правильних результатів.

Калібрування обладнання та дотримання стандартів вимірювань є ключовими завданнями, оскільки будь-яка похибка може призвести до спотворення даних, а отже – до неправильних висновків про стан досліджуваної людини. Наприклад, платформи для вимірювання тиску повинні фіксувати точні значення зусиль, що виникають при ході, що вимагає їх періодичного калібрування і тестування.

Необхідно враховувати також вимоги до точності та відтворюваності вимірювань параметрів ходи. Для цього основними параметрами є точність і відтворюваність даних. Таким чином, можна визначити точність вимірювань та визначити наскільки отримані результати наближені до реальних значень.

При аналізі ходи основними вимогами до вимірювань є точність і відтворюваність. Точність вимірювань визначає, наскільки отримані результати наближені до реального значення. Наприклад, для правильної діагностики необхідно отримати точні дані про швидкість руху та кутові характеристики суглобів, адже навіть незначне відхилення може призвести до хибного трактування результатів.

Відтворюваність показує, наскільки стабільними є результати вимірювань, проведених за однакових умов. Це важливо для отримання достовірних даних у довготривалих дослідженнях. Щоб забезпечити відтворюваність, використовуються однакові протоколи вимірювань, калібрування обладнання перед кожною сесією, а також контроль зовнішніх умов, як-от освітлення та поверхня, по якій рухається досліджувана особа. Завдяки цьому можна мінімізувати зовнішні фактори, які могли б вплинути на точність даних.

Похибки вимірювань є неминучим аспектом будь-якого вимірювального процесу. В аналізі ходи розрізняють декілька основних видів похибок, які можуть впливати на точність і відтворюваність результатів:

– систематичні похибки – це сталі відхилення, що повторюються за однакових умов. Вони можуть виникати, наприклад, через некоректне калібрування обладнання, яке стабільно відхиляється від реальних значень. Такий тип похибок можна контролювати за допомогою регулярного налаштування та калібрування вимірювальних пристроїв;

– випадкові похибки – це похибки, що не мають систематичного характеру і виникають через випадкові зміни умов вимірювання. Наприклад, зміни в освітленні чи незначні рухи досліджуваного під час вимірювань можуть спричинити відхилення в отриманих даних. Випадкові похибки можна зменшити шляхом багаторазового повторення вимірювань і усереднення результатів;

– методичні похибки – виникають через недоліки або обмеження самого методу вимірювання. Наприклад, якщо обрана методика не враховує певні параметри руху або використовуються застарілі моделі, це може вплинути на результати. Для зниження методичних похибок варто обирати найбільш точні та сучасні методики аналізу;

– інструментальні похибки – зумовлені технічними характеристиками або фізичним станом обладнання. Наприклад, сенсори можуть мати певний рівень похибки через зношення чи обмежену точність. Щоб мінімізувати ці похибки, важливо використовувати надійне обладнання і проводити регулярну перевірку його стану.

Візуалізація впливу різних похибок на результати вимірювань є корисним інструментом. Для цього необхідно створити графіки або діаграми, що покажуть різницю в результатах при різних умовах і методах вимірювань. Також, формули для розрахунку середньоквадратичної похибки або загальної похибки можуть надати кількісну оцінку точності проведених вимірювань. На рисунку 1.2 представлена діаграма різних похибок та їх причини.



Рисунок 1.2 – Діаграма похибок та їх причина виникнення

Метрологічний аналіз даних є ключовою складовою для точного вивчення обраних характеристик ходи людини. Точність проведених вимірювань залежать від чіткої організації процесів збору інформації та ретельного калібрування обладнання з урахуванням можливих похибок. Метрологічні стандарти допоможуть отримувати більше точні та відтворюванні результати, що стають ключовим елементом для аналізу та оцінки параметрів ходи.

1.3 Сучасні методи вимірювання параметрів ходи

Сучасні дослідження потребують великий спектр методів і технологій для вимірювання необхідних параметрів. Одним із параметрів є характеристика ходи людини. Саме використання нових технологій дозволить отримувати точні дані про кінематичні, кінетичні і часові характеристики руху людини, що стала основою для діагностики, лікування та підвищення якості життя. Сучасні методи охоплюють кінематичний аналіз даних, кінетичні

методи та застосування сенсорів. Кожен із цих підходів має свої унікальні характеристики та переваги.

Кінематичний аналіз дозволяє оцінювати обертання суглобів, кутові зміщення та швидкість частин тіла. Кінематичний аналіз включає в себе:

- оптичні системи. Технології, що використовують камери для фіксації рухів. Приклади системи включають Vicon і Motion Analysis, що використовуються у клінічних та наукових дослідженнях. На частинах тіла розміщуються елементи, за якими спостерігають сенсори та відстежується траєкторія і визначається параметри руху;

- відео аналіз. Метод, що використовує спеціальні камери для запису рухів з подальшим аналізом. Розвиток програмного забезпечення для обробки відео, все частіше використовується в цій сфері. Аналізуючи відео, можна деталізувати точний аналіз ходи люди, де оптичні сенсори стають найголовнішим інструментом.

Формули для обчислення кутових зміщень і швидкості сегментів тіла часто використовуються в біомеханіці, кінематиці та механіці:

- кутове зміщення. $\theta = \arctan(y_2 - y_1 / x_2 - x_1)$;

- кутова швидкість. $\omega = \Delta\theta / \Delta t$;

- кутове прискорення. $\alpha = \Delta\omega / \Delta t$.

Для складніших рухів можна враховувати момент інерції та сили, які впливають на обертання сегментів. Таким чином було проведено частково кінематичний аналіз.

Важливо проводити та аналізувати кінетичні методи вимірювання, які використовуються для оцінки силових характеристик руку, таких як сила тиску на стопу та сила опору. Саме набір цих даних є важливими елементами для визначення навантажень під час руху та які допомагають визначити реакції тіла на них.

- платформи для аналізу силових характеристик. Використання додаткових пристроїв є важливим інструментом для фіксації сили опору під час контакту стопи з поверхнею. Подібні платформи вимірюють вертикальні

та горизонтальні компоненти сили, що діють на стопу. На основі отриманих даних можна проаналізувати розподіл навантажень між ногами та оцінити характеристики ходи;

– тензометричні датчики. Використання сенсорів, що встановлюються на устілки для прикладений зусиль у певних точках. Їх використання дозволяє отримати дані про розподіл сил та тиску під час руху.

Таким чином, сучасні методи вимірювання охоплюють великий спектр різних технологій для отримання чіткої і правильної інформації для подальшого її аналізу. Використання кінематичних та кінетичних методів дають змогу визначити ключові характеристики ходи людини з наданням деталізованої та структурованої інформації. Отже, використання цих технологій дозволить зрозуміти біомеханічні особливості руху людини з можливим визначенням дефектів.

1.4 Комп'ютерне моделювання та обробки даних у метрологічному аналізі ходи

Комп'ютерне моделювання та обробка даних є важливою складовою метрологічного аналізу ходи. Використання моделей, алгоритмів обробки і статистичних методів, дадуть можливість провести діагностування, прогнозування та вдосконалення руховою діяльності.

Проведення моделювання ходи базується на математичних моделях, які описують рух окремих частин у процесі ходьби. Ці моделі передбачають положення суглобів, кутові зміни та динаміку в реальному часі. Основними підходами моделювання є:

– біомеханічні моделі. Засновані на механічних законах з використанням анатомічних параметрів тіла для визначення траєкторій і сил, що діють під час руху. Приклад біомеханічної моделі подано на рисунку 1.3;

– математичні моделі. Використовується для аналізу характерних шаблонів ходи людини. Наприклад, дані моделі базуються на методах лінійної

регресії або кластеризації. Приклад математичної моделі подано на рисунку 1.4;

– імітаційні моделі. Представлена комп'ютерною симуляцією, що використовують набір даних для визначення ходи. Використання дозволить проводити експерименти без залучення пацієнтів, змінюючи параметри для перевірки. Приклад імітаційної моделі подано на рисунку 1.5.

Використання даних моделей включає 3D-анімації та графіки, що чітко демонструють траєкторії рухів і розподіл навантажень на різні частини.

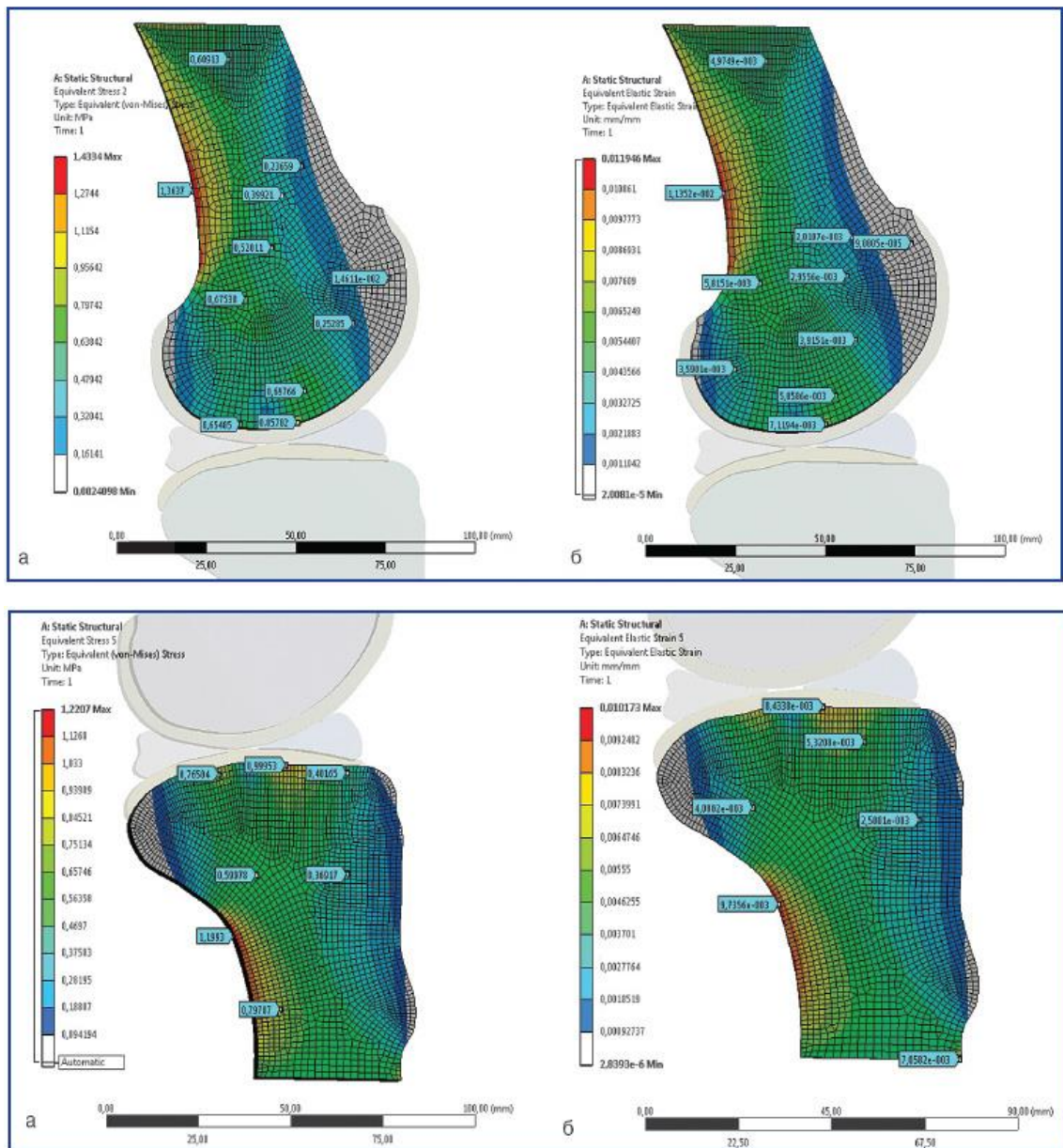


Рисунок 1.3 – Біомеханічна модель

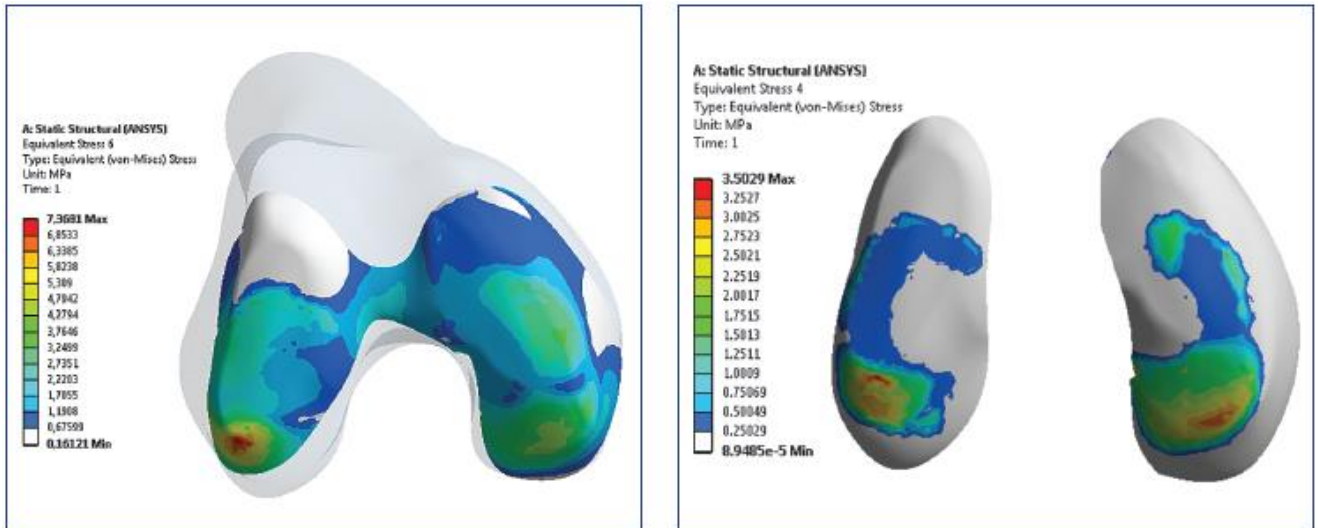


Рисунок 1.4 – Математична модель

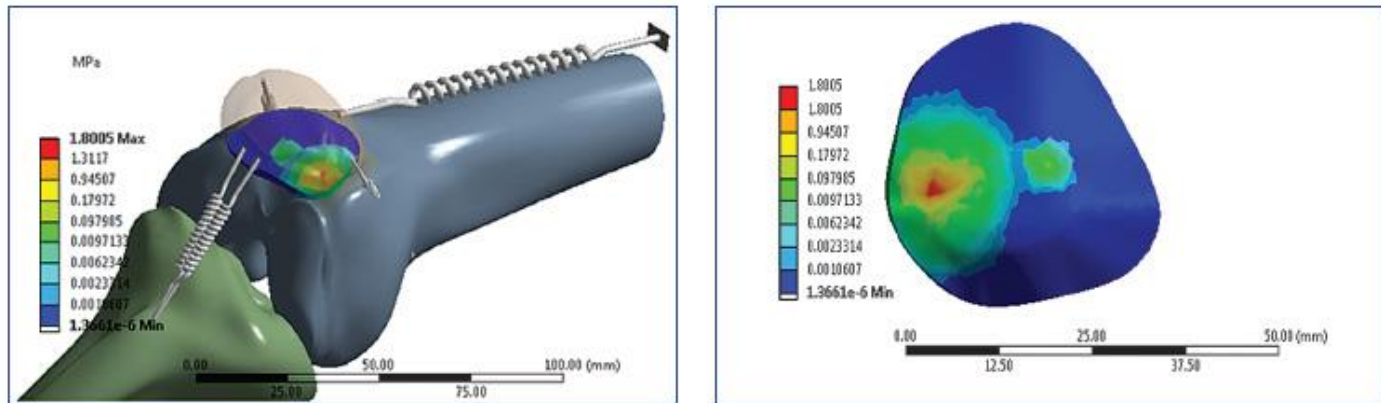


Рисунок 1.5 – Імітаційне моделювання

Окрім створення моделей, необхідно також правильно проводити обробку даних, що є ключовим етапом під час аналізу, з використанням необхідних параметрів. Обробка даних дозволяє уникнути похибок і отримати коректні результати, які можна застосувати в подальшому аналізі та моделюванні. Основні методи обробки даних включають:

- фільтрація сигналів. Використовується для видалення високочастотних шумів, що виникають через коливання сенсорів або вплив зовнішніх факторів;

- усунення артефактів. Процес виявлення та видалення даних, що виникли через помилки вимірювання або некоректне розташування датчиків.

– нормалізація даних. Допомогає стандартизувати дані, щоб можна було порівнювати результати різних вимірювань або відстежувати зміни у ході однієї людини протягом часу.

Підсумовуючи, використання комп'ютерного моделювання і обробки статистичних даних про ходу людини, дозволять отримати деталізацію елементів руху людини і краще розуміти біомеханічні процеси. Загалом, використання програмних методів підвищить точність досліджень та допоможе визначити патології і надати ефективні варіанти лікування активності.

1.5 Статистичний метод для оцінювання параметрів ходи

Статистичний аналіз має великий вплив на дослідження параметрів ходи, допомагаючи отримувати чіткі результати показників для порівняння і вивчення значень і можливих відхилень у патології. Статистичні методи дозволяють дослідникам визначити середні значення, варіації, розподіл даних, і відхилення в різних групах, що є важливим для оцінки стабільності, надійності та змін у характеристиках ходи залежно від різних умов. Використання таких методів дозволяє покращити точність діагностики, розробку реабілітаційних програм, а також прогнозування розвитку захворювань, пов'язаних із руховими порушеннями.

Нижче подано основні статистичні методи, що застосовуються для цього типу аналізу:

– дисперсійний аналіз. Дисперсійний аналіз є потужним інструментом для порівняння параметрів ходи між декількома групами. Визначає чи є відмінності між середніми значеннями параметрів, таких як частота кроків, амплітуда, тривалість опорної фази та багато інших;

– кореляційний аналіз. Застосовується для визначення взаємозв'язків між різними параметрами ходи та визначає, як зміна параметру може вплинути на інші;

– регресійний аналіз. Використовується для побудови математичних моделей, що прогнозують поведінку параметрів. Передбачає вплив різних факторів, наприклад, швидкість або кут нахилу.

Для демонстрації дисперсійного аналізу створимо загальний алгоритм та наведемо алгоритм його проведення. Отже, дисперсійний аналіз є одним із найпоширеніших методів статистичного аналізу, який використовується для порівняння груп. Оформлення правильного підходу для надання вхідних дані подані в таблиці 1.1

Таблиця 1.1 – Вхідні дані для дисперсійного аналізу з рівним числом паралельних дослідів

Номер	Рівні фактору А			
	a1	a2	...	ak
1	y11	y12	...	y1k
2	y21	y22	...	y2k
3
4	yn1	yn2	...	ynk

Алгоритм дисперсійного аналізу:

- обчислення сум за стовпцями;
- сума квадратів усіх дослідів;
- сума квадратів за стовпцями, поділена на кількість дослідів в стовпці;
- знайти квадрат загальної суми, поділений на число всіх дослідів у моделі;
- суму квадратів для стовпця;
- загальну суму квадратів;
- залишкову суму квадратів для оцінки помилки експерименту;
- дисперсію.

Після розрахунку даних, необхідно занести до таблиці, що буде представлена результатом дисперсійного аналізу. Результуючу таблицю подано далі.

Таблиця 1.2 – Результат дисперсійного аналізу

Джерело дисперсії	Число ступенів вільності	Сума квадратів	Середній квадрат	Математичне сподівання
A	$k - 1$	SS_A	s_A^2	$n\sigma_A^2 + \sigma_{пот}^2$
Залишок	$k(n - 1)$	SS_{zal}	$s_{пот}^2$	$\sigma_{пот}^2$
Загальна сума	$kn - 1$	SS_{zag}	$\frac{SS_{zag}}{kn - 1}$	

Отже, статистичний аналіз дозволяє визначити не тільки закономірності але й індивідуальні відмінності для окремих груп. Для ефективного аналізу необхідно візуалізувати результати у вигляді таблиць, графіків або діаграм, що спрощують оцінку результатів.

Комплексне використання статистичних методів із інструментами обробки і моделювання дозволить створити глибоке розуміння ходи людини і забезпечити правильними результатами для подальших досліджень.

1.6 Постановка задач

В ході практичної частини роботи необхідно розробити моделі та методи метрологічного оцінювання параметрів ходи людини для забезпечення точності вимірювання. Це включає створення алгоритмів для аналізу динамічних параметрів руху та забезпечення їх відповідності встановленим метрологічним стандартам. Особливу увагу буде приділено врахуванню

впливу зовнішніх факторів, таких як нерівності поверхні чи індивідуальні фізіологічні особливості.

Основними завданнями для роботи є:

– Проаналізувати сучасні методи та технології оцінювання ходи людини;

– Розробити модель метрологічного оцінювання параметрів ходи людини;

– Виконати експериментальні дослідження з використанням сучасних інструментів;

– Провести аналіз результатів і запропонувати рекомендації для практичного застосування розроблених моделей і методів оцінювання параметрів ходи людини.

Результати роботи можуть бути використанні для розробки нових діагностичних інструментів, підвищення якості реабілітаційних програм та оптимізації спортивних тренувань.

2 МОДЕЛЬ МЕТРОЛОГІЧНОГО ОЦІНЮВАННЯ ПАРАМЕТРІВ ХОДИ ЛЮДИНИ

2.1. Загальні положення

Модель метрологічного оцінювання параметрів ходи людини розроблюється з метою забезпечення високої точності вимірювань і аналізу біомеханічних характеристик руху. Основною задачею є створення системи збору, обробки та інтерпретації даних для виявлення відхилень і контролю стану опорно рухового апарату людини.

2.2. Архітектура моделі

Розробивши модель для оцінювання параметрів ходи людини демонструє які компоненти вона включає в себе. До основних компонентів моделі входить «Система збору даних», «Модуль обробки даних», «Модуль аналізу», «Модуль візуалізації» та «База даних». Створимо короткий опис кожного елементу системи.

Система збору даних включає:

- Бігова доріжка з розділеними стрічками
- Оптичні системи для відстеження траєкторії руху (інфрачервона кінематографічна система);
- Устілки з датчиками тиску для оцінки розподілу навантаження на стопу;
- Таймер;
- Програмне забезпечення для запису, збору і зберігання отриманих даних.

Модуль обробки даних включає:

- Алгоритми фільтрації шуму (фільтр Калмана);

- Алгоритм валідації даних згладжування середнім значенням (Moving Average Smoothing);

- Аналіз кінематичних і кінетичних параметрів.

Модуль аналізу включає:

- Порівняння результатів з базовими моделями;

- Виявлення аномалій та побудова звітів.

Модуль візуалізації включає:

- Побудова графіків і діаграм параметрів ходи людини;

- Генерація звітів з рекомендаціями.

База даних включає:

- Відкрита база даних GaitPhase;

- Представлено референсні дані, засновані на великій кількості кроків у добре контрольованих умовах

Таким чином, маючи модель з всіма необхідними елементами дозволить її ефективно і легко використовувати для взаємодії з параметрами ходи людини.

2.3 Вхідні дані для розробки системи

Дослідження параметрів ходи людини є важливим для розуміння біомеханіки руху, розробки медичних протезів, діагностики захворювань опорно-рухового апарату та створення нових технологій реабілітації. Особливу цінність мають референсні дані, що були зібрані у добре контрольованих умовах, оскільки вони дозволяють забезпечити точність аналізу та якість оцінювання.

Представлені референсні дані, засновані на великій кількості кроків різних людей у добре контрольованих умовах. А саме записи фаз ходьби:

- Опорна фаза;

- Фаза навантаження;

- Середня опорна фаза;

- Термінальна опорна фаза;
- Попередній поштовх;
- Фаза переносу.

Набори даних створені при різній швидкості ходьби, зняті за допомогою інфрачервоної кінематографічної системи та інструментованої бігової доріжки з розділеними стрічками.

Для дослідження характеристик ходи учасники виконували вправу ходьби на біговій доріжці з розділеними стрічками.

В ході активності для створення набору даних виконувалася вправа ходьби на біговій доріжці з розділеними стрічками на 12 різних швидкостях у діапазоні $[0,6-1,7]$ м/с з кроком 0,1 м/с протягом однієї хвилини на кожній швидкості. Порядок швидкостей був невідомим для учасників і випадково змінювався з тенденцією до збільшення швидкості наприкінці сеансу, щоб мінімізувати ефект втоми.

Для проведення дослідження було залучено 21 здорового учасника з характерною манерою ходьби з ударом п'ятою (10 чоловіків і 11 жінок). Середній вік учасників становив 23,8 року \pm 3,3 року, середній зріст – 172,8 см \pm 9,4 см, а середня вага – 66,6 кг \pm 10,9 кг. Усі учасники не мали травм або захворювань опорно-рухового апарату та надали письмову інформовану згоду на участь. Із аналізу був виключений один учасник (№4) через незавершеність виконання дослідницького протоколу.

Для забезпечення точності збирання даних використовувалася сучасна система налаштування. Тривимірні позиції маркерів реєструвалися з частотою 200 Гц, що дозволяло отримувати детальну кінематичну інформацію.

Крім того, тривимірні реактивні сили тиску на ґрунт для кожної ноги вимірювалися з високою частотою 1000 Гц, забезпечуючи високу точність у визначенні динамічних параметрів ходьби.

На рисунку 2.1 представлено місця встановлення маркерів для запису рухів стопи.



Рисунок 2.1 – Місця встановлення маркерів для запису рухів стопи

Набір даних включає ґрунтові реактивні сили, а також положення маркерів, розташованих на взутті над головками першої (FM1), другої (FM2) і п'ятої (FM5) плеснових кісток, а також на місці кріплення ахіллового сухожилля до п'яtkової кістки (FCC) для динамічного відстеження (рисунок 2.1).

2.4 Вихідні дані системи

Для забезпечення структури та зручності аналізу всі зібрані дані були організовані у форматі CSV із розподілом за учасниками, швидкостями та типами інформації. Попередня обробка даних включала корекцію та фільтрацію для підвищення точності. Використані файли містять координати маркерів, силові дані та часові мітки переходів кроків, що дозволяє проводити детальний аналіз фаз і динаміки ходьби.

Усі дані зберігаються у файлах CSV окремо для кожного учасника та швидкості. Через різні частоти відбору маркерні та силові дані збережено окремо.

Попередня обробка включає:

- Корекцію зсуву сили;
- Низькочастотну фільтрацію (частота зрізу 6 Гц) для силових і маркерних даних;
- Події ручного позначення кроків містяться в окремому файлі CSV.

Формат назв файлів:

- [Учасник] [Швидкість] marker.csv – 3D-координати маркерів для аналізу траєкторії руху стоп;
- [Учасник] [Швидкість] force.csv – дані про сили взаємодії стоп з поверхнею для оцінки навантажень;
- [Учасник] [Швидкість] oversteps.csv – часові мітки кроків для дослідження фаз і динаміки ходьби.

Не менш важливим вихідним набором даним є визначення полів у файлах, що відображають певну інформацію. Розглянемо інформацію про дані та маркери в файлах.

Інформація про файл з даними про маркери (*marker.csv):

- Призначення. Містить 3D-координати маркерів, які були закріплені на стопах учасників для відстеження їх руху;
- Маркування маркерів відповідає стороні тіла, анатомічному положенню та певному напрямку;
 - L_FCC_x, L_FM1_x, L_FM2_x, L_FM5_x, R_FCC_x, R_FM1_x, R_FM2_x, R_FM5_x – координати x для кожного маркера на лівій (L) і правій (R) стопах;
 - L_FCC_y, L_FM1_y, L_FM2_y, L_FM5_y, R_FCC_y, R_FM1_y, R_FM2_y, R_FM5_y – координати y (бокове положення);
 - L_FCC_z, L_FM1_z, L_FM2_z, L_FM5_z, R_FCC_z, R_FM1_z, R_FM2_z, R_FM5_z – координати z (вертикальне положення).

Інформація про файл з даними про сили реакції опори (force.csv):

- Призначення. Містить дані про ґрунтові реактивні сили, що виникають у відповідь на контакт стоп з поверхнею бігової доріжки;
 - FP1_x, FP2_x – горизонтальні сили (передньо-задній напрямок) для лівої (FP1) і правої (FP2) ноги;
 - FP1_y, FP2_y – бокові сили (право-ліво);

- FP1_z, FP2_z – вертикальні сили (підтримка ваги тіла);
- Аналіз. Використовується для аналізу тиску і навантаження на кожному стопу під час ходьби. Розподіл ваги і балансування. Зусилля, що прикладаються для руху вперед або гальмування.

Інформація про файл з подіями переходу кроків (oversteps.csv):

- Призначення. Містить часові мітки (в секундах), коли учасник здійснював перехід кроку (перехід від однієї ноги до іншої);
- Time (секунди): момент часу кожного переходу;
- Аналіз. Аналізується тривалість фаз ходьби (опора, перенесення). Частота і ритмічність кроків. Симетрію та узгодженість рухів лівої і правої ноги.

Таким чином, використовується координатна система лабораторії з анатомічними напрямками, де:

- x – задньо-передній напрямок;
- y – правий-лівий напрямок;
- z – нижньо-верхній (вертикальний напрямок).

2.5 Математичне моделювання даних

Для реалізації обробки та аналізу даних було створено програмне забезпечення мовою Python, що дозволяє ефективно виконувати обчислення, працювати з базами даних і створювати візуалізації результатів. У процесі розробки використовувалися наступні бібліотеки:

- NumPy. Забезпечує високопродуктивні числові обчислення. Ця бібліотека використовується для виконання складних математичних операцій, таких як обробка великих масивів даних, виконання операцій лінійної алгебри та статистичний аналіз;

- Pandas. Використовується для збереження, структурування та маніпулювання базами даних у табличному форматі. Бібліотека дозволяє легко завантажувати CSV-файли, очищувати дані, проводити їх групування та аналіз;

– Matplotlib. Служить для створення графіків і візуалізацій, що дають змогу ефективно представити результати дослідження.

2.6. Результати моделювання

Розроблена модель метрологічного оцінювання параметрів ходи побудована на основі сучасних методів збору, обробки та аналізу даних, що забезпечує високу надійність та точність досліджень. Модель охоплює комплексний підхід до оцінювання, включаючи кінематичний аналіз, який дозволяє відстежувати рухи в просторі з використанням 3D-координат маркерів, та кінетичний аналіз, що дає змогу вивчати взаємодію стоп з поверхнею через аналіз силових параметрів.

Завдяки цим підходам модель забезпечує високу точність вимірювань і дозволяє виявляти навіть незначні аномалії у параметрах ходи. Це особливо важливо для завдань ранньої діагностики порушень опорно-рухового апарату, оцінки ефективності реабілітаційних програм та оптимізації техніки руху в спорті.

3 МОДЕЛЬ АНАЛІЗУ ДАНИХ ХОДИ ЛЮДИНИ

3.1 Дослідження та аналіз траєкторії руху стопи людини під час ходьби

Файл містить дані які представляють собою 3D-координати маркерів, розташованих на ногах. Координати записані за трьома осями x , y , z для кожного маркера. В ході даного дослідження необхідно проаналізувати траєкторії руху стопи людини під час ходьби. Визначення результатів, що будуть проведені після дослідження:

- Виміряти параметри ходьби, включаючи довжину, ширину кроку та висоту підйому стопи;
- Визначити фази ходьби (опора, перенесення);
- Виявити асиметрію рухів між лівою і правою ногами;
- Дослідити вплив швидкості ходьби на параметри руху.

Структура даних для дослідження траєкторії руху стопи під час ходьби включає в себе інформацію маркерів, а саме позиції маркерів за трьома осями з коротким описом.

Позиції маркерів (x , y , z):

- L_FCC_x , L_FM1_x , ... – координати маркерів на лівій нозі;
- R_FCC_x , R_FM1_x , ... – координати маркерів на правій нозі.

Короткий опис маркерів (x , y , z):

- FCC – ахіллове сухожилля (п'ятка);
- $FM1$, $FM2$, $FM5$ – головки першої, другої та п'ятої плеснових кісток (передня частина стопи).

Приклад використання координат:

- Зміни по осі z (вертикаль) використовуються для аналізу висоти підйому стопи;
- Осі x і y використовуються для аналізу довжини та ширини кроку.

На основі даного підходу реалізуємо програмний код, що використовує метод розсіювання точок (Scatter Plot) в 3D-просторі для побудови моделі. Програмний код подано в лістингу 3.1.

Лістинг 3.1 – Програмний код, що використовує метод розсіювання точок (Scatter Plot) в 3D-просторі

```
import matplotlib.pyplot as plt
import pandas as pd
from pandas import DataFrame

from main.helpers.constant import PATH_TO_STORED_DB

def read_sensor_data(input_dataset: str) -> DataFrame:
    data = pd.read_csv(PATH_TO_STORED_DB.joinpath(input_dataset))
    return data

def create_3d_model_of_foot_moving(input_dataset: str) -> None:
    data = read_sensor_data(input_dataset)
    fig = plt.figure()
    ax = fig.add_subplot(111, projection="3d")
    ax.scatter(data["L_FCC_x"], data["L_FCC_y"], data["L_FCC_z"],
              color="red", marker='o')
    ax.scatter(data["R_FCC_x"], data["R_FCC_y"], data["R_FCC_z"],
              color="blue", marker=".")
    ax.set_xlabel("X: задньо-передній напрямок")
    ax.set_ylabel("Y: правий-лівий напрямок")
    ax.set_zlabel("Z: нижньо-верхній (вертикальний) напрямок")
    plt.title("3D Модель руху стоп людини")
    plt.show()

if __name__ == "__main__":
    create_3d_model_of_foot_moving("GP1_0.6_marker.csv")
```

Процес побудови графіка розпочинається з читання даних за допомогою функції `read_sensor_data()`, яка завантажує CSV, що містить координати маркерів. Із завантаженої таблиці даних витягуються координати кожної стопи у тривимірному просторі (x, y, z). Для візуалізації точок було використано функції `scatter()`, що дозволяє створити графік точок у 3D-просторі. Для кращого розуміння графіка підписуються координатні осі, щоб чітко вказати

напрямки (задньо-передній, боковий та вертикальний). Результатом є тривимірний графік, що демонструє траєкторію руху стоп під час ходьби.

Використання програмного коду дозволить отримати 3D-простір в якому відображається рух стопи людини на основі отриманих даних. Отриманий 3D-простір подано на рисунку 3.1.

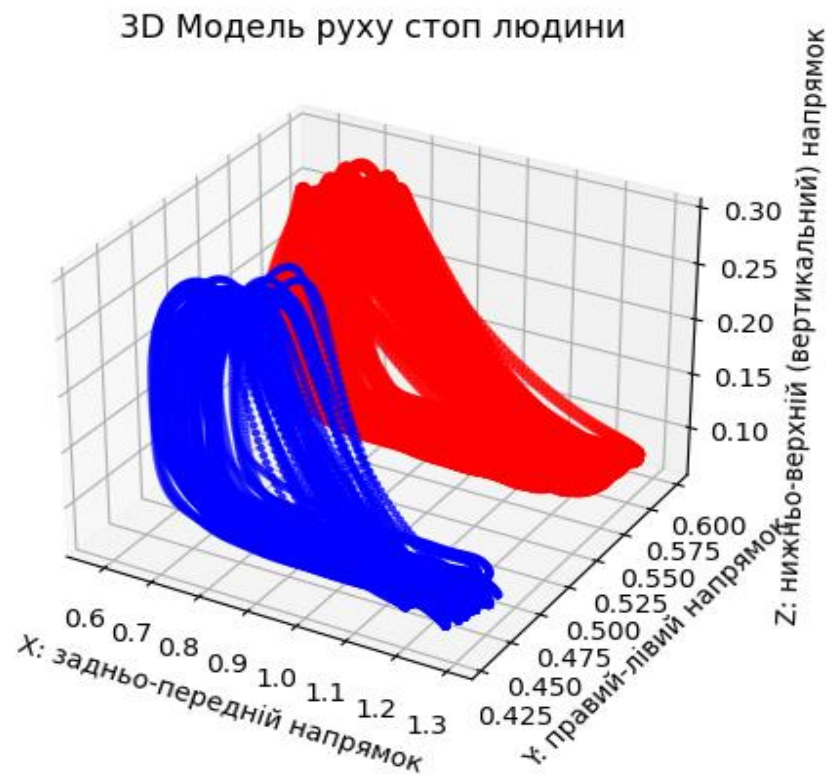


Рисунок 3.1 – 3D модель руху стоп людини

Графік руху стоп дозволяє виконувати кілька важливих аналізів. По-перше, він дає змогу візуально оцінити симетрію руху лівої і правої стопи, а також виявити аномалії в траєкторії, які можуть свідчити про порушення в ході, наприклад, асиметрію або нерівність кроків. По-друге, можна оцінити фази ходьби, зокрема фази опори та перенесення, які візуалізуються за допомогою змін у висоті (z-координата). Наприклад, коли одна стопа піднята (високе значення z), інша може бути на землі (низьке значення z). Крім того, графік допомагає перевірити правильність даних, виявляючи можливі

артефакти або помилки в записах. Нарешті, порівняння траєкторій руху лівої і правої стопи дозволяє оцінити відхилення між ногами, що є важливим для реабілітації або спортивних тренувань.

Розглянувши приклад використання графіку, наведемо приклади, де може використовуватись подібні 3D-моделі:

- Біомеханіка ходьби. Аналіз рухів для виявлення порушень (наприклад, асиметрія після травм);
- Реабілітація. Моніторинг прогресу пацієнтів під час відновлення після операцій чи травм.
- Розробка протезів і ортопедичних пристроїв. Перевірка ефективності пристроїв для корекції ходи.
- Спортивні дослідження. Оптимізація техніки бігу або ходьби для підвищення продуктивності спортсменів.

Підсумовуючи, можна сказати, що даний графік є простим і зручним способом візуалізації руху стопи в тривимірному просторі. Використання графіку дозволить аналізувати симетрії, плавності та стабільності рухів. Метод побудови заснований на 3D-розсіяному графіку (3D Scatter Plot), що дозволяє наочно оцінити характеристики руху та виявити відхилення.

3.2 Аналіз симетрії руху стоп

Використовуючи дані, що були отримані в результаті дослідження «...у розділі 3.1...», визначимо нову мету створення програмного коду для аналізу симетрії руху стопи людини.

Аналіз симетрії – це процес оцінки схожості або відмінностей у рухах лівої та правої стоп під час ходьби. Використання аналізу дозволяє виявити порушення в патернах ходи, які можуть вказувати на наступні причини:

- Травми;
- М'язову слабкість;
- Неврологічні захворювання;

– Проблеми з рівновагою або асиметричне навантаження на кінцівки.

Основним показником симетрії є кінематична симетрія, яка оцінюється шляхом аналізу положення маркерів у тривимірному просторі (x, y, z). Кожна координата забезпечує інформацією про специфічні аспекти руху людини:

– X-координата. Відображає довжину кроку для кожної ноги. Її використання дозволяє оцінити рівномірність відстаней, що долаються кожною ногою в процесі ходьби;

– Y-координата. Показує ширину кроку, тобто відстань між стопами. Один із важливих показників стабільності та рівноваги;

– Z-координата. Визначає висоту підйому стопи під час переносу. Цей параметр використовується для аналізу плавності та рівності руху ніг.

Основними метриками для оцінки симетрії є різниця координат та коефіцієнт симетрії.

Формула розрахунку різниці координат:

$$Dx = |L_{FCC_x} - R_{FCC_x}| \quad (3.1)$$

Формула розрахунку коефіцієнта симетрії (Symmetry Index, SI):

$$SI = \frac{2*(L-R)}{L+R} * 100\%, \quad (3.2)$$

Де, L і R — показники для лівої та правої ноги відповідно.

3.2.1 Розробка програми для оцінки симетрії

Реалізація програмного коді для аналізу вхідних даних на основі метрик оцінки симетрії ходи люди з використанням фільтру Калмана, щоб зменшити вплив неточності вимірювань на результат подано в лістингу 3.2.

На даному етапі дослідження створимо припущення та використаємо граничне відхилення в розмірі 10%.

Лістинг 3.2 – Програмний код для оцінки симетрії

```
import matplotlib
import pandas as pd
import matplotlib.pyplot as plt

from main.helpers.data_normalization import apply_kalman_filter
from main.helpers.file_helpers import read_sensor_data

# Set the backend for Matplotlib
matplotlib.use('TkAgg') # Use 'TkAgg', 'WXAgg', or 'QtAgg' depending
on your environment

# Список осей та маркерів для аналізу
axes = ['x', 'y', 'z']
markers = ['FCC', 'FM1', 'FM2', 'FM5']
threshold = 10 # Допустимий поріг симетрії у %

def symmetry_index(left: float, right: float) -> float:
    """symmetry index calculation"""
    return (2 * (left - right) / (left + right)) * 100

def analyze_symmetry(file_name: str) -> pd.DataFrame:
    data = read_sensor_data(file_name)
    results = []
    # Аналіз кожної осі та кожного маркера
    for axis in axes:
        for marker in markers:
            # Координати для лівої і правої ноги
            L_data = apply_kalman_filter(data[f"L_{marker}_{axis}"])
            R_data = apply_kalman_filter(data[f"R_{marker}_{axis}"])

            # Розрахунок середніх значень
            L_mean = L_data.mean()
            R_mean = R_data.mean()

            # Розрахунок коефіцієнта симетрії
            SI = symmetry_index(L_mean, R_mean)

            results.append({
                'Marker': marker,
                'Axis': axis,
                'L_Mean': L_mean,
                'R_Mean': R_mean,
```

```

        'Symmetry Index (%)': SI
    })

# Перетворення результатів у DataFrame
results_df = pd.DataFrame(results)

# Виведення результатів
print(results_df)

# Висновок про симетрію
asymmetric = results_df[abs(results_df['Symmetry Index (%)']) >
threshold]
if asymmetric.empty:
    print("Рухи симетричні.")
else:
    print("Виявлено асиметрію у наступних випадках:")
    print(asymmetric)

if __name__ == '__main__':
    file_path = "GP1_0.6_marker.csv"
    analyze_symmetry(file_path)

```

Для отримання результатів проаналізуємо файл для того, щоб зрозуміти який результат та які висновки можна надати на основі вихідних даних. Для тестування візьмемо дані першого учасника на швидкості 0.6 м\г. Отримані результати занесемо до таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 – Результати аналізу симетрії

№	Marker	Axis	L_Mean	R_Mean	Symmetry Index (%)
0	FCC	x	0.925921	0.936191	-1.103034
1	FM1	x	1.114889	1.133713	-1.674353
2	FM2	x	1.119750	1.132366	-1.120391
3	FM5	x	1.098694	1.103534	-0.439559
4	FCC	y	0.566400	0.460545	20.615454
5	FM1	y	0.543230	0.471291	14.181874
6	FM2	y	0.591895	0.431866	31.262999
7	FM5	y	0.641231	0.384201	50.131044

Кінець таблиці 3.1.

№	Marker	Axis	L_Mean	R_Mean	Symmetry Index (%)
8	FCC	z	0.121259	0.116941	3.625883
9	FM1	z	0.073339	0.072382	1.313644
10	FM2	z	0.079824	0.077134	3.427396
11	FM5	z	0.058870	0.060647	-2.972426
Асиметрія виявлена у наступних випадках					
4	FCC	y	0.566400	0.460545	20.615454
5	FM1	y	0.543230	0.471291	14.181874
6	FM2	y	0.591895	0.431866	31.262999
7	FM5	y	0.641231	0.384201	50.131044

Ключовим висновком аналізу є виявлення асиметрії по осі Y, яка може вказувати на можливі проблеми з балансом або нестабільністю у бокових переміщеннях. Зокрема, високі значення (>50%) для маркера FM5 свідчать про суттєві труднощі з координацією чи нерівномірним розподілом навантаження. У той же час, значення симетрії по осях X і Z знаходяться в допустимих межах (<10%), що підтверджує нормальний передньо-задній рух і адекватний підйом стопи під час ходьби. Потенційними причинами виявленої асиметрії можуть бути біомеханічні особливості, наприклад, різниця в довжині ніг, м'язова слабкість, травми або нестабільність через неправильне положення стопи.

Аналіз даних показав, що модель ефективно виявляє аномалії в ході шляхом візуалізації графіків для кожної осі (x, y, z). У нормі криві повинні демонструвати симетричність із однаковою амплітудою та фазами для лівої і правої ноги. Виявлена асиметрія проявляється у вигляді відмінностей у пікових значеннях або зміщенні фаз між ногами, що вказує на можливі порушення. Для покращення точності аналізу рекомендовано додатково вивчити дані інших учасників, щоб визначити, чи є виявлені аномалії типовими для ходи людини або вони потребують власної класифікації. Також

доцільно встановити порогові значення для кожного типу вимірювань, щоб чітко розмежувати норму та можливі відхилення.

3.3 Створення методу для аналізу всіх користувачів та аналіз результатів

Провівши перші дослідження з використанням розробленої моделі можна перейти до наступного кроку. Враховуючи попередні результати використання моделі та виявлення аномалій, що можуть бути типовими для більшості людей, доцільно провести аналіз усіх учасників експерименту, щоб підтвердити або спростувати припущення.

Для повного аналізу було прийняте рішення додати новий метод до програми, який автоматизує процес аналізу даних для всіх учасників. Використання методу дозволить аналізувати та записувати отримані дані з можливістю об'єднання результатів у файли CSV для подальшого використання. Програмний код методу подано в лістингу 3.3.

Лістинг 3.3 – Метод для аналізу параметрів всіх учасників

```
def analyze_all_files(directory, speed):
    all_results = []
    all_asymmetry = []

    for file in os.listdir(directory):
        if file.endswith(f'{speed}_marker.csv'):
            file_path = os.path.join(directory, file)
            results, asymmetric = analyze_symmetry(file_path)

            # Додаємо результати для кожного файлу
            results['File'] = file
            asymmetric['File'] = file

            all_results.append(results)
            all_asymmetry.append(asymmetric)

    # Об'єднуємо результати
    all_results_df = pd.concat(all_results, ignore_index=True)
    all_asymmetry_df = pd.concat(all_asymmetry, ignore_index=True)

    # Зберігаємо результати у файли
```

```

all_results_df.to_csv(f'all_results_speed_{speed}.csv',
index=False)
all_asymmetry_df.to_csv(f'all_asymmetry_speed_{speed}.csv',
index=False)

print(f"Загальні результати збережено в
'all_results_speed_{speed}.csv'")
print(f"Асиметрії збережено в 'all_asymmetry_speed_{speed}.csv'")

grouped = all_asymmetry_df.groupby(['Marker', 'Axis'])['Symmetry
Index (%)'].agg(['mean', 'std'])
grouped.to_csv('group_analysis.csv')

print("Груповий аналіз збережено в 'group_analysis.csv'")

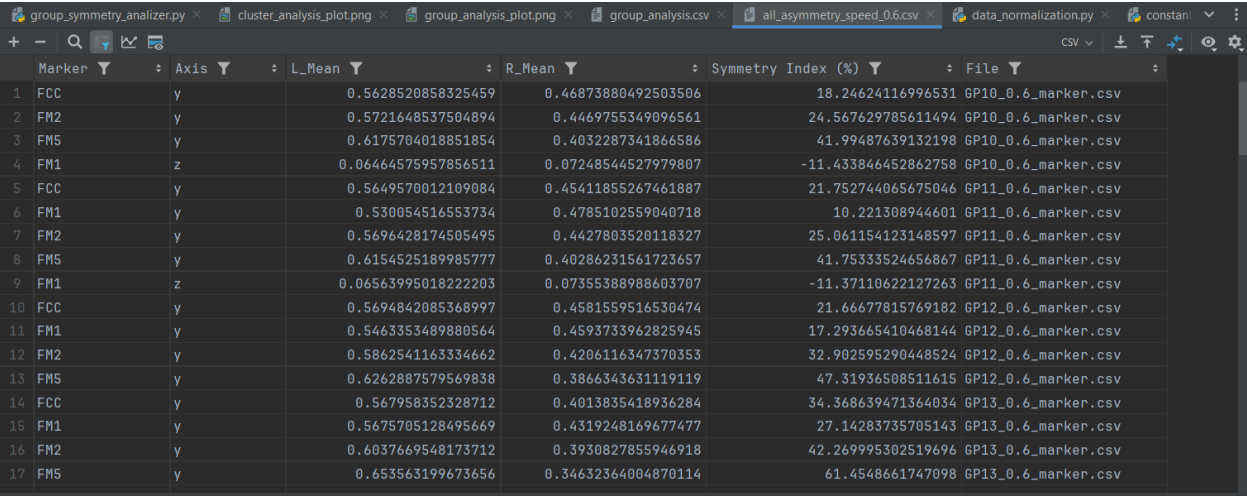
```

Результатом виконання програмного для аналізу всіх параметрів кожного учасника буде створено 3 файли з наборами даних для подальшого використання та аналізу:

- all_asymmetry_speed_0.6.csv;
- all_results_speed_0.6.csv;
- group_analysis.csv.

Серед отриманих результатів даних, найбільш цікавим є результати аналізу асиметрії, оскільки було зроблене припущення про те, що вона є типовою для більшості людей (учасників досліджу).

Результат отриманих даних подано на рисунку 3.2.



	Marker	Axis	L_Mean	R_Mean	Symmetry Index (%)	File
1	FCC	y	0.5628520858325459	0.46873880492503506	18.24624116996531	GP10_0.6_marker.csv
2	FM2	y	0.5721648537504894	0.4469755349096561	24.567629785611494	GP10_0.6_marker.csv
3	FMS	y	0.6175704018851854	0.4032287341866586	41.99487639132198	GP10_0.6_marker.csv
4	FM1	z	0.06464575957856511	0.07248544527979807	-11.433846452862758	GP10_0.6_marker.csv
5	FCC	y	0.5649570012109084	0.45411855267461887	21.752744065675046	GP11_0.6_marker.csv
6	FM1	y	0.530054516553734	0.4785102559040718	10.221308944601	GP11_0.6_marker.csv
7	FM2	y	0.5696428174505495	0.4427803520118327	25.061154123148597	GP11_0.6_marker.csv
8	FMS	y	0.6154525189985777	0.40286231561723657	41.75333524656867	GP11_0.6_marker.csv
9	FM1	z	0.06563995018222203	0.07355388988603707	-11.37110622127263	GP11_0.6_marker.csv
10	FCC	y	0.5694842085368997	0.4581559516530474	21.66677815769182	GP12_0.6_marker.csv
11	FM1	y	0.5463353489880564	0.4593733962825945	17.293665410468144	GP12_0.6_marker.csv
12	FM2	y	0.5862541163334662	0.4206116347370353	32.902595290448524	GP12_0.6_marker.csv
13	FMS	y	0.6262887579569838	0.3866343631119119	47.31936508511615	GP12_0.6_marker.csv
14	FCC	y	0.567958352328712	0.4013835418936284	34.368639471364034	GP13_0.6_marker.csv
15	FM1	y	0.5675705128495669	0.4319248169677477	27.14283735705143	GP13_0.6_marker.csv
16	FM2	y	0.6037669548173712	0.3930827855946918	42.269995302519696	GP13_0.6_marker.csv
17	FMS	y	0.653563199673656	0.34632364004870114	61.4548661747098	GP13_0.6_marker.csv

Рисунок 3.2 – Результат отриманих даних файлу «all_asymmetry_speed_0.6»

Отримані результати потребують у створенні програмного коду застосунку для побудови графіку типових відхилень. Програмний код подано в лістингу 3.4

Лістинг 3.4 – Програмний код для побудови графіку аналізу типових відхилень

```
grouped.reset_index().pivot(index='Marker', columns='Axis',
values='mean').plot(kind='bar', figsize=(10, 6))
plt.title('Типові відхилення для групи')
plt.ylabel('Середній індекс симетрії (%)')
plt.xlabel('Маркер')
plt.grid(True)
plt.legend(title='Ось')
plt.savefig('group_analysis_plot.png')
plt.show()
```

Результатом програмного коду є побудованих графік на основі отриманих даних. На рисунку 3.3 подано графік типових відхилень для групи.

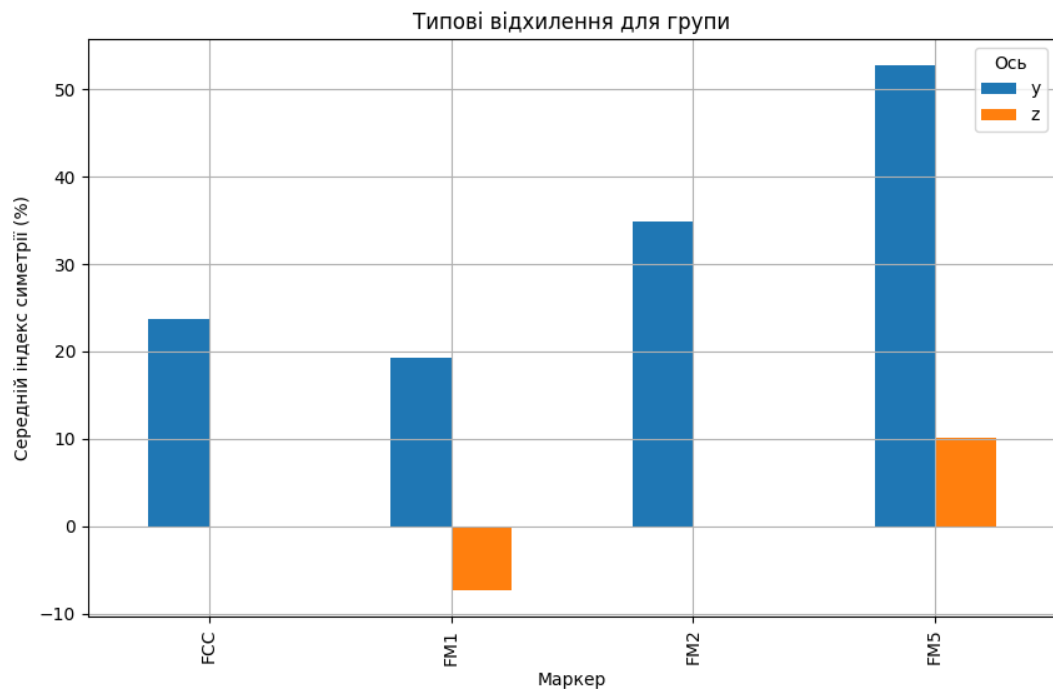


Рисунок 3.3 – Типові відхилення групи

Аналізуючи результати дослідження показали характерні відхилення для груп учасників за основними показниками симетрії. Найбільше відхилення було отримано для осі Y у маркерів FM2 та FM5.

Маркер FM5 (y) має найвищі середні значення (52.76%) та відносно високий стандарт (7.30%), що вказує на значну асиметрію в боковому переміщенні.

Маркер FM1 (z) демонструє негативну асиметрію (-7.35%) зі значним стандартним відхиленням (9.63%), що може свідчити про проблеми у вертикальному переміщенні.

Відхилення для маркерів FM2 і FM5 є типовими для групи (середній індекс симетрії високий). Тож можна констатувати, що зроблене припущення щодо типовості відхилень є вірним

Відхилення для маркера FM1 (z) вимагають окремого аналізу, оскільки вони мають широку варіативність і можуть бути спричинені індивідуальними особливостями такими як зріст людини.

Значні відхилення по осі у виявлені у більшості випробуваних, особливо для маркерів FM5 (до 64.27%) і FM2 (до 45.41%). Для маркера FM1 (z) зафіксовано кілька випадків негативної асиметрії (-11.43%, -12.27%), що може свідчити про порушення симетрії у вертикальному русі. Відхилення по FCC (y) також часто перевищують поріг 20%, вказуючи на систематичну асиметрію в передньо-задньому напрямку. Зокрема, учасники GP16 і GP20 демонструють найвищі рівні асиметрії для маркера FM5 (y) (62.34% і 63.04% відповідно), що може вказувати на нетипові випадки.

3.4 Кластерний аналіз

Для більш детального аналізу отриманих даних і виділення груп із подібними характеристиками було прийняте рішення використати метод кластеризації. Використання алгоритму K-Means дозволяє ідентифікувати

патерни в наборі даних, що може бути корисним для виявлення аномалій та провести розподіл учасників досліджу на групи за схожими показниками.

Даний метод дозволить краще зрозуміти природу асиметрії у рухах з можливістю виявлення закономірностей, які раніше могли залишатися непоміченими. Програмний код методу розподілу подано в лістингу 3.5.

Лістинг 3.5 – Кластерний аналіз асиметрії

```
scaler = StandardScaler()
scaled_data = scaler.fit_transform(all_asymmetry_df[['Symmetry Index (%)']])
kmeans = KMeans(n_clusters=3, random_state=42)
all_asymmetry_df['Cluster'] = kmeans.fit_predict(scaled_data)
plt.figure(figsize=(10, 6))
plt.scatter(all_asymmetry_df['Symmetry Index (%)'],
            all_asymmetry_df['Cluster'], c=all_asymmetry_df['Cluster'])
plt.title('Кластерний аналіз асиметрії')
plt.xlabel('Symmetry Index (%)')
plt.ylabel('Кластер')
plt.grid(True)
plt.savefig('cluster_analysis_plot.png')
plt.show()
```

Результатом програмного коду є побудований графік на основі отриманих даних. На рисунку 3.4 подано графік кластерний аналіз асиметрії.

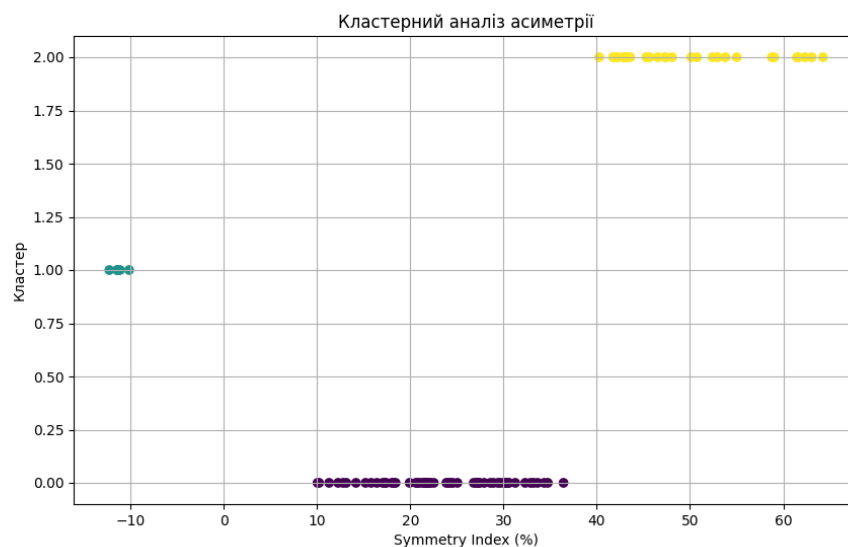


Рисунок 3.4 – Графік кластерний аналіз асиметрії

Результати проведення кластеризації (clustered_asymmetry.csv) показали, що всі можливі асиметрії були поділені на три кластери. До кластеру 0 увійшли учасники з низькими або помірними відхиленнями, що становлять менше 20%. Кластер 1 охоплює учасників із середнім відхиленням в межах 20-40%. До кластеру 2 потрапили учасники з відхиленням більше ніж 40%.

Отриманий графік кластеризації показує, що велика частина учасників потрапила до кластера 1 і кластера 2, що підтверджує загальну тенденцію високою асиметрії для груп. Аналіз типових відхилень виявив, що високі відхилення по осі y є характерними для всієї групи, особливо для маркерів FM2 і FM5. Водночас були зафіксовані аномальні випадки, коли деякі учасники демонстрували надзвичайно високі відхилення, понад 60%, які потребують додаткового аналізу.

Групова тенденція свідчить, що більшість учасників мають середні та високі асиметрії, що може бути обумовлено спільними факторами, такими як техніка ходьби. На основі отриманих результатів рекомендовано використовувати дані кластеризації для коригування технік ходьби або розробки спеціалізованих реабілітаційних програм для учасників із високими відхиленнями.

Таким чином, за допомогою кластерного аналізу ми виявили групи учасників із різним рівнем відхилень, що дозволяє виявити тих, хто потребує додаткової уваги або реабілітації. Графіки та дані, що були отримані, допомагають візуально побачити, де знаходяться проблеми, і порівняти результати між учасниками.

3.5 Визначення впливу швидкості на асиметрію рухів

Проводивши аналіз для швидкості одного учасника, доречно провести аналіз швидкості руху всіх учасників досліджу. Для цього етапу реалізуємо програмний код з використанням методів для аналізу файлів, що містять інформацію про рухи.

Програмний код аналізує дані з файлів, що містять інформацію про рухи (позиції маркерів на ногах) при різних швидкостях ходьби. Розраховується рівень асиметрії і перевіряє, як ця асиметрія змінюється зі збільшенням або зменшенням швидкості. Програмний код подано в лістингу 3.6.

Лістинг 3.6 – Оцінки залежності асиметрії від швидкості

```
import os

import matplotlib
import matplotlib.pyplot as plt
import pandas as pd

from main.helpers.constant import PATH_TO_STORED_DB
from main.measurements.symmetry_index import analyze_symmetry

# Set the backend for Matplotlib
matplotlib.use('TkAgg') # Use 'TkAgg', 'WXAgg', or 'QtAgg' depending
on your environment

def analyze_speed_dependence(directory):
    all_results = []

    for file in os.listdir(directory):
        if file.endswith('_marker.csv'):
            speed = float(file.split('_')[1]) # Отримуємо швидкість
із назви файлу
            file_path = os.path.join(directory, file)
            results, asymmetric = analyze_symmetry(file_path)

            # Додаємо результати для кожної швидкості
            results['File'] = file
            results['Speed'] = speed
            all_results.append(results)

    # Об'єднання результатів
    all_results_df = pd.concat(all_results, ignore_index=True)

    # Аналіз залежності асиметрії від швидкості
    grouped = all_results_df.groupby(['Speed', 'Marker',
'Axis'])['Symmetry Index (%)'].mean().reset_index()
    grouped.to_csv('speed_analysis.csv', index=False)

    print("Аналіз швидкості збережено в 'speed_analysis.csv'")

# Візуалізація залежності асиметрії від швидкості
```

```

plt.figure(figsize=(12, 8))
for marker in ['FCC', 'FM1', 'FM2', 'FM5']:
    marker_data = grouped[grouped['Marker'] == marker]
    for axis in ['x', 'y', 'z']:
        axis_data = marker_data[marker_data['Axis'] == axis]
        plt.plot(axis_data['Speed'], axis_data['Symmetry Index
(%)'], marker='o', label=f'{marker}-{axis}')

plt.title('Залежність асиметрії від швидкості')
plt.xlabel('Швидкість (м/с)')
plt.ylabel('Симетрія (%)')
plt.legend()
plt.grid(True)
plt.savefig('speed_analysis_plot.png')
plt.show()

if __name__ == '__main__':
    file_path = PATH_TO_STORED_DB
    analyze_speed_dependence(file_path)

```

У процесі аналізу використовується метод Symmetry Index (%), який дозволяє оцінити відмінності між лівою і правою сторонами. Цей метод визначає рівень симетрії рухів між двома сторонами та виражає різницю у відсотках. Якщо індекс симетрії перевищує встановлений поріг (наприклад, 10%), рух вважається асиметричним.

Для виявлення загальних тенденцій застосовується усереднення результатів. Дані групуються за швидкістю, маркерами та напрямками руху (осі: x, y, z). Потім обчислюється середнє значення індексу симетрії для кожної групи, що дозволяє оцінити загальні тенденції для кожної точки та напрямку руху.

Проводиться візуалізація результатів у вигляді графіків, що допомагають швидко оцінити стабільність рухів і виявити аномалії. Наприклад, на графіку (рисунок 3.5) відображається залежність асиметрії від швидкості. По осі X відкладається швидкість (м/с), а по осі Y — індекс симетрії (%). Графіки демонструють, як змінюється асиметрія для кожного маркера та напрямку руху при різних швидкостях. Це дозволяє візуально оцінити, чи зменшується чи збільшується асиметрія із зростанням швидкості.

Використання програмного коду побудує графік залежності асиметрії від швидкості, що подано на рисунку 3.5.

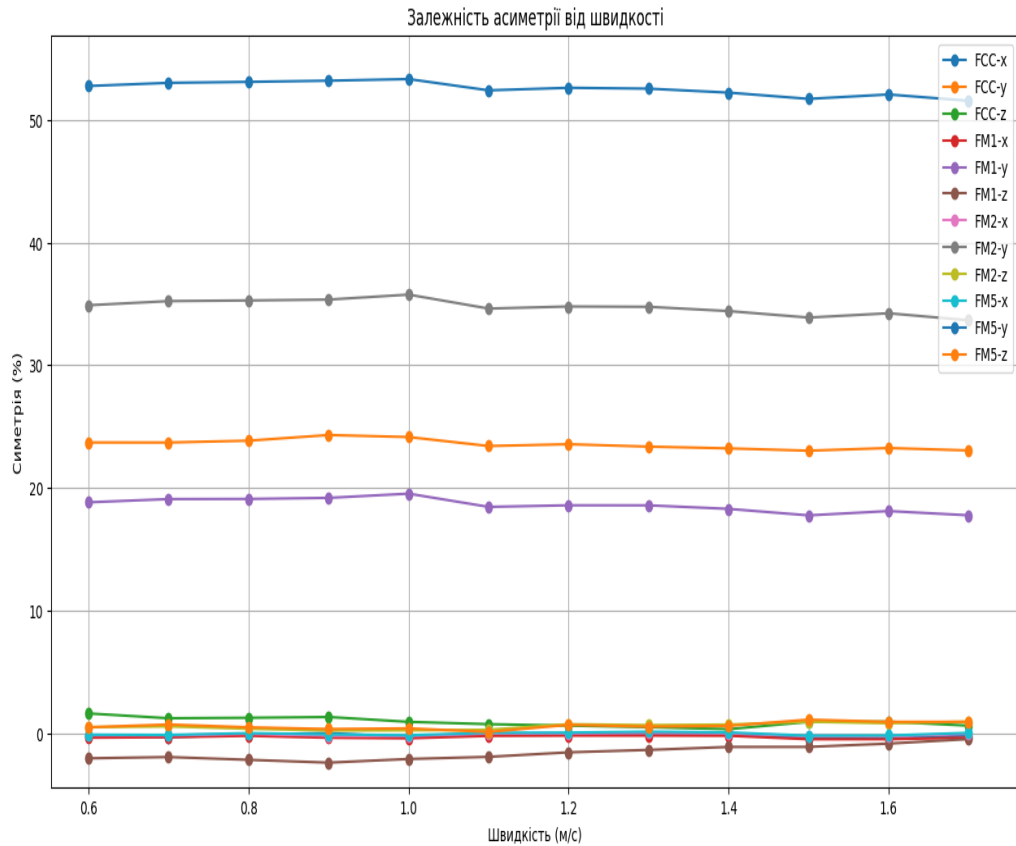


Рисунок 3.5 – Залежність асиметрії від швидкості

Успішне проведення аналізу показало, як рівень асиметрії рухів залишається стабільним із зростанням швидкості ходьби, хоча в деяких ситуація присутні незначні коливання. Ці зміни можуть бути пов'язані з адаптацією організму до нового темпу руху.

На низьких швидкостях (0.6–1.0 м/с) асиметрія зазвичай помірною, що свідчить про природну здатність людини підтримувати рівновагу при повільній ходьбі. На середніх швидкостях (1.1–1.4 м/с) іноді виникають невеликі коливання індексу симетрії, які можуть бути пов'язані з пристосуванням до зростаючого навантаження або зміною техніки ходьби.

На високих швидкостях (1.5–1.7 м/с) асиметрія здебільшого залишається стабільною, що свідчить про збереження стійкості рухів навіть за інтенсивних темпів. Проте для деяких маркерів, особливо у бічних рухах, спостерігається підвищення асиметрії, що може сигналізувати про порушення рівноваги або нестабільність стопи під час високого навантаження. Це вказує на необхідність додаткового аналізу для оцінки можливих корекцій або ризиків при інтенсивному русі.

3.6 Аналіз фаз ходи людини

Дослідження фаз ходи людини базується на проведенні аналізу даних, що включають положення маркерів на ногах та відображають рух, та інформацію про сили, що діють на стопу людини.

Основною метою аналізу є визначення фаз ходи людини, таких як стояння, ходьби та переносу, а також оцінка їх тривалості.

Процес аналізу починається з попередньої обробки даних із завантаженого файлу (`_force.csv`), після чого визначаються моменти контакту стопи з поверхнею та її відриву, використовуючи силові показники. На основі отриманих даних розраховуються ключові фази ходи:

- фаза ходи;
- фаза стояння;
- фаза відриву;
- фаза переносу.

Подальший етап передбачає побудову графіків для візуалізації змін. Це дозволяє виділити учасників, у яких спостерігаються аномалії, наприклад, укорочені фази стояння. Такі графіки дозволяють швидко оцінити загальні тенденції та відхилення.

Для аналізу використовуються силові дані, які дозволяють точно визначити моменти контакту та відриву, що є ключовими для визначення фаз руху. Крім того, застосовується статистичний аналіз, який включає

усереднення тривалості фаз по групі учасників, а також виявлення аномальних значень із використанням стандартного відхилення або кластерного аналізу.

Таким чином, результат проведеного дослідження буде представлений у вигляді графіка, що відображає зміну фаз в залежності від циклу ходьби.

Для розробки програмного коду для аналізу фаз ходи людини використаємо такі підходи:

- Аналіз силових сигналів – для визначення фаз контакту та відриву;
- Циклографія ходьби – для розрахунку тривалості фаз та оцінки норм;
- Пороговий метод виявлення аномалій – для виявлення укороченої фази стояння;
- Статистична візуалізація – для інтерпретації результатів.

Для проведення дослідження і створення графіка необхідно обрати порогове значення. Визначимо момент гарантованого контакту з підлогою, що становить 50Н.

Малі значення сили (менше 50 Н) розглядаються як шум або вібрації, не пов'язані з реальним контактом стопи із поверхнею. Поріг у 50 Н використовується для фільтрації малих коливань, але може змінюватися залежно від маси людини чи інтенсивності кроку. Програмний код аналізу подано в лістингу 3.7.

Лістинг 3.7 – Аналіз фаз ходи людини

```
import matplotlib
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np

from main.helpers.file_helpers import read_sensor_data

# Set the backend for Matplotlib
matplotlib.use('TkAgg') # Use 'TkAgg', 'WXAgg', or 'QtAgg' depending
on your environment
def analyze_gait_phases_markers(file_path):
    data = read_sensor_data(file_path)
    time = np.arange(len(data))
    FP1_z = data['FP1_z']
    FP2_z = data['FP2_z']
```

```

plt.figure(figsize=(14, 6))
plt.plot(time, FP1_z, label="Ліва нога (FP1_z)")
plt.plot(time, FP2_z, label="Права нога (FP2_z)")

threshold = 50 # Поріг контакту з підлогою при якому можна
стверджувати що контакт відбувся
left_contact = FP1_z > threshold
right_contact = FP2_z > threshold

plt.fill_between(time, 0, FP1_z.max(), where=left_contact,
color='blue', alpha=0.1, label='Контакт Лівої ноги')
plt.fill_between(time, 0, FP2_z.max(), where=right_contact,
color='green', alpha=0.1, label='Контакт Правої ноги')

plt.xlabel('Покази датчиків тиску хвилинний зріз, частота 1000Hz
(samples)')
plt.ylabel('Сила (N)')
plt.title('Аналіз ходи з фазами')
plt.legend()
plt.grid(True)
plt.tight_layout()
plt.show()

if __name__ == '__main__':
    analyze_gait_phases_markers("GP1_0.6_force.csv")

```

Результатом програмного коду є готовий графік для аналізу фаз ходи людини. Побудований графік подано на рисунку 3.6.

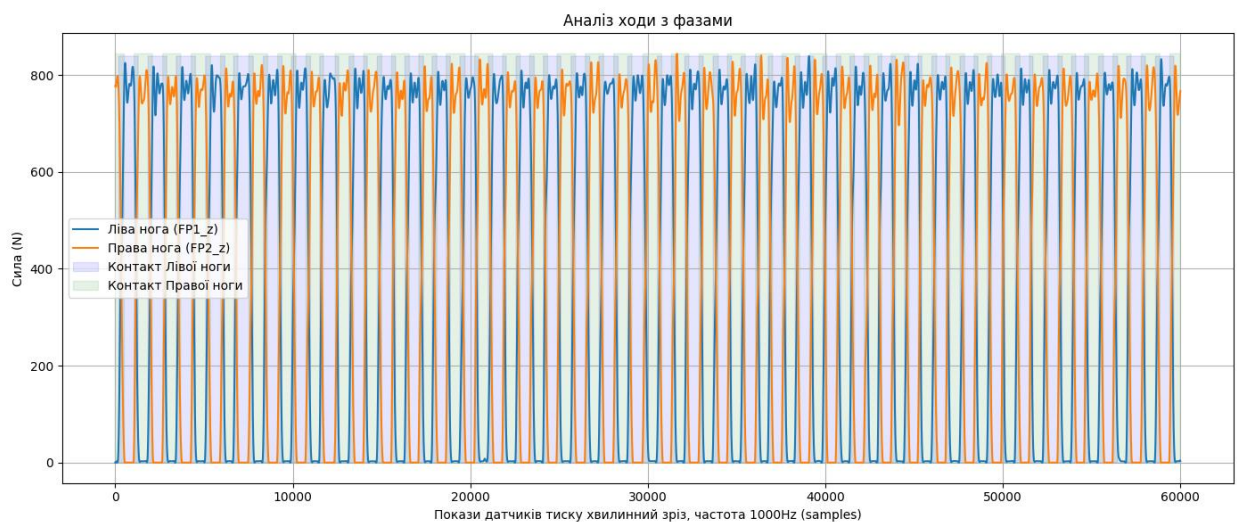


Рисунок 3.6 – Графік аналіз фаз ходи людини

Аналізуючи отриманий графік можна визначити, що циклічність підйому і спаду сил для кожної ноги та фази контакту чергуються, вказуючи на типовий патерн ходьби, де одна нога спирається на поверхню, поки інша знаходиться в повітрі.

Для більш чіткого розуміння саме фаз ходьби зменшимо вибірку до 2200 зрізів в програмному коді, що буде дорівнювати 2,2 секундам або 2,5 кроки на швидкості 0.6 м\с, з урахуванням частоти зчитування даних з датчиків 1кГц.

Результатом змін отримаємо графік, що подано на рисунку 3.7.

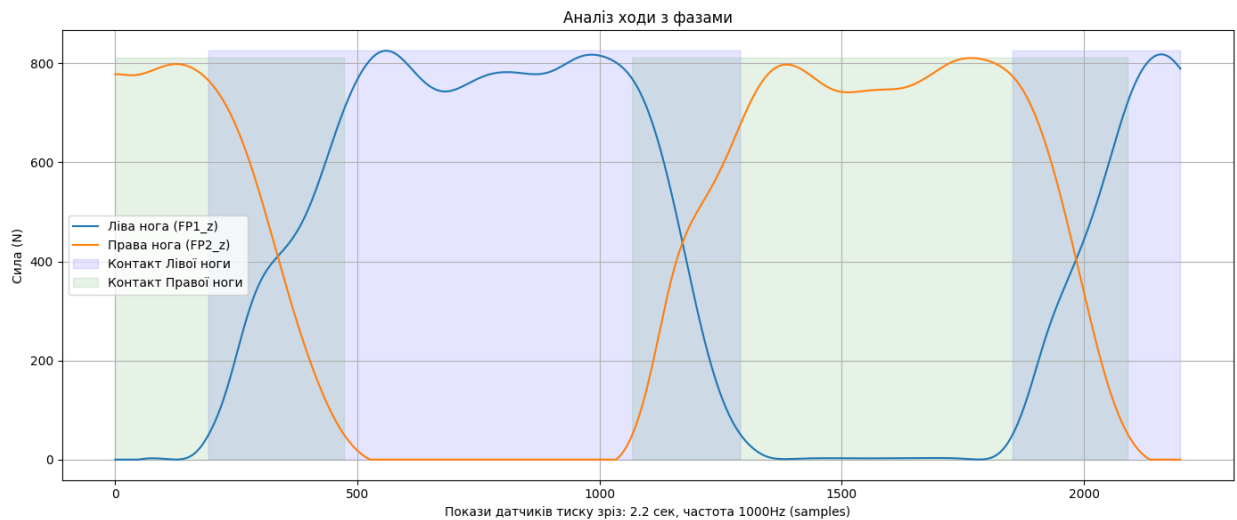


Рисунок 3.7 – Аналіз фаз ходи людини за 2 кроки

Цей графік демонструє детальний патерн двох кроків, відображаючи фази контакту ніг із платформою. Вертикальна складова опорної реакції під час ходьби в нормі формує плавну симетричну криву з двома піками. Перший пік відповідає перенесенню ваги тіла на опорну ногу, створюючи передній поштовх, тоді як другий — відображає активне відштовхування ногою, забезпечуючи рух тіла вперед, вгору і в напрямку опорної ноги. Величина обох піків перевищує масу тіла: при повільній ходьбі — близько 100%, при звичайному темпі — 120%, а при швидкому — 150% і 140% відповідно.

Мінімум опорної реакції, розташований між піками, перебуває нижче рівня ваги тіла. Його поява пов'язана із заднім поштовхом протилежної ноги та її перенесенням, що створює силу, спрямовану вгору і зменшує тиск на опору. При різних темпах ходьби мінімальне значення становить: 100% від маси тіла для повільного темпу, 70% — для середнього і 40% — для швидкого. Зі збільшенням темпу ходьби зростають значення переднього та заднього поштовхів, тоді як мінімум вертикальної складової опорної реакції зменшується.

Процес аналізу фаз ходьби включає визначення переходів між фазою опори та фазою переносу.

Фаза опори включає:

– Початок фази. Фаза опори розпочинається в момент, коли вертикальна сила реакції ґрунту (FP1_z або FP2_z) перевищує заданий поріг, наприклад 50 Н. Це відповідає контакту п'ятки з опорою (heel strike);

– Кінець фази. Фаза завершується, коли вертикальна сила іншої ноги (FP2_z) також перевищує поріг і починається цикл опори для цієї ноги. Цей момент сигналізує про перехід опори до іншої ноги.

Фаза переносу включає:

– Початок фази. Фаза переносу починається в момент відриву носка від опори (toe-off), коли вертикальна сила реакції FP1_z стає рівною нулю, що свідчить про втрату контакту ноги з опорою;

– Кінець фази. Завершення фази переносу відбувається під час повторного контакту п'ятки з опорою (heel strike), коли значення FP1_z знову перевищує порогове значення.

Для подальшого аналізу було прийняте рішення розробити програмний код, що враховує послідовні кроки для правої та лівої ноги, як єдиний цикл. В алгоритмі перевіряється сила FP1_z і FP2_z на перевищення або зниження порогового значення. Фаза опори активується для правої ноги під час перевищення порогового значення сили. Фаза переносу активується під час

падіння сили до 0 та завершується при поверненні сили вище порогового значення.

Програмний код алгоритму подано в лістингу 3.8.

Лістинг 3.8 – Алгоритм обчислення переходів фаз

```
import matplotlib
import matplotlib.pyplot as plt
import numpy as np

from main.helpers.file_helpers import read_sensor_data

# Set the backend for Matplotlib
matplotlib.use('TkAgg') # Use 'TkAgg', 'WXAgg', or 'QtAgg' depending
on your environment
# Функція для аналізу фаз ходьби на основі датчиків тиску вісі z на
лівій і правій нозі
def analyze_gait_phases_markers(file_path):
    # Завантаження даних
    data = read_sensor_data(file_path)
    # Вибір необхідних стовпців
    time = np.arange(len(data)) # Припускаємо, що дані рівномірно
розподілені
    FP1_z = data['FP1_z']
    FP2_z = data['FP2_z']

    # Вибір меншого діапазону для візуалізації (наприклад, перші 1000
зразків)
    sample_range = 3000
    FP1_z = FP1_z[:sample_range]
    FP2_z = FP2_z[:sample_range]
    time = time[:sample_range]

    # Побудова графіків
    plt.figure(figsize=(14, 6))
    plt.plot(time, FP1_z, label='Ліва нога (FP1_z)')
    plt.plot(time, FP2_z, label='Права нога (FP2_z)')

    # Визначення порогів
    threshold_contact = 50 # Поріг для контакту
    # Логіка фаз опори та переносу для подвійного кроку
    support_phase = np.zeros(len(FP1_z), dtype=bool)
    swing_phase = np.zeros(len(FP1_z), dtype=bool)
    in_support = False
    in_swing = False
    for i in range(1, len(FP1_z)):
        # Фаза опори: від контакту правої ноги до контакту лівої ноги
        if not in_support and FP2_z[i] >= threshold_contact:
```

```

        in_support = True
    elif in_support and FP1_z[i] > threshold_contact:
        in_support = False
    support_phase[i] = in_support
    правої ноги
    if not in_swing and FP2_z[i] <= threshold_contact:
        in_swing = True
    elif in_swing and FP1_z[i] > threshold_contact:
        in_swing = False
    swing_phase[i] = in_swing
    plt.fill_between(time, 0, FP1_z.max(), where=support_phase,
                    color='blue', alpha=0.1, label='Фаза опори')
    plt.fill_between(time, 0, FP1_z.max(), where=swing_phase,
                    color='green', alpha=0.1, label='Фаза переносу')

    # Додавання підписів та легенди
    plt.xlabel('Час (зразки)')
    plt.ylabel('Сила (N)')
    plt.title('Фази опори та переносу для подвійного кроку')
    plt.legend()
    plt.grid(True)
    plt.tight_layout()
    plt.show()

if __name__ == '__main__':
    analyze_gait_phases_markers("GP1_0.6_force.csv")

```

Виконання алгоритму формує графік для фази опори та переносу для подвійного кроку, що подано на рисунку 3.8.

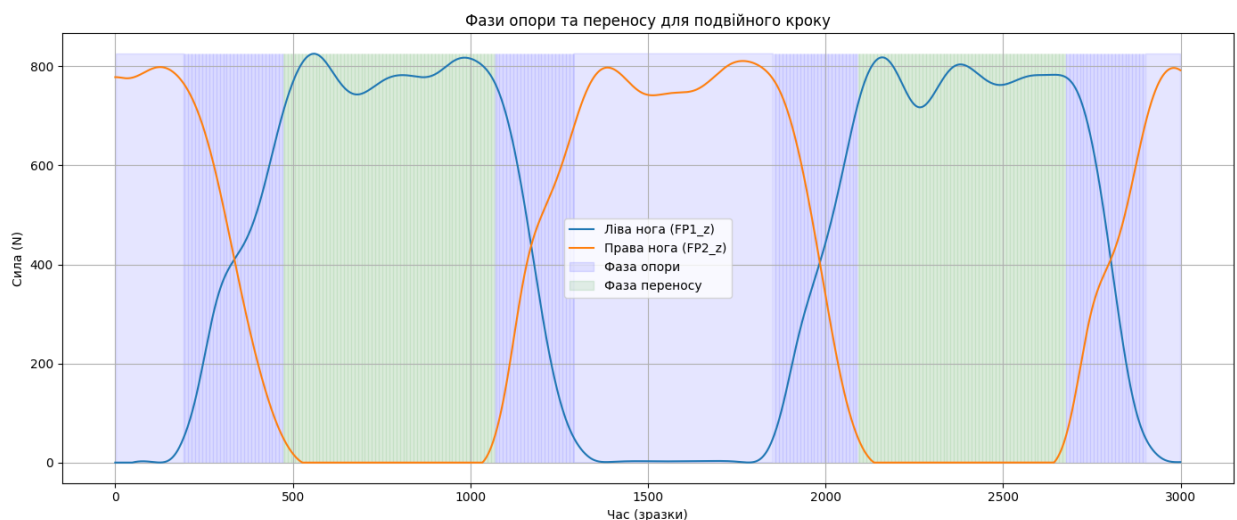


Рисунок 3.8 – Фази опори та переносу для подвійного кроку

Графічна візуалізація даних із використанням кольорового виділення фаз значно спрощує аналіз фаз ходи людини, допомагаючи виявляти аномалії або асиметрії. Нормалізована часова шкала надає можливість порівняти різні записи та забезпечуючи чітке представлення про цикли руху людини.

З точки зору біомеханіки, програмний код враховує закономірності переходу маси тіла між ногами, що стає ключовим фактором для оцінки балансу та контролю рухів з можливістю виявлення асиметрії. Даний аналіз включає принципи кінематики та кінетики, що робить його цінним інструментом.

З метрологічної точки зору, методи забезпечують високу точність визначення ключових моментів переходів між фазами ходьби завдяки відносним змінам сили тиску. Відтворюваність результатів гарантує стабільність і надійність при повторних вимірюваннях, що є важливим для клінічних та наукових досліджень.

Таким чином, код буд заснований на аналізі сигналів і часових рядів, що дозволяє проводити глибокий біомеханічний аналіз рухів та оцінювати ефективність ходьби.

ВИСНОВКИ

У ході роботи було проведено детальний аналіз параметрів ходи людини з використанням сучасних методів метрологічного оцінювання.

У процесі проведення досліджень характеристик і параметрів ходи людини було проведено з використанням різних моделей, метрологічної оцінкою, статистичними методами та сучасними технологіями.

Біомеханічний аналіз ходи, показав, що необхідно проводити комплексний підхід з використанням кінематичного, кінетичного та часового аналізу. Результатом даного підходу буде отримано детальну характеристику і параметри ходи людини.

Використання комп'ютерного моделювання та обробки даних мають великий вплив на точність результатів. Моделі, що ілюструють ходу людини без проведення дослідів із пацієнтом допомагають оцінити характеристики та протестувати, як один параметр буде впливати на інший. Застосування статистичних методів, таких як дисперсійний, кореляційний та регресійний аналіз, сприяє виявленню закономірностей та відхилень у ході, що є важливим для діагностики та індивідуального підходу до реабілітації.

Результати аналізу фаз ходьби знаходять застосування в медичній діагностиці для виявлення порушень руху, а також у реабілітації для оцінки ефективності терапії. У сфері біомеханіки вони використовуються для вдосконалення спортивних рухів, а в робототехніці та протезуванні — для створення протезів і екзоскелетів, що імітують природні рухи людини.

Отже, сукупність всіх підходів до аналізу характеристик ходи люди дозволить отримати точні результати з можливістю виявлення дефектів активності та визначити можливі захворювання на ранніх етапах.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Концептуальна біомеханічна модель виникнення структурних змін у тібіофеморальній ділянці колінного суглоба при травмі | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". Новости медицины в Украине | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". URL: <http://www.mif-ua.com/archive/article/39202> (дата звернення: 09.11.2024).
2. КОРЕЛЯЦІЙНИЙ АНАЛІЗ. Stud. URL: https://stud.com.ua/142774/marketing/korelyatsiyniy_analiz1 (дата звернення: 09.11.2024).
3. Саломао А. Односторонній дисперсійний аналіз: розуміння, проведення та презентація. Блог Mind the Graph. URL: <https://mindthegraph.com/blog/uk/одностороння-анова/> (дата звернення: 09.11.2024).
4. Учасники проєктів Вікімедіа. Дисперсійний аналіз – Вікіпедія. Вікіпедія. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Дисперсійний_аналіз (дата звернення: 09.11.2024).
5. Математичне моделювання з визначенням напружено-деформованого стану в тібіофеморальній зоні в умовах дефекту суглобового хряща | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". Новости медицины в Украине | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". URL: <http://www.mif-ua.com/archive/article/36832> (дата звернення: 09.11.2024).
6. Імітаційне комп'ютерне моделювання впливу латерального релізу на нестабільність надколінка диспластичного генезу | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". Новости медицины в Украине | Інтернет-видання "Новини медицини та фармації". URL: <http://www.mif-ua.com/archive/article/35958> (дата звернення: 09.11.2024).

7. Відкрита база даних Human Gait Phase Dataset. URL: <https://www.kaggle.com/datasets/dasmehdixtr/human-gait-phase-dataset?resource=download> (дата звернення: 01.12.2024).
8. Учасники проектів Вікімедіа. Хо́да людини – Вікіпедія. Вікіпедія. URL: <https://uk.wikipedia.org/wiki/> (дата звернення: 29.12.2024).
9. Учасники проектів Вікімедіа. Кластерний аналіз – Вікіпедія. Вікіпедія. URL: https://uk.wikipedia.org/wiki/Кластерний_аналіз (дата звернення: 29.12.2024).
10. NumPy documentation – NumPy v2.2 Manual. NumPy -. URL: <https://numpy.org/doc/stable/> (дата звернення: 29.12.2024).
11. pandas documentation – pandas 2.2.3 documentation. pandas - Python Data Analysis Library. URL: <https://pandas.pydata.org/docs/> (дата звернення: 29.12.2024).
12. Matplotlib documentation – Matplotlib 3.10.0 documentation. Matplotlib – Visualization with Python. URL: <https://matplotlib.org/stable/index.html> (дата звернення: 29.12.2024).