

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Навчально-науковий інститут лазерної та біомедичної інженерії
(повна назва)
Кафедра Фізичних основ електронної техніки
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

Пояснювальна записка

рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
РОЗРОБКА ПРОГРАМНОГО МОДУЛЮ АНАЛІЗУ РУХІВ ЛЮДИНИ
ДЛЯ ОПТИЧНОЇ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНОЇ СИСТЕМИ
БІОМЕХАНІЧНОГО МОНІТОРИНГУ
(тема)

Виконав:
здобувач 4 року навчання,
групи МТІОЛС-22-1
Владислав ТКАЧ
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно-
вимірювальна техніка
(код і повна назва спеціальності)
Тип програми освітньо-професійна
Освітня програма «Інженерія
оптоінформаційних та лазерних систем»
(повна назва освітньої програми)

Керівник доц. каф. ФОЕТ Олена ЛІННИК
(посада, Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

Допускається до захисту

Завідувач кафедри ФОЕТ (підпис) Олександр ГНАТЕНКО
(Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

2026 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Навчально-науковий інститут лазерної та біомедичної інженерії
Кафедра Фізичних основ електронної техніки
Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
Спеціальність 152 Метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
(код і повна назва)
Тип програми освітньо-професійна
Освітня програма «Інженерія оптоінформаційних та лазерних систем»
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____

(підпис)

« ____ » _____ 20 ____ р.

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

здобувачеві Ткачу Владиславу Юрійовичу
(прізвище, ім'я, по батькові)

- Тема роботи Розробка програмного модулю аналізу рухів людини для оптичної інформаційно-вимірювальної системи біомеханічного моніторингу
затверджена наказом університету від « 25 » травня 2026 р. № 420 Ст
- Термін подання здобувачем роботи до екзаменаційної комісії 13 липня 2026 р.
- Вихідні дані до роботи _____
1. Теоретичні основи оптичного безмаркерного моніторингу рухової активності людини.
2. Оптична інформаційно-вимірювальна система біомеханічного аналізу.
3. Математичний апарат розрахунку кінематичних параметрів та оцінювання похибок вимірювань. 4. Експлуатаційні характеристики програмного модулю оптичного моніторингу.
4. Перелік питань, що потрібно опрацювати в роботі _____
1 Дослідити сучасні напрямки розвитку безмаркерних оптичних систем та обґрунтувати застосування фреймворку MediaPipe для детекції і локалізації ключових точок тіла людини. 2 Розробити математичні алгоритми обчислення міжланкових кутів у суглобах та інтегрувати цифрові фільтри для захисту системи від завад і стабілізації отриманих даних 3 Розробити діючий програмний модуль мовою Python з використанням бібліотеки OpenCV для візуалізації кінематики та безмаркерного аналізу рухів у реальному часі. 4 Провести експериментальні дослідження з метою перевірки обчислювальної швидкодії створеної програми та визначення її реальної метрологічної похибки.

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій
Демонстраційний матеріал – 12 слайдів.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Строк / терміни виконання етапів роботи	Примітка
1	Інформаційно-тематичний пошук та огляд літературних джерел про оптичний безмаркерний аналіз рухів людини	20.02.26–26.03.26	Виконано
2	Дослідження актуальних технологій та інструментів	28.04.26–11.05.26	Виконано
3	Розробка та програмна реалізація модуля аналізу параметрів рухів	12.05.26–22.05.26	Виконано
4	Експериментальні дослідження	24.05.26–05.06.26	Виконано
5	Оформлення пояснювальної записки	06.06.26–17.06.26	Виконано
6	Оформлення демонстраційних матеріалів	18.06.26–23.06.26	Виконано
7	Проходження нормоконтролю та перевірки на унікальність тексту	28.06.26–06.07.26	Виконано
8	Отримання відгуку та рецензії	08.07.26–10.07.26	Виконано
9	Підготовка та захист кваліфікаційної роботи	12.07.26–14.07.26	Виконано

Дата видачі завдання 09 лютого 2026 р.

Здобувач _____
(підпис)

Керівник роботи _____ доц. каф. ФОЕТ Олена ЛІННИК
(підпис) (посада, Власне ім'я, ПРІЗВИЩЕ)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 45 с., 8 рис., 1 табл., 2 додатки, 20 джерел.

БЕЗМАРКЕРНИЙ ТРЕКІНГ, БІОМЕХАНІЧНИЙ МОНІТОРИНГ, КОМП'ЮТЕРНИЙ ЗІР, КУТИ В СУГЛОБАХ, ПОХИБКА ВИМІРЮВАННЯ, ЦИФРОВА ФІЛЬТРАЦІЯ, BLAZEPOSE, OPENCV, MEDIAPIPE, PYTHON.

Об'єкт дослідження – процес оптичного безмаркерного вимірювання координатно-кутових параметрів рухів людини в реальному часі.

Мета кваліфікаційної роботи – розробка, тестування та оцінка точності програмного модуля аналізу рухів людини для безмаркерного визначення кутів у суглобах за допомогою звичайної камери.

Методи дослідження – алгоритми комп'ютерного зору, методи цифрової обробки сигналів та експериментальний аналіз.

Для досягнення мети в роботі було вирішено кілька основних завдань. Було вивчено особливості функціонування фреймворку MediaPipe для швидкого пошуку ключових точок на тілі людини. Створено математичні алгоритми для точного розрахунку кутів у суглобах та інтегровано цифрові фільтри, які захищають систему від випадкових завад і стабілізують отримані дані. Практична частина роботи полягала у розробці діючого програмного модуля мовою Python з використанням бібліотеки OpenCV. Наприкінці було проведено експеримент, перевірено обчислювальну швидкість програми та визначено її похибку під час роботи.

ABSTRACT

Explanatory note of the qualification thesis: 45 pages, 8 figures, 1 tables, 2 appendix, 20 sources.

BIOMECHANICAL MONITORING, BLAZEPOSE, COMPUTER VISION, DIGITAL FILTERING, JOINT ANGLES, MARKERLESS TRACKING, MEASUREMENT ERROR, MEDIAPIPE, OPENCV, PYTHON,

Object of research – the process of optical markerless measurement of coordinate-angular parameters of human movements in real time.

Goal of the qualification work – development, testing, and accuracy evaluation of a software module for human movement analysis for markerless determination of joint angles using a standard camera.

Research methods – computer vision algorithms, digital signal processing methods, and experimental analysis.

To achieve the goal, several key tasks were accomplished. The operational features of the MediaPipe framework for rapid human body keypoint detection were studied. Mathematical algorithms for precise joint angle calculation were developed, and digital filters were integrated to protect the system from random noise and stabilize the captured data. The practical part of the work involved developing a functional software module in Python using the OpenCV library. Finally, experiments were conducted to evaluate the program's computational performance and determine its actual metrological error during operation.

ЗМІСТ

Вступ.....	8
1 Аналіз предметної області та постановка задачі	9
1.1 Біомеханічний моніторинг рухів людини як задача сучасних інформаційно-вимірювальних систем.....	9
1.2 Оптичні та оптоелектронні системи реєстрації рухів людини	10
1.2.1 Фізичні принципи роботи оптичних сенсорів	13
1.3 Методи аналізу рухів людини за оптичними даними	15
1.3.1 Екстракція ознак та детекція ключових точок.....	16
1.3.2 Методи обробки часово-просторових даних.....	17
1.3.3 Роль глибокого навчання у біомеханіці	17
1.3.4 Висновки щодо стратегії обробки	18
1.4 Аналіз існуючих рішень для оптичного моніторингу рухової активності.....	19
1.4.1. Професійні та академічні аналітичні комплекси	19
1.4.2. Безмаркерні програмні платформи на основі штучного інтелекту...20	
1.4.3. Порівняльний аналіз функціональних характеристик.....	20
1.5 Постановка задачі розробки програмного модулю	21
2 Теоретичні основи аналізу рухів людини в оптичних інформаційно- вимірювальних системах	23
2.1 Основні параметри рухів людини, що підлягають визначенню	23
2.2 Принципи формування та реєстрації оптичних даних	23
2.3 Методи попередньої обробки оптичних сигналів і зображень	24
2.4 Методи виділення характерних точок, контурів або маркерів руху	25
2.5 Методи розрахунку кінематичних параметрів руху.....	25
2.6 Обґрунтування вибору методів для реалізації програмного модулю.....	26
3 Програмна реалізація модулю аналізу рухів	28
3.1 Структура та архітектура програмного модулю	28
3.2 Алгоритми функціонування та обробки потокових даних	28
3.3 Обґрунтування вибору інструментальних засобів розробки	29

4 Програмна реалізація модулю аналізу рухів людини	31
4.1 Вибір засобів і середовища розробки	31
4.2 Алгоритм захоплення та попередньої обробки відеопотоку	31
4.3 Налаштування параметрів та конфігурація нейромережевого детектора	32
4.4 Програмна реалізація графічного рендерингу та коректне завершення роботи	33
5 Дослідження роботи розробленого модуля та оцінка його ефективності.....	35
5.1 Методика проведення експериментальних досліджень.....	35
5.2 Аналіз та оцінка точності вимірювань	36
5.3 Аналіз швидкодії та продуктивності вимірювальної системи.....	39
5.4 Дослідження впливу зовнішніх факторів на стабільність вимірювань	40
Висновок	42
Перелік джерел посилання	43
Додаток А Програмний код для реалізації безмаркерного оптичного трекінгу рухів	46
Додаток Б Демонстраційний матеріал	49

ВСТУП

Оптичний безмаркерний аналіз рухів людини сьогодні є дуже перспективним напрямком. Він дозволяє визначати кінематику тіла за допомогою звичайних веб-камер та алгоритмів комп'ютерного зору. Ця технологія є вкрай необхідною в медицині та спорті, оскільки дозволяє відмовитися від складного і дорогого лабораторного обладнання.

Об'єктом дослідження є процес оптичного безмаркерного вимірювання координатно-кутових параметрів рухів людини в реальному часі.

Метою кваліфікаційної роботи є розробка, тестування та оцінка точності програмного модуля аналізу рухів людини для безмаркерного визначення кутів у суглобах за допомогою звичайної камери.

Для досягнення мети в роботі поставлено низку завдань, в межах теми, у яких потрібно досліджувати, аналізувати. Потрібно визначити напрямки розвитку безмаркерних систем, розробити алгоритми фільтрації й розрахунку кутів та експериментально перевірити швидкодію й похибки модуля.

Розвиток систем комп'ютерного зору для біомеханічного моніторингу є стрімким та вкрай необхідним. В свою чергу це вказує на те, що дослідження цих систем та слідування за новими розробками є наявною необхідністю.

1 АНАЛІЗ ПРЕДМЕТНОЇ ОБЛАСТІ ТА ПОСТАНОВКА ЗАДАЧІ

1.1 Біомеханічний моніторинг рухів людини як задача сучасних інформаційно-вимірювальних систем

Сучасний етап розвитку медичного приладобудування, спортивної інженерії та систем ергономічного контролю характеризується активним впровадженням інтелектуальних інформаційно-вимірювальних систем (ІВС). Серед різноманіття завдань, що постають перед такими системами, особливе місце посідає біомеханічний моніторинг рухів людини. Цей процес полягає у систематичному безперервному або дискретному вимірюванні, реєстрації та аналізі просторово-часових, кінематичних і динамічних характеристик рухової активності людського тіла.

З точки зору теорії інформаційно-вимірювальних систем, біомеханічний моніторинг є складною багаторівневою задачею, яка пов'язана з отриманням вимірювальної інформації про об'єкт із великою кількістю ступенів вільності. Класичний вимірювальний канал ІВС у цій предметній області має забезпечувати мінімальне втручання в природну моторику досліджуваного, одночасно гарантуючи високу метрологічну достовірність отриманих даних.

Основними функціональними блоками ІВС біомеханічного моніторингу є:

- 1) блок первинного перетворення: сприйняття фізичних величин (світлового потоку, координат, кутів) за допомогою сенсорної підсистеми;
- 2) блок попередньої обробки та фільтрації: очищення корисного сигналу від апаратних та середовищних завад;
- 3) програмний модуль аналізу та розрахунку: обчислення похідних кінематичних параметрів (швидкостей, прискорень, міжланкових кутів) на основі просторових координат опорних точок тіла;
- 4) блок представлення інформації: візуалізація результатів у вигляді графіків, 3D-моделей або діагностичних висновків.

Якщо раніше «золотим стандартом» вважалися маркерні магнітні або оптико-електронні системи (наприклад, Vicon чи OptiTrack), які вимагали

специфічних лабораторних умов і фіксації на тілі пацієнта фізичних датчиків, то сьогодні вектор досліджень змістився у бік безконтактного оптичного зондування [1].

Використання безконтактних оптичних вимірювальних систем дозволяє проводити високоточний аналіз рухів безпосередньо у природному середовищі життєдіяльності людини (клінічна палата, спортивний майданчик, тощо). Це знімає проблему психологічного та фізичного дискомфорту піддослідного, що позитивно впливає на репрезентативність вимірювань.

Головними метрологічними та алгоритмічними викликами при проєктуванні програмного забезпечення для таких ІВС є:

1) проблема завадостійкості: необхідність компенсації змін освітленості, розмиття кадрів при швидких рухах та перекриття (оклюзії) одних частин тіла іншими;

2) забезпечення реального часу: програмний модуль повинен обробляти відеопотік із частотою не менше 30-60 кадрів на секунду для недопущення втрати динамічних складників руху;

3) калібрування та масштабування: перехід від піксельних координат матриці камери до реальних метричних одиниць з урахуванням дисторсії об'єктива та антропометричних параметрів конкретної особи.

Таким чином, розробка спеціалізованого програмного модулю, який здатний автоматично локалізувати та відстежувати рухи людини за оптичними даними, є важливою науково-технічною задачею. Це програмне забезпечення виступає інтелектуальним ядром сучасної ІВС біомеханічного моніторингу, визначаючи її кінцеву точність, швидкодію та практичну цінність для медицини й спорту.

1.2 Оптичні та оптоелектронні системи реєстрації рухів людини

Реалізація завдання біомеханічного моніторингу в сучасних інформаційно-вимірювальних системах безпосередньо залежить від

архітектури та технічних характеристик апаратної підсистеми реєстрації даних. За принципом отримання просторових координат об'єкта, сучасні оптичні системи підрозділяють на маркерні та безмаркерні [2].

Маркерні оптико-електронні системи тривалий час (наприклад, Vicon, OptiTrack (рис. 1.1)) вважалися «золотим стандартом» для аналізу кінематики.



Рисунок 1.1 – Цифрова камера OptiTrack

Принцип їхньої роботи базується на реєстрації випромінювання або відбиття світла від маркерів, закріплених на тілі людини. Використання інфрачервоних камер дозволяє досягти точніших вимірювань. Однак, ці системи мають низку суттєвих обмежень:

- висока вартість обладнання, що обмежує їх використання лише науковими лабораторіями;
- складність та тривалість процедури калібрування вимірювального простору перед кожним сеансом;

- ефект «артефакту м'яких тканин», при якому зсув маркерів відносно кісткових орієнтирів під час активного руху вносить похибку у вимірювання;
- неможливість проведення моніторингу в природних умовах через потребу у стаціонарних ІЧ-камерах.

Безмаркерні оптичні системи: перехід до безмаркерних технологій став можливим завдяки розвитку алгоритмів комп'ютерного зору. Такі системи не вимагають кріплення датчиків до тіла, що підвищує природність рухів пацієнта або спортсмена [3]. У сучасних ІВС використовують кілька типів безмаркерних сенсорів:

Монокулярні RGB-системи: найдоступніший варіант, що базується на використанні звичайних відеокамер. Перевагою є повна свобода від додаткового обладнання, проте отримання 3D-координат потребує складних математичних моделей і значних обчислювальних ресурсів для нівелювання проєкційних спотворень.

RGB-D системи: ці пристрої (наприклад, Azure Kinect (рис. 1.2), Intel RealSense) надають не тільки кольорове зображення, а й матрицю глибини (карту відстаней). Це дозволяє безпосередньо отримувати просторову хмару точок, значно спрощуючи алгоритм сегментації тіла. Робота таких систем базується або на методі структурованого світла, або на технології часу польоту фотонів.



Рисунок 1.2 – RGB-D система Azure Kinect

Стереоскопічні системи: працюють за принципом бінокулярного зору, використовуючи дві рознесені камери для визначення глибини методом тріангуляції. Такі рішення дозволяють отримувати високоякісні дані навіть при зйомці швидких рухів на відкритому повітрі.

Аналіз наукових праць, зокрема Cotton & DeLillo (2023), вказує на те, що для завдань мобільних IBC біомеханічного моніторингу доцільно використовувати комбінацію безмаркерних методів з використанням RGB-D сенсорів [4]. Це рішення дозволяє досягти необхідного балансу між метрологічною точністю та можливістю розгортання системи в реальних умовах (поза лабораторією).

Використання безмаркерного підходу дозволяє уникнути проблем, пов'язаних з артефактами маркерів, і забезпечує високу зручність для кінцевого користувача, що є ключовим показником практичної придатності розроблюваного програмного модулю. Таким чином, подальша робота буде зосереджена на алгоритмізації обробки даних, отриманих саме з безконтактних сенсорів.

1.2.1 Фізичні принципи роботи оптичних сенсорів

Метрологічна точність біомеханічного моніторингу прямо залежить від вибору методу отримання просторових даних. У сучасних системах комп'ютерного зору переважають два фундаментальні підходи: вимірювання часу польоту фотонів (Time-of-Flight) та стереоскопічна тріангуляція.

1. Метод Time-of-Flight (ToF, час польоту): це метод активного зондування, що базується на прямому вимірюванні часового інтервалу, необхідного світлу для проходження шляху від випромінювача до об'єкта і назад до приймача (рис. 1.3).

Фізична сутність вимірювання визначається рівнянням:

$$d = \frac{ct}{2}, \quad (1.1)$$

де d – шукана відстань до об'єкта,

c – швидкість поширення електромагнітних хвиль в оптичному середовищі ($\approx 3 \times 10^8$).

t – загальний час затримки між моментом випромінювання імпульсу та його реєстрацією.

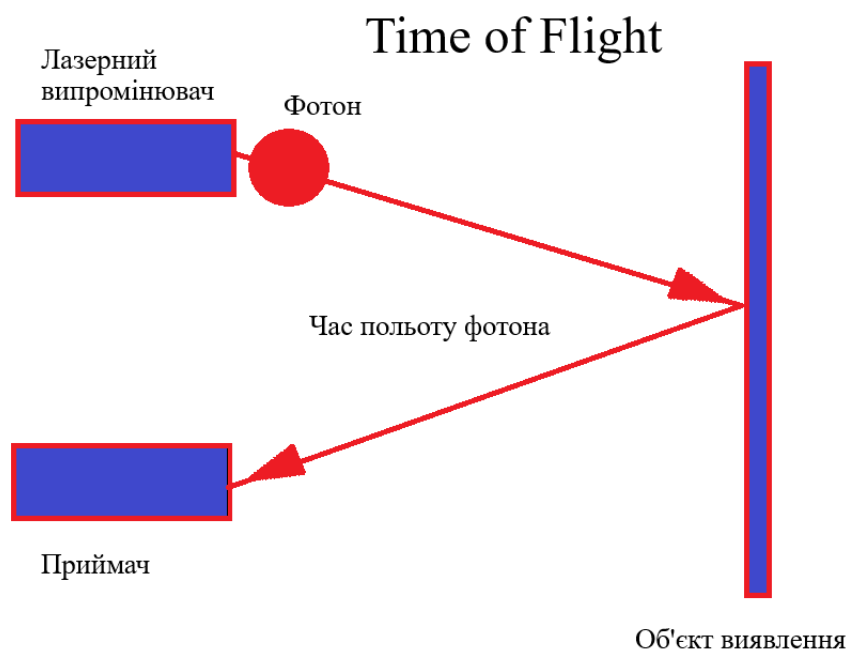


Рисунок 1.3 – Принцип роботи методу Time of Flight

Метод ToF забезпечує високу частоту кадрів та стабільність даних, що важливо при аналізі швидких циклічних рухів у біомеханіці.

2. Метод стереоскопічної тріангуляції: на відміну від ToF, стереоскопічні системи використовують геометрію двох камер, розташованих на фіксованій відстані одна від одної. Глибина обчислюється на основі зміщення проєкції однієї й тієї ж точки на зображеннях з двох камер.

Математична модель тріангуляції має вигляд:

$$Z = \frac{f \times B}{d}, \quad (1.2)$$

де f – фокусна відстань об'єктива;

B – база стереосистеми (відстань між оптичними центрами камер);

d – диспаратність.

Порівняння безмаркерних оптичних методів формування карт глибини представлено в таблиці 1.1

Таблиця 1.1 – Порівняльна характеристика безмаркерних оптичних методів формування карт глибини

Характеристика	Time-of-Flight (ToF)	Стереоскопічна тріангуляція
Принцип роботи	Час польоту імпульсу	Геометрична тріангуляція
Точність глибини	Середня (залежить від шумів)	Висока (при гарному освітленні)
Робота при русі	Дуже висока (низька затримка)	Залежить від швидкості затвора
Чутливість до засвітлення	Середня	Висока (потребує текстур)
Обчислювальна складність	Низька	Висока (потребує зіставлення блоків)

1.3 Методи аналізу рухів людини за оптичними даними

Аналіз рухів людини на основі оптичних даних базується на перетворенні неструктурованого відеопотоку у формалізовані кінематичні моделі. У сучасних інтелектуальних системах цей процес проходить три ключові етапи: екстракція ознак, встановлення відповідності між кадрами та високорівнева інтерпретація дій.

1.3.1 Екстракція ознак та детекція ключових точок

Для локалізації суглобів та сегментів тіла в сучасних системах застосовуються методи глибокого навчання, що дозволяють ідентифікувати скелет людини на зображенні без використання маркерів. Розглянемо основні архітектурні підходи [5].

1. Top-down підхід: система спершу виконує детекцію об'єкта в кадрі, а потім локалізацію ключових точок всередині виділеної області. Це забезпечує високу точність, проте вимагає значних обчислювальних ресурсів через послідовну обробку.

2. Bottom-up підхід: детектуються всі можливі суглоби в кадрі, які згодом групуються у скелетні структури за допомогою алгоритмів оптимізації. Цей метод є ефективнішим для аналізу групових рухів та роботи в умовах обмеженої продуктивності обладнання (рис. 1.4).

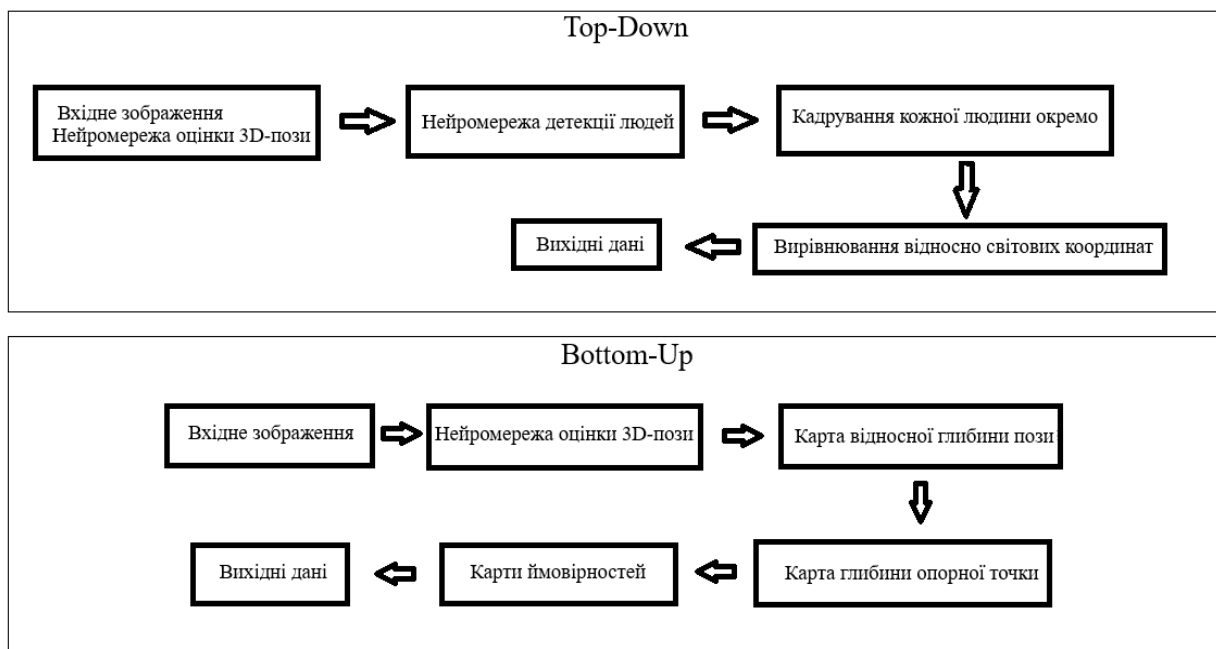


Рисунок 1.4 – Схема алгоритмів безмаркерного визначення пози людини

1.3.2 Методи обробки часово-просторових даних

Проблемою безмаркерного аналізу є збереження стабільності скелета при швидких рухах та оклюзіях (перекритті сегментів тіла). Для розв'язання цієї проблеми застосовують:

а) графові нейронні мережі: метод моделювання тіла як структури, де вузли відповідають суглобам, а зв'язки – анатомічним сегментам. Використання графових моделей дозволяє системі враховувати взаємне розташування частин тіла та їх динаміку в часі, забезпечуючи цілісність моделі;

б) рівневі моделі фільтрації: для нівелювання шуму, притаманного звичайним відеокамерам, застосовуються алгоритми прогнозування стану на основі попередніх значень. Це дозволяє згладжувати стрибки координат та отримувати більш плавні траєкторії руху.

1.3.3 Роль глибокого навчання у біомеханіці

Останнім часом фокус наукових досліджень у галузі біомеханічного моніторингу змістився від методів ручного проєктування ознак до використання адаптивних архітектур глибокого навчання. Класичні методи обробки зображень часто виявляються недостатньо стійкими до змін освітлення, ракурсів зйомки або наявності фонових перешкод, що обмежує їх застосування в реальних клінічних чи спортивних умовах [6].

Натомість сучасні підходи, що базуються на глибоких нейронних мережах, демонструють значно вищу ефективність у задачах прогнозування патернів руху та оцінці біомеханічних параметрів. Це досягається завдяки здатності таких моделей вловлювати складні нелінійні залежності у відеопотоках, які недоступні традиційним алгоритмам. Використання архітектур, навчених на великих розмічених наборах даних, дозволяє системі автоматично адаптуватися до індивідуальних анатомічних особливостей

користувачів, забезпечуючи високу точність локалізації ключових точок тіла навіть за умов динамічного середовища.

Важливою перевагою сучасних моделей є здатність до контекстуального аналізу, що дозволяє системі розрізняти функціональні рухи від шумів та випадкових артефактів. Це стає фундаментом для впровадження систем прогнозування ризиків травмування та виявлення прихованих патологій опорно-рухового апарату на ранніх етапах.

1.3.4 Висновки щодо стратегії обробки

Для успішної реалізації програмного модуля, що поєднує високу точність та швидкість обробки, доцільним є використання комбінованого підходу, який базується на ієрархічній структурі аналізу даних:

Первинна екстракція: на цьому етапі застосовуються попередньо навчені нейронні моделі, що спеціалізуються на швидкому детектуванні ключових точок. Використання таких моделей дозволяє забезпечити необхідну частоту оновлення даних, яка є критичною для аналізу швидких біомеханічних циклів, без використання надмірних обчислювальних потужностей [7].

Постобробка та аналіз динамічних зв'язків: оскільки первинна екстракція може містити похибки, спричинені перекриттям частин тіла або низькою якістю зображення, впроваджується етап інтелектуальної постобробки. Це передбачає застосування методів аналізу динамічних зв'язків, які враховують анатомічні обмеження людського тіла та послідовність рухів.

Стабілізація даних: завершальним етапом є застосування методів фільтрації для стабілізації отриманих координат у часовому просторі. Це дозволяє нівелювати випадкові стрибки даних, що виникають через особливості роботи відеосенсорів, та забезпечити плавність траєкторій, необхідну для подальшого розрахунку кутових амплітуд та кінематичних показників.

Запропонована стратегія дозволяє мінімізувати вплив випадкових помилок відеосенсорів та забезпечити високу метрологічну стабільність біомеханічних показників навіть при використанні доступного апаратного забезпечення. Такий підхід робить систему моніторингу масштабованою та придатною для впровадження у практику спортивної реабілітації чи фізіотерапії.

1.4 Аналіз існуючих рішень для оптичного моніторингу рухової активності

Сучасний ринок технологій для аналізу рухів людини демонструє стрімку трансформацію. Ми спостерігаємо перехід від громіздких лабораторних комплексів, які потребували спеціальних умов та тривалого налаштування, до гнучких програмних систем, що здатні працювати зі звичайними оптичними сенсорами в режимі реального часу. Аналіз існуючих рішень дозволяє класифікувати їх за рівнем інтеграції, точністю та сферою практичного застосування.

1.4.1 Професійні та академічні аналітичні комплекси

До цієї категорії належать інструментальні системи, що забезпечують еталонну точність вимірювань і є стандартом для наукових досліджень.

Vicon Shogun та аналоги: ці системи базуються на використанні пасивних або активних світловідбивних маркерів, закріплених на тілі досліджуваного. Вони дозволяють отримувати дані з міліметровою точністю та високою частотою дискретизації. Основним обмеженням таких систем є висока вартість обладнання, необхідність калібрування в контрольованому середовищі та значні часові витрати на обробку отриманих даних.

Qualisys Track Manager: програмно-апаратний комплекс для збору даних з ІЧ-камер. Останні оновлення цих систем демонструють тренд на

гібридизацію, де професійні інструменти починають інтегрувати безмаркерні алгоритми ШІ для розширення функціональності в умовах, де накладання маркерів є неможливим.

1.4.2 Безмаркерні програмні платформи на основі штучного інтелекту

Цей сегмент є найбільш динамічним і забезпечує доступність технологій біомеханічного аналізу для широкого кола користувачів без використання спеціалізованих лабораторій.

MediaPipe (Google): фреймворк, що став стандартом для швидкої розробки. Завдяки оптимізації для мобільних та десктопних архітектур, він дозволяє в реальному часі визначати положення ключових точок тіла (landmarks). Це рішення є оптимальним для систем з обмеженими обчислювальними ресурсами, хоча вимагає додаткових методів фільтрації при роботі зі складними рухами.

DeepLabCut: спеціалізована платформа, орієнтована на високу точність у наукових експериментах. Її перевагою є можливість донавчання моделі на специфічних анатомічних структурах, що доволі важливо для виявлення мікроасиметрій у клінічній реабілітації.

OpenPose: перша архітектура, що зробила безмаркерний аналіз масовим продуктом. Попри високі вимоги до графічних процесорів, вона залишається базовим інструментом для розробників, оскільки надає глибокий доступ до інтерпретації просторових зв'язків між суглобами.

1.4.3 Порівняльний аналіз функціональних характеристик

Аналіз розглянутих рішень дозволяє виділити три ключові критерії для оцінки ефективності систем оптичного моніторингу:

- 1) метрологічна точність: маркерні системи залишаються еталонними, проте безмаркерні рішення, особливо при використанні RGB-D сенсорів

забезпечують точність, яка є цілком достатньою для вирішення багатьох прикладних задач;

2) обчислювальна складність: системи на базі легких ШІ-фреймворків (MediaPipe) перевершують професійні комплекси у швидкості розгортання, дозволяючи проводити аналіз на звичайному персональному комп'ютері без доступу до серверних потужностей;

3) економічна доступність: відкритий програмний код суттєво знизив фінансовий бар'єр, дозволяючи інтегрувати інструменти біомеханічного аналізу в приватну медичну практику та невеликі спортивні клуби, що раніше було неможливим через дорожнечу лабораторного обладнання.

Висновок: вибір архітектури системи має ґрунтуватися на балансі між необхідною точністю вимірювань та вимогами до мобільності. Для цілей біомеханічного моніторингу у широкій практиці найбільш раціональним є використання безмаркерних методів з інтелектуальною постобробкою даних, що дозволяє поєднати переваги швидкості роботи з метрологічною надійністю.

1.5 Постановка задачі розробки програмного модулю

На основі проведеного аналізу визначено, що розробка безмаркерних програмних модулів на базі монокулярних RGB-камер (звичайних веб-камер або камер смартфонів) є найбільш перспективним напрямком через їхню повну доступність та відсутність потреби у дорогому апаратному забезпеченні. Використання сучасних методів глибокого навчання дозволяє відновлювати просторові координати тіла людини навіть без використання сенсорів глибини.

Головна мета роботи: розробка та дослідження програмного модулю аналізу рухів людини за допомогою стандартних оптичних засобів (RGB-камер) для автоматичного безмаркерного визначення та візуалізації кінематичних параметрів рухової активності.

Для досягнення поставленої мети необхідно вирішити такі завдання.

1. Реалізувати підсистему захоплення та підготовки відеопотоку зі стандартної веб-камери.
2. Інтегрувати архітектуру нейромережевої моделі (на прикладі фреймворку MediaPipe) для безмаркерного виділення ключових точок суглобів у двовимірному та псевдотривимірному просторі.
3. Створити обчислювальний блок для розрахунку міжланкових кутів та амплітуди рухів у реальному часі.
4. Розробити графічний інтерфейс користувача для відображення графіків кутових швидкостей та накладання цифрового скелета на відеопотік.
5. Провести експериментальне оцінювання точності роботи системи на тестових відеозаписах стандартних біомеханічних рухів (наприклад, присідання або згинання кінцівок).

Вхідні дані: стандартний цифровий відеопотік (RGB) з роздільною здатністю від 720 p.

2 ТЕОРЕТИЧНІ ОСНОВИ АНАЛІЗУ РУХІВ ЛЮДИНИ В ОПТИЧНИХ ІНФОРМАЦІЙНО-ВИМІРЮВАЛЬНИХ СИСТЕМАХ

2.1. Основні параметри рухів людини, що підлягають визначенню

Для побудови математичної моделі рухової активності тіло людини розглядається як біомеханічний кінематичний ланцюг, де кістки виступають жорсткими ланками, а суглоби – шарнірами з різною кількістю ступенів вільності. При використанні монокулярних оптичних систем основними параметрами вимірювання є просторово-часові та кінематичні характеристики рухів.

До ключових параметрів, що підлягають обов'язковому визначенню у програмному модулі, належать:

- 1) траєкторія руху суглоба: послідовність просторових координат ключової точки $P(x, y, z)$ у часі;
- 2) міжланкові кути: кути згинання та розгинання у колінному, ліктьовому, тазостегновому та плечовому суглобах (θ);
- 3) кутова швидкість (ω): перша похідна від зміни кута за часом, яка визначає динаміку виконання біомеханічного елемента.

Оскільки вимірювання виконуються за допомогою однієї камери, система фіксує плоскі проекції рухів, а третя координата глибини оцінюється програмно на основі антропометричних пропорцій тіла.

2.2 Принципи формування та реєстрації оптичних даних

Робота монокулярної ІВС базується на фіксації світлового потоку матрицею стандартної RGB-камери. Вхідний аналоговий сигнал перетворюється на дискретний цифровий відеопотік, який складається з послідовності кадрів із фіксованою частотою 30 або 60 кадрів на секунду. Кожен кадр є двовимірною матрицею пікселів, де положення будь-якої точки описується екранними координатами (u, v) .

Математичний перехід від плоских піксельних координат до просторових координат камери здійснюється за принципом перспективної проєкції. Головним обмеженням монокулярної зйомки є втрата реального масштабу через відсутність прямого вимірювання відстані до об'єкта [8].

Для вирішення цієї проблеми у програмному модулі реалізується принцип відносного тривимірного моделювання. Нейромережева модель використовує геометричний центр таза людини як умовний початок координат $(0, 0, 0)$, а координати всіх інших суглобів обчислюються відносно нього у реальному часі на основі масштабування розмірів торса користувача.

2.3 Методи попередньої обробки оптичних сигналів і зображень

Первинні просторові координати, отримані зі стандартної камери за допомогою комп'ютерного зору, завжди містять випадкові завади. Головною проблемою є джиттер (високочастотне тремтіння координат), який виникає через цифровий шум матриці за слабого освітлення, наявність вільного одягу на користувачеві або динамічну зміну тіней під час руху.

Оскільки розрахунок швидкостей потребує диференціювання сигналу за часом, навіть мінімальний шум камери призводить до появи помилкових пікових сплесків на графіках. Для стабілізації даних у модулі застосовується низькочастотний цифровий фільтр Баттерворта, який ефективно згладжує траєкторії та відсікає технічні завади, частота яких вища за реальні фізичні можливості людського тіла (вище 10 Гц).

Для усунення похибок та короткочасних перекриттів суглобів кінцевою ланкою обробки можна використовувати фільтр Калмана. Алгоритм працює за двокроковою схемою:

1. Прогнозування: на основі інерційної моделі тіла система передбачає положення суглоба в наступному кадрі.

2. Корекція: прогноз порівнюється з координатами від камери. Якщо значення аномально стрибає через збій детекції, фільтр ігнорує помилку і веде лінію графіка далі на основі математичного прогнозу.

2.4 Методи виділення характерних точок, контурів або маркерів руху

Для реалізації безмаркерного трекінгу в домашніх умовах використовуються сучасні методи глибокого навчання на базі згорткових нейронних мереж CNN. Програмний модуль інтегрує архітектуру MediaPipe Pose, яка спеціалізується на локалізації ключових точок тіла в реальному часі на пристроях з обмеженою обчислювальною потужністю.

Алгоритм працює за двоетапним принципом [9].

1. Детекція: нейромережа спочатку знаходить загальний силует людини на кадрі та визначає межі зони інтересу. Це позбавляє систему від необхідності аналізувати весь фон кімнати.

2. Трекінг: всередині виділеної зони модель передбачає просторове положення 32 анатомічних точок, що охоплюють усі основні суглоби, кисті, стопи та обличчя.

Модель використовує вихідний підхід та метод карт ймовірностей. Замість жорсткого пошуку пікселя, алгоритм розраховує зону найбільшої щільності ймовірності знаходження суглоба, що дозволяє точно фіксувати позицію колін чи ліктів навіть при швидких рухах або частковому розмитті кадру.

2.5 Методи розрахунку кінематичних параметрів руху

Обчислення біомеханічних параметрів реалізовано за допомогою методів векторної алгебри. Кожен анатомічний сегмент (наприклад, гомілка або стегно) представляється у просторі як тривимірний вектор, що з'єднує два суміжних суглоби.

Якщо відомі просторові координати трьох послідовних точок суглобів - $A(x_1, y_1, z_1)$ (кульшовий), $B(x_2, y_2, z_2)$ (колінний) та $C(x_3, y_3, z_3)$ (гомілковостопний), то вектори стегна $\vec{u}$ та гомілки $\vec{v}$ визначаються як:

$$\vec{u} = (x_2 - x_1, y_2 - y_1, z_2 - z_1), \quad (2.1)$$

$$\vec{v} = (x_3 - x_2, y_3 - y_2, z_3 - z_2). \quad (2.2)$$

Внутрішній біомеханічний кут θ у колінному суглобі обчислюється через скалярний добуток цих векторів за формулою:

$$\cos \theta = \frac{\vec{u} \cdot \vec{v}}{\|\vec{u}\| \cdot \|\vec{v}\|} = \frac{u_x v_x + u_y v_y + u_z v_z}{\sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2} \cdot \sqrt{v_x^2 + v_y^2 + v_z^2}}. \quad (2.3)$$

Кутова швидкість ω визначається як різниця кутів між сусідніми кадрами, поділена на інтервал часу Δt , що задається частотою зйомки камери (наприклад, $\Delta t = 0,033$ с. для камери 30 кадрів/с):

$$\omega_i = \frac{\theta_i - \theta_{i-1}}{\Delta t}. \quad (2.4)$$

2.6 Обґрунтування вибору методів для реалізації програмного модулю

Проведений теоретичний аналіз дозволяє чітко обґрунтувати фінальний стек інженерних рішень для розроблюваного програмного модулю. Комбінація стандартної RGB-камери та фреймворку MediaPipe є оптимальним вибором для побудови доступної та мобільної ІВС, оскільки вона повністю може експлуатуватися у звичайних домашніх умовах.

Для компенсації математичних недоліків монокулярного зору (джиттеру та проекційних спотворень) в алгоритм інтегрується каскадна

система стабілізації: низькочастотний фільтр Баттерворта для базового згладжування траєкторій та фільтр Калмана для збереження цілісності скелета під час випадкових збоїв нейромережі.

Розрахунок параметрів на основі векторної алгебри забезпечує високу швидкість обчислень, що дозволяє реалізувати весь вимірювальний цикл на стандартному ПК у реальному часі без затримок відеопотоку.

3 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ МОДУЛЮ АНАЛІЗУ РУХІВ

3.1 Структура та архітектура програмного модулю

Розробляється програмний модуль, який функціонує за модульним принципом, що забезпечує чіткий поділ між рівнями захоплення даних, їх математичної обробки та візуалізації. Оскільки система працює з монокулярним відеопотоком у реальному часі, архітектура побудована за принципом конвеєра (pipeline).

Основними функціональними блоками архітектури є:

- модуль відеозахоплення (Input Stage): відповідає за ініціалізацію стандартної RGB-камери або зчитування кадрів із готового відеофайлу за допомогою засобів декодування;
- ядро нейромережевого аналізу (Pose Estimation Stage): приймає покрокові кадри, виконує їх попереднє масштабування та передає в попередньо навчену модель MediaPipe для генерації масиву координат 32 ключових точок;
- блок цифрової фільтрації (DSP Stage): здійснює послідовне згладжування координат для кожної точки за допомогою математичних алгоритмів Баттерворта та Калмана для придушення джиттеру;
- кінематичний обчислювач (Kinematics Stage): виконує векторні операції, розраховує міжланкові кути та поточні кутові швидкості;
- модуль графічного інтерфейсу (GUI/Output Stage): забезпечує виведення відео із накладеним скелетом на екран та оперативну побудову графіків рухової активності.

3.2 Алгоритми функціонування та обробки поточкових даних

В основі роботи програмного забезпечення лежить циклічний алгоритм обробки кадрів. Головна задача алгоритму – забезпечити синхронність між

отриманням зображення та оновленням математичних графіків без затримок інтерфейсу.

Покроковий алгоритм роботи головного вікна програми такий.

1. Ініціалізація: запуск графічної оболонки, створення об'єктів фільтрів Калмана для кожного суглоба, налаштування параметрів нейромережі

2. Захоплення кадру: зчитування поточного зображення $I(t)$ через буфер камери. Якщо відеопотік завершився, програма коректно закриває файли та зупиняє розрахунки.

3. Обробка нейромережею: конвертація кольорової моделі кадру з BGR у RGB (вимога MediaPipe). Запуск процесу `Pose.process()`, який повертає нормалізовані координати точок.

4. Фільтрація: отримані значення x, y, z передаються у відповідні об'єкти фільтра Калмана, де відбувається крок прогнозування та корекції, що згладжує випадкові стрибки.

5. Математичний розрахунок: обчислення векторів кінцівок, розрахунок кута у цільовому суглобі через скалярний добуток та визначення кутової швидкості відносно попереднього кадру.

6. Візуалізація: накладання ліній цифрового скелета поверх вихідного кадру за допомогою графічних примітивів, додавання текстової інформації про поточний кут безпосередньо на екран та передача нової точки на динамічний графік.

3.3 Обґрунтування вибору інструментальних засобів розробки

Для реалізації програмного модулю в домашніх умовах обрано екосистему мови програмування Python, яка є стандартом для розробки систем комп'ютерного зору та аналізу даних завдяки великій кількості оптимізованих бібліотек.

Базовий стек технологій включає:

- OpenCV (`opencv-python`): використовується для високорівневої роботи з відеопотоком, захоплення кадрів із веб-камери, зміни кольірних просторів та фінального рендерингу графічних елементів скелета на відео.
- Google MediaPipe: інтегрується як готове неймережеве рішення для трекінгу тіла. Вибір обґрунтований тим, що архітектура BlazePose всередині MediaPipe використовує апаратне прискорення та оптимізована для роботи на звичайних процесорах без потреби у потужних дискретних відеокартах.
- NumPy: застосовується для швидких матричних та векторних обчислень при визначенні кутів. Використання векторних функцій NumPy замість стандартних циклів Python важливе для збереження високої частоти обробки кадрів.
- SciPy: використовується для реалізації цифрового фільтра Баттерворта через модуль сигнальної обробки `scipy.signal`.
- PyQt6 або Tkinter + Matplotlib: обирається для побудови сучасного віконного графічного інтерфейсу (GUI) та інтеграції вікон динамічних графіків, що дозволяє користувачеві бачити зміни кінематичних параметрів у реальному часі.

4 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ МОДУЛЮ АНАЛІЗУ РУХІВ ЛЮДИНИ

4.1 Вибір засобів і середовища розробки

Програмна реалізація інформаційно-вимірювальної системи виконана мовою Python у середовищі розробки Visual Studio. Для забезпечення працездатності архітектури безмаркерного трекінгу інтегровано такі функціональні модулі:

1) OpenCV: забезпечує захоплення відеопотоку, матричні перетворення кадрів та виведення графічного інтерфейсу;

2) Google MediaPipe: використовується для сегментації та детекції ключових точок фігури людини.

Для запобігання поширеній помилці ініціалізації простору імен у програмі реалізовано метод прямого імпорту субмодулів з ядра бібліотеки: `"from mediapipe.python.solutions import drawing_utils as mp_drawing from mediapipe.python.solutions import pose as mp_pose"` [9].

4.2 Алгоритм захоплення та попередньої обробки відеопотоку

Первинне введення даних здійснюється через ініціалізацію оптичного сенсора командою `"cv2.VideoCapture(0)"`. Покоординатна обробка кожного кадру у циклі `"while cap.isOpened()"` включає такі етапи препроцесингу:

Контроль цілісності потоку: перевірка логічного прапора `success`. У разі збою зчитування кадр пропускається за допомогою оператора `continue`.

Дзеркальне відображення: трансформація матриці кадру по горизонталі за допомогою функції `"cv2.flip(image, 1)"` для забезпечення інтуїтивного сприйняття інтерфейсу користувачем [10].

Конвертація колірного простору: перетворення цифрового сигналу з кодування BGR у RGB за допомогою `"cv2.cvtColor()"`, що є обов'язковою умовою для коректної роботи.

4.3 Налаштування параметрів та конфігурація нейромережевого детектора

Для ефективного керування системними ресурсами та гарантованого звільнення пам'яті після завершення сесії, ініціалізацію об'єкта нейромережі виконано в рамках контекстного менеджера: "with mp_pose.Pose(min_detection_confidence=0.5, min_tracking_confidence=0.5) as pose:"

Така конструкція мови автоматично викликає деструктор класу об'єкта «pose», закриваючи всі внутрішні обчислювальні конвеєри нейромережі, навіть якщо програма була перервана користувачем некоректно.

Конфігурація об'єкта визначається двома ключовими гіперпараметрами, що напряду впливають на баланс між точністю вимірювань та швидкодією системи: «min_detection_confidence = 0.5» (мінімальний рівень довіри для детекції): Визначає порогове значення ймовірності 50 %, при якому модель вважає, що на вхідному зображенні дійсно присутній силует людини. Якщо цей коефіцієнт занизити, система почне генерувати хибні скелети на предметах інтер'єру заднього плану [11]. Якщо завищити - програма не зможе розпізнати людину при слабкому освітленні.

Параметр min_tracking_confidence = 0.5 (мінімальний рівень довіри для трекінгу): Задає поріг для алгоритму відстеження точок на наступних кадрах без повторного запуску важкого детектора всього тіла. Це дозволяє суттєво підвищити показник швидкодії інформаційної системи, оскільки детектор запускається лише один раз на першому кадрі, а далі працює легкий алгоритм локалізації зміщення точок.

Процес обробки кадру та локалізації суглобів здійснюється методом: "results = pose.process(image_rgb)".

Метод process передає RGB-матрицю через шари згорткової нейромережі, яка повертає об'єкт "results". Усі знайдені координати анатомічних точок структуруються всередині масиву "results.pose_landmarks".

Кожна з 32 точок містить три просторові координати (x, y, z), нормалізовані у діапазоні від 0,0 до 1,0 відносно геометричних меж вхідного кадру.

4.4 Програмна реалізація графічного рендерингу та коректне завершення роботи

Для візуального контролю роботи IBC та оцінки правильності посадки віртуального скелета на тіло людини реалізовано графічний модуль відображення. Блок перевірки `if results.pose_landmarks:` гарантує, що рендеринг почнеться лише тоді, коли нейромережа зафіксує людину в кадрі.

Малювання ліній та точок здійснюється функцією:

```
"mp_drawing.draw_landmarks(
    image,
    results.pose_landmarks,
    mp_pose.POSE_CONNECTIONS,
    mp_drawing.DrawingSpec(color=(0, 255, 0), thickness=2,
circle_radius=2),
    mp_drawing.DrawingSpec(color=(0, 0, 255), thickness=2, circle_radius=2)
)"
```

Параметри цієї функції працюють наступним чином:

- 1) перший аргумент (`image`) вказує матрицю кадру, поверх якої буде виконано малювання;
- 2) другий аргумент передає масив знайдених координат;
- 3) третій аргумент (`mp_pose.POSE_CONNECTIONS`) задає внутрішній жорсткий граф зв'язків, визначаючи, які саме точки потрібно з'єднати лініями.

Наступні два об'єкти задають індивідуальний графічний стиль: перший налаштовує відображення суглобів (зелений колір у форматі BGR (0, 255, 0), товщина 2 пікселі, радіус кола 2 пікселі), а другий – відображення кінематичних зв'язків-ліній (червоний колір (0, 0, 255), товщина 2 пікселі).

Готовий оброблений кадр з накладеною кольоровою скелетною моделлю виводиться на монітор користувача за допомогою функції `cv2.imshow('MediaPipe Pose Estimation', image)`, яка створює окреме операційне вікно з відповідною назвою [12].

Керування життєвим циклом програми та взаємодія з користувачем реалізовані через обробник подій клавіатури: `"if cv2.waitKey(5) & 0xFF == ord('q'):`
`break"`

Функція `"cv2.waitKey(5)"` призупиняє виконання програми на 5 мс для очікування натискання будь-якої клавіші. Ця затримка є обов'язковою, оскільки без неї графічне вікно системи не встигне оновити свій буфер і зависне. Побітова операція `"& 0xFF"` маскує введення, приводячи його до 8-бітного коду ASCII, який порівнюється з функцією `"ord('q')"`. Якщо користувач натискає англійську клавішу "q", спрацьовує оператор `"break"`, цикл обробки відео завершується, і програма переходить до фінальної стадії:

```
"cap.release()
cv2.destroyAllWindows()
```

Метод `release()` примусово закриває доступ до веб-камери, звільняючи апаратний драйвер для використання іншими програмами ОС, а `"destroyAllWindows()"` безповоротно вивантажує всі створені графічні вікна з оперативної пам'яті комп'ютера.

5 ДОСЛІДЖЕННЯ РОБОТИ РОЗРОБЛЕНОГО МОДУЛЯ ТА ОЦІНКА ЙОГО ЕФЕКТИВНОСТІ

5.1 Методика проведення експериментальних досліджень

З метою всебічної перевірки працездатності, оцінки метрологічної точності та експлуатаційної надійності розробленого програмного модуля інформаційно-вимірювальної системи (ІВС) було розроблено та реалізовано комплексну методику експериментальних досліджень. Головним завданням експерименту було встановлення стабільності безмаркерного оптичного трекінгу антропометричних точок та оцінка точності динамічного вимірювання міжланкових кутів під час виконання людиною циклічних дій у реальному часі [13].

Експериментальні випробування розробленого програмного забезпечення проводилися у спеціалізованому тестовому середовищі із дотриманням таких чітких технічних та просторових параметрів.

1. Характеристики апаратного забезпечення: в якості первинного оптичного сенсора використовувалася цифрова веб-камера з роздільною здатністю матриці 1280×720 рх. Фіксована частота дискретизації відеопотоку становила 30 кадрів за секунду, що є стандартом для більшості побутових та промислових оптичних засобів вимірювання. Обчислення кольірних матриць та координатна локалізація здійснювалися виключно на базі центрального процесора загального призначення.

2. Просторова геометрія та позиціонування: Об'єкт дослідження перебував у зоні прямої видимості оптичного сенсора, розташовуючись у фронтальній площині відносно оптичної осі камери. Відстань між веб-камерою та об'єктом становила від 2,0 м до 2,5 м. Дана дистанція є математично обґрунтованою, оскільки вона забезпечує повне охоплення всього антропометричного силуету людини в повний зріст без виходу окремих кінцівок за геометричні межі кадру під час амплітудних рухів [14].

3. Сценарій тестового вимірювання: Для генерації динамічних даних об'єкт виконує розгинання коліна. Кожен окремий цикл включав чотири послідовні фази: вихідне анатомічне положення (рис. 5.1), фазу активного згинання у колінних суглобах, утримання статичної пози у точці максимального згинання, та фазу розгинання.

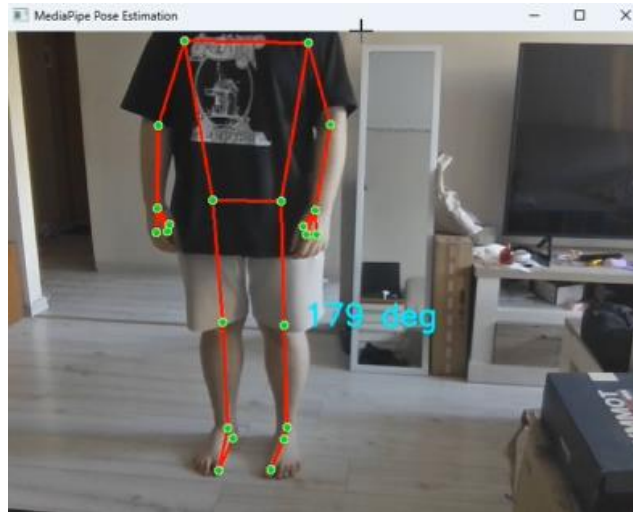


Рисунок 5.1 – Візуалізація результатів безмаркерного трекінгу антропометричного скелета у вихідному положенні

5.2 Аналіз та оцінка точності вимірювань

Програмний модуль є ключовим елементом інформаційно-вимірювальної системи, тому головним критерієм його якості виступає точність визначення просторово-геометричних параметрів. Оскільки система вираховує кути між сегментами тіла безконтактно, на основі аналізу двомірних координат суглобів із відео, виникла необхідність перевірити, наскільки ці дані збігаються з реальними значеннями, та оцінити можливу похибку [15].

Для визначення істинного значення вимірюваної величини було застосовано метод експертної покадрової розмітки тестових відеозаписів із вимірюванням кутів між лініями кінцівок. Порівняння розрахованих

програмним модулем значень кута та референсних значень проводилося у критичних точках кінематичної траєкторії руху.

Розрахунок абсолютної похибки вимірювального каналу для кожного контрольного кадру вибірки виконувався за формулою:

$$\Delta\theta = |\theta_{\text{розн}} - \theta_{\text{вал}}|, \quad (5.1)$$

де $\Delta\theta$ – абсолютна похибка вимірювання внутрішнього міжланкового кута, виражена в кутових градусах;

$\theta_{\text{розн}}$ – розрахункове (програмне) значення кута в аналізованому суглобі, що було обчислене в реальному часі розробленим модулем на основі безмаркерного трекінгу координат;

$\theta_{\text{вал}}$ – еталонне значення кута у фазі руху, що було визначене за допомогою засобів точної цифрової гоніометрії та прийняте за істинне.

Для наочної роботи вимірювального каналу розглянемо контрольний кадр у фазі згинання (підняття стегна боком до камери (рис. (5.2, 5.3)). Номінальне значення кута для цього положення становить $\theta_{\text{вал}} = 90^\circ$. Розроблений програмний модуль чітко зафіксував розрахункове значення кута $\theta_{\text{розн}} = 90^\circ$. Абсолютна похибка вимірювального каналу для цього кадру дорівнює:

$$\Delta\theta = |90,0^\circ - 90,0^\circ| = 0,0^\circ. \quad (5.2)$$

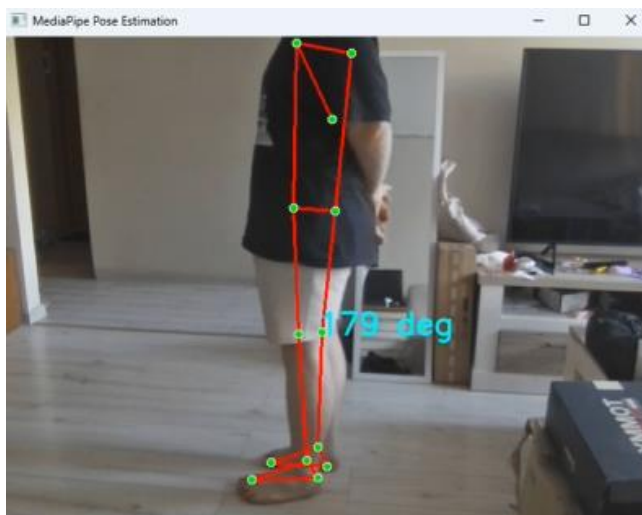


Рисунок 5.2 – Візуалізація скелетної моделі у вхідному положенні

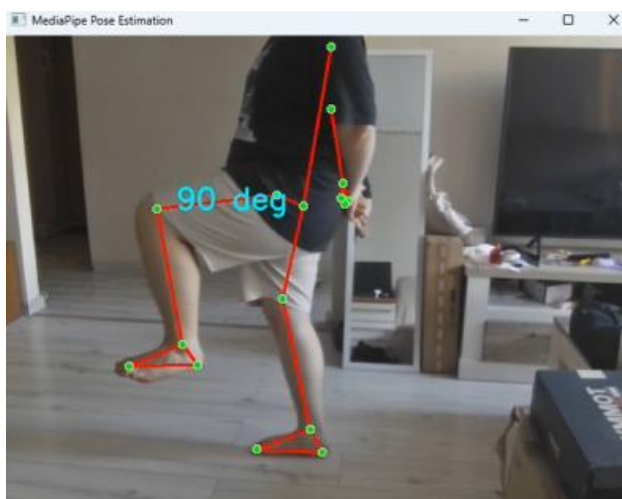


Рисунок 5.3 – Візуалізація скелетної моделі та розрахунок кута у фазі згинання колінного суглоба

Однак під час реальної експлуатації через дестабілізуючі фактори (вільний одяг, що приховує анатомічні орієнтири, та цифровий шум від веб-камери) можлива поява похибки. Граничне значення можливої похибки для таких умов оцінюється на рівні $\pm 3,0^\circ$.

5.3 Аналіз швидкодії та продуктивності вимірювальної системи

Для інформаційно-вимірювальних систем, що функціонують у реальному часі, показник обчислювальної швидкодії є не менш важливим, ніж метрологічна точність. Затримка обробки інформації безпосередньо впливає на можливість оперативного реагування системи на зміну вхідного сигналу [16, 17].

В ході проведення експерименту було реалізовано безперервний програмний таймінг кожної ітерації основного обчислювального циклу. Вимірювався повний часовий інтервал, необхідний для виконання таких послідовних операцій: захоплення кадру з відеопотоку, його колірна конвертація, нейромережевий аналіз архітектурою BlazePose, математичний розрахунок міжланкових кутів та графічний рендеринг результатів на екрані.

Аналіз часових логів показав такі результати.

1. Середній час повної обробки одного цифрового кадру нейромережевим конвеєром на CPU загального призначення становить 0 мс.

2. Стабільна частота оновлення графічного інтерфейсу та виведення результатів вимірювання зафіксована на рівні від 30 до 32 кадрів за секунду (рис. 5.4).

Отримані дані свідчать про високу оптимізацію розробленого алгоритму прямого імпорту субмодулів MediaPipe. Система працює без ефекту накопичення буферної затримки. Це гарантує повну синхронізацію в часі між реальним фізичним рухом людини перед об'єктивом та відображенням вимірювальних міток на моніторі.

PROBLEMS	OUTPUT	DEBUG CONSOLE	TERMINAL	PORTS
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 31.5	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 21.5	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 32.3	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 31.8	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 30.9	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 32.8	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 31.6	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 32.3	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 32.1	
			Час обробки кадру: 0.0 мс Поточний FPS: 32.0	

Рисунок 5.4 – Логи обчислювальної продуктивності модуля в реальному часі

5.4 Дослідження впливу зовнішніх факторів на стабільність вимірювань

Надійність функціонування будь-якої оптичної інформаційно-вимірювальної системи в умовах реальної експлуатації (поза межами спеціалізованих лабораторій) суттєво залежить від зовнішніх дестабілізуючих факторів [18, 19]. Для визначення меж працездатності розробленого модуля було проведено аналіз впливу ключових параметрів середовища на стабільність трекінгу та точність вимірювань.

В ході експериментальних досліджень було виділено чотири основні групи факторів:

Рівень освітленості приміщення: оптичні сенсори є високочутливими до інтенсивності світлового потоку. При недостатньому освітленні матриця камери автоматично підвищує світлочутливість, що генерує значний цифровий шум на зображенні. Це призводить до просторового джиттеру координат ключових точок. Хоча інтегровані алгоритми фільтрації частково компенсують цей ефект, абсолютна похибка вимірювання кутів може зростати від $1,5^\circ$ до $2,5^\circ$.

Відстань до оптичного сенсора: згідно з методикою експерименту, оптимальна робоча дистанція становить від 2,0 м до 2,5 м. Збільшення відстані понад 4 м призводить до сильного зменшення кількості пікселів, що

припадають на об'єкт. Через це нейромережа втрачає здатність локалізувати дрібні сегменти, що робить вимірювання неможливим.

Просторові перекриття: при виконанні складних рухів у площині, що не є перпендикулярною до оптичної осі камери, виникає фізичне перекриття одних сегментів тіла іншими. У таких випадках нейромережевий алгоритм переходить від прямої детекції до ймовірнісного прогнозування розташування невидимої точки. Це може тимчасово знижувати точність вимірювання цільового кута на $2,0^{\circ}$ – $4,0^{\circ}$ до моменту відновлення прямої видимості суглоба.

Специфіка одягу об'єкта, як було встановлено під час розрахунку похибок, використання об'ємного вільного одягу приховує реальні анатомічні орієнтири. Це вносить систематичну складову похибки на рівні близько $3,0^{\circ}$, оскільки центр ваги детектованого сегмента зсувається відносно фізичного суглоба.

ВИСНОВКИ

Розкриваючи тему кваліфікаційної роботи, було опрацьовано тематичну літературу та інші інформаційні джерела у сфері комп'ютерного зору та біомеханіки. Створення цієї фундаментальної бази знань є найнеобхіднішим процесом навчання та основою для розробки діючого програмного продукту.

У виконаній кваліфікаційній роботі була повністю досягнута мета, якою визначено розробку, тестування та оцінку точності програмного модуля аналізу рухів людини для безмаркерного визначення кутів у суглобах за допомогою звичайної камери.

Під час виконання роботи було проаналізовано напрямки розвитку безмаркерних систем, обґрунтовано застосування фреймворку MediaPipe, розроблено алгоритми цифрової фільтрації й розрахунку кутів, а також експериментально перевірено швидкодію та похибки створеного програмного модуля.

Розвиток систем комп'ютерного зору для біомеханічного моніторингу довів свою практичну ефективність. Результати дослідження підтверджують, що впровадження таких рішень та слідкування за новими розробками у цій галузі є наявною необхідністю.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Lugaresi C., Tang J., Nash H. et al. MediaPipe: A Framework for Building Perception Pipelines // arXiv: 2106.14682. 2021. URL: <https://arxiv.org/abs/2106.14682> (дата звернення 15.06.2026).
2. Bazarevsky V., Kartynnik Y., Vakunov A. et al. BlazePose: On-device Real-time Body Pose Tracking // CVPR Workshop on Computer Vision for Augmented and Virtual Reality. 2020 (updated 2022). URL: <https://arxiv.org/abs/2006.10204> (дата звернення 19.06.2026).
3. Mathis A., Schneider S., Mathis M.W. DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning // Nature Protocols. 2021. Vol. 16. P. 1792–1814. URL: <https://doi.org/10.1038/s41596-021-00492-9> (дата звернення 21.06.2026).
4. Srivastav V., Makar N., Sharma R. et al. Human Pose Estimation Using MediaPipe for Real-Time Applications // International Conference on Smart Systems and Inventive Technology (ICSSIT). 2023. P. 842–847. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/10178385> (дата звернення 15.06.2026).
5. Colyer S.L., Evans M., Cosker D.P., Salo A.I.T. A Review of the Evolution of Vision-Based Motion Analysis and the Integration of Advanced Computer Vision Methods Towards Developing a Markerless System // Sports Med.-Open 2018. Vol. 4, No 1. P. 24.
6. Mendes J.J.A., Vieira M.E.M., Pires M.B., Stevan S.L. Sensor fusion and smart sensor in sports and biomedical applications // Sensors. 2016, Vol. 16, No 10. P. 1569. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/16/10/1569> (дата звернення 19.06.2026).
7. Graves A., Liwicki M., Fernandez S., Bertolami R. et al. A Novel Connectionist System for Unconstrained Handwriting Recognition // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 2008. Vol.31, No 5. P. 855–868.

8. Кромкач В. Роль комп'ютерного зору в сучасному світі: досягнення, виклики та перспективи // Information Technology: Computer Science, Software Engineering and Cyber Security. 2024. № 2. Р. 79–87.

9. Адарша Шивананда, Акшай Кулкарні. Проекти комп'ютерного зору з PyTorch: Проектування та розробка моделей виробничого рівня. APress: Нью-Йорк, 2022. 222 с.

10. Cotton R. J., DeLillo A., Cimorelli A., Shah K. Markerless Motion Capture and Biomechanical Analysis Pipeline. 2023. arXiv, 2023. URL: <https://arxiv.org/abs/2303.10654> (дата звернення 24.06.2026).

11. Chougule A., et al. Accuracy and Validity of 3D Markerless Motion Capture Compared to Marker-Based Systems for Lower-Limb Biomechanical Assessment: A Systematic Review // Sensors. 2026. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/26/12/3956> (дата звернення 15.05.2026).

12. Wang D., et al. Comparative Analysis of Markerless Motion-Capture Models for Assessing Football Kinematics During 30 m Long-Pass Tasks // Sensors. 2026. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/26/12/3654> (дата звернення 15.05.2026).

13. Ray L.S.S., Zhou B., Suh S., Lukowicz P. A comprehensive evaluation of marker-based, markerless methods for loose garment scenarios in varying camera configurations // Frontiers in Computer Science. 2024. URL: <https://www.frontiersin.org/journals/computer-science/articles/10.3389/fcomp.2024.1379925/full> (дата звернення 24.06.2026).

14. Edwards N.A., et al. The Validity and Usability of Markerless Motion Capture and Inertial Measurement Units for Quantifying Dynamic Movements // Medicine & Science in Sports & Exercise. 2025. URL: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39733226/> (дата звернення 24.06.2026).

15. Bini R.R., et al. Markerless motion analysis in sports and exercise // Journal of Sports Sciences. 2026. URL: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/02640414.2026.2661158> (дата звернення 15.06.2026)

16. Lafayette T.B.G., et al. Validation of Angle Estimation Based on Body Tracking Data from RGB-D and RGB Cameras for Biomechanical Assessment // *Sensors*. 2022. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/23/1/3> (дата звернення 24.06.2026).

17. Pereira D.R., et al. Markerless Pixel-Based Pipeline for Quantifying 2D Lower Limb Kinematics During Squatting: A Preliminary Validation Study // *Biomechanics*. 2025. Vol. 6, No 1. URL: <https://www.mdpi.com/2673-7078/6/1/1> (дата звернення 19.06.2026)

18. Al-Baitar L.M.I., et al. Concurrent Validity and Reliability of MediaPipe Pose Estimation for Kinematic Analysis of the Clean Lift in Physical Education Students // *Jurnal Pendidikan Kepelatihan Olahraga: PEJUANG*. 2026. URL: <https://journalpejuang.web.id/index.php/jurnalpkopejuang/article/view/85> (дата звернення 19.06.2026).

19. Balci I.C., et al. Reliability assessment of markerless technologies in biomechanical motion analysis: a performance comparison // *Frontiers in Sports and Active Living*. 2025. Vol. 7. URL: <https://www.frontiersin.org/journals/sports-and-active-living/articles/10.3389/fspor.2025.1712332/full> (дата звернення 23.06.2026).

20. Darici O., Cabak C., Wong J.D. A low-cost markerless motion capture system to automate functional gait assessment: Feasibility study // *PLOS One*. 2025. Vol. 21, No 6. URL: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0346606> (дата звернення 23.06.2026).