

НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ

**«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»**

Факультет біомедичної інженерії

Кафедра біомедичної інженерії

«На правах рукопису»
УДК 004.93'1:615.8

До захисту допущено:

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Медична інженерія»

зі спеціальності 163 «Біомедична інженерія»

на тему: «Система відстеження рухів кисті людини під час реабілітації»

Виконала:

студентка II курсу, групи ЗМ-41мп
Степаненко Ніна Олександрівна

Науковий керівник:

с.н.с., к.т.н., доцент кафедри БМІ
Дубко Андрій Григорович

Рецензент:

Доцент каф. ББЗЛ, к.т.н., доцент,
Антонова-Рафі Юлія Валеріївна

Засвідчую, що у цій магістерській дисертації
немає запозичень з праць інших авторів без
відповідних посилань.

Студент _____

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Факультет біомедичної інженерії
Кафедра біомедичної інженерії

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 163 «Біомедична інженерія»

Освітньо-професійна програма «Медична інженерія»

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри

_____ Владислав ШЛИКОВ

«__» _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

на магістерську дисертацію студенту

Степаненко Ніні Олександрівні

1. Тема дисертації «Система відстеження рухів кисті людини під час реабілітації», науковий керівник дисертації Дубко Андрій Григорович, с.н.с., к.т.н., доцент кафедри БМІ, затверджені наказом по університету від «03» листопада 2025 р. № 4751-с
2. Термін подання студентом дисертації: «15» грудня 2025 р.
3. Об'єкт дослідження: рухи кисті людини, що відображають функціональний стан верхньої кінцівки та підлягають кількісній оцінці за допомогою безконтактних систем відстеження на основі глибинних сенсорів і алгоритмів комп'ютерного зору.
4. Предмет дослідження: алгоритми, методи та технічні засоби реєстрації, фільтрації й аналізу рухів кисті, оснований на даних глибинного сенсора Kinect та алгоритмах комп'ютерного зору для формування кількісних кінематичних показників у реабілітаційних застосуваннях.
5. Перелік завдань, які потрібно розробити: проаналізувати сучасні сенсорні технології та підходи до реєстрації рухів кисті, дослідити будову й технічні характеристики глибинного сенсора Kinect, розробити архітектуру програмної

системи відстеження рухів, реалізувати методи фільтрації та попередньої обробки координат ключових точок, визначити кінематичні параметри та методи їх обчислення, сформуванати методологію аналізу й візуалізації рухів у реабілітаційних умовах, а також розробити концепцію стартап-продукту з відповідною бізнес-моделлю.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: електронна презентація PowerPoint, схеми будови сенсорів Kinect 1.0 та 2.0, оптична схема формування глибинного зображення, приклади роботи алгоритмів трекінгу кисті, структурна та блок-схеми системи, зразки глибинних карт і лендмарків, графіки кінематичних параметрів, візуалізація траєкторій та результати тестування точності.

7. Орієнтовний перелік публікацій:

1) Stepanenko N., Dubko A. Motion tracking systems in rehabilitation: a comparative analysis of sensor technologies, algorithmic methods, and clinical relevance. *International Science Journal of Engineering & Agriculture*. 2025; 4(6): 72–100. DOI: 10.46299/j.isjea.20250406.06.

2) Степаненко Н.О., Дубко А.Г. Інтеграція алгоритмів OpenPose і MediaPipe з сенсором Kinect для тривимірного відстеження рухів верхніх кінцівок у реабілітаційних системах. Матеріали конференції «МЦНД». Полтава, Україна, 28 листопада 2025 р. DOI: 10.62731/mcnd-28.11.2025.008.

3) Степаненко Н., Дубко А. Оцінка чутливості сенсорних технологій до зовнішніх впливів у системах контролю рухової активності пацієнтів. *Біомедична інженерія і технологія*. 2025; 4(19). DOI: <https://doi.org/10.20535/.2025.19.341521>.

8. Дата видачі завдання: 03.11.2025

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Дослідження літературних джерел з цифрових систем реєстрації та аналізу рухів кисті	Вересень – жовтень 2025	Виконано
2	Огляд та ознайомлення з апаратним забезпеченням (Kinect) і програмними інструментами (MediaPipe, OpenCV, Python)	Вересень – жовтень 2025	Виконано
3	Формування теоретичного підґрунтя: опрацювання принципів роботи глибинних сенсорів, алгоритмів комп'ютерного зору та методів кінематичного аналізу	Вересень – листопад 2025	Виконано
4	Розроблення архітектури системи, реалізація алгоритмів фільтрації та обробки даних, визначення кінематичних параметрів та проведення первинного тестування	Жовтень – листопад 2025	Виконано
5	Створення програмного модуля для аналізу рухів кисті, тестування точності, моделювання реабілітаційних сценаріїв і формування результатів дослідження	Листопад 2025	Виконано
6	Оформлення магістерської дисертації	Листопад – грудень 2025	Виконано
7	Проходження нормоконтролю	Грудень 2025	Виконано
8	Отримання рецензії та відгуку на роботу	Грудень 2025	Виконано
9	Оформлення презентації	Грудень 2025	Виконано
10	Оформлення супровідних документів	Грудень 2025	Виконано
11	Подання супровідних документів	Грудень 2025	Виконано
12	Захист МД в ЕК	Грудень 2025	Виконано

Студент

Ніна СТЕПАНЕНКО

Науковий керівник

Андрій ДУБКО

АНОТАЦІЯ

Обсяг магістерської дисертації налічує 89 сторінок, представлено 25 ілюстрації та 13 таблиць. Загалом було опрацьовано 91 джерело.

Робота присвячена розробленню програмної системи для цифрового моніторингу рухів кисті на основі глибинного сенсора Kinect та алгоритмів комп'ютерного зору. Актуальність теми зумовлена потребою у точних, доступних та відтворюваних засобах контролю моторики верхньої кінцівки у пацієнтів після інсультів, черепно-мозкових травм та ортопедичних втручань. Існуючі клінічні методи оцінювання часто обмежені суб'єктивністю, тоді як лабораторні маркерні системи є дорогими та малопридатними для широкої реабілітаційної практики. Розвиток markerless-технологій відкриває можливість створення ефективних систем кількісного аналізу рухів у реальних умовах, що обґрунтовує значущість проведеного дослідження.

Робота виконана у межах плану науково-дослідних робіт кафедри біомедичної інженерії НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського», спрямованих на створення інтелектуальних технологій медичної реабілітації.

Метою дисертації є створення концепції та програмної реалізації системи цифрового моніторингу рухів кисті, що забезпечує реєстрацію 3D-координат та автоматичний розрахунок кінематичних показників на основі даних Kinect і MediaPipe Hands. Для досягнення мети визначено та вирішено такі задачі: аналіз сучасних технологій відстеження рухів; дослідження будови та характеристик Kinect 1.0/2.0; розроблення архітектури системи; формування метрик моторики; реалізація алгоритмів фільтрації та аналітичної обробки; оцінювання точності алгоритму лендмаркінгу; побудова концепції впровадження системи у вигляді перспективного медичного виробу.

Об'єкт дослідження — рухи кисті людини у процесі реабілітації.

Предмет дослідження — методи та технічні засоби реєстрації, обробки та аналізу рухів кисті на основі глибинного сенсора та алгоритмів комп'ютерного зору.

Методи дослідження включають аналітичний огляд літератури; програмну реалізацію алгоритмів у Python; застосування MediaPipe Hands та OpenCV; математичні методи аналізу кінематичних параметрів; експериментальне оцінювання точності за показниками MAE, RMSE, кутових похибок та стабільності сигналу; структурно-функціональний аналіз вимог до медичних виробів.

Наукова новизна полягає у формуванні архітектури markerless-системи відстеження рухів кисті з автоматизованим розрахунком кінематичних метрик, удосконаленні методики валідації точності лендмаркінгу та структуризації вимог до функціональних характеристик перспективної реабілітаційної системи.

Практичне значення результатів полягає у розробленні програмної реалізації системи моніторингу рухів кисті, що забезпечує реєстрацію 21 ключової точки кисті, обчислення реабілітаційних показників, збереження даних та побудову візуалізацій динаміки відновлення. Результати можуть бути використані у клінічних та домашніх програмах реабілітації.

Апробація результатів здійснена на наукових конференціях та семінарах.

Публікації. Основні результати дисертації опубліковані у трьох наукових працях:

1. Stepanenko N., Dubko A. International Science Journal of Engineering & Agriculture, 2025.
2. Степаненко Н.О., Дубко А.Г. Матеріали конференції «МЦНД», 2025.
3. Степаненко Н., Дубко А. Біомедична інженерія і технологія, 2025.

Ключові слова: реабілітація кисті, комп'ютерний зір, глибинна камера Kinect, MediaPipe Hands, кінематичний аналіз, markerless відстеження рухів, цифрова реабілітація, медичний виріб, стартап-проект.

ABSTRACT

The volume of the master's thesis comprises 89 pages and includes 25 figures and 13 tables. A total of 91 sources were reviewed.

The work focuses on the development of a software system for digital monitoring of hand motion using the Kinect depth sensor and computer vision algorithms. The relevance of the topic is determined by the increasing need for accurate, accessible, and reproducible tools for assessing upper-limb motor function in patients after stroke, traumatic brain injury, and orthopedic interventions. Existing clinical scales often rely on subjective assessment, while laboratory marker-based systems are expensive and unsuitable for routine rehabilitation practice. The rapid development of markerless technologies makes it possible to create effective motion-tracking systems applicable in clinical and home settings, which substantiates the significance of this research.

The thesis was carried out within the research plan of the Department of Biomedical Engineering of the National Technical University of Ukraine “Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute,” in the framework of developing intelligent technologies for medical rehabilitation.

The aim of the thesis is to develop the concept and software implementation of a digital system for hand-motion monitoring that captures 3D coordinates and automatically computes kinematic metrics using data from Kinect and MediaPipe Hands. To achieve this aim, the following tasks were solved: analysis of modern motion-tracking technologies; investigation of the structure and characteristics of Kinect 1.0 and Kinect 2.0; development of the system architecture; selection and formalisation of motor-function metrics; implementation of filtering and analytical algorithms; evaluation of landmark-detection accuracy; and development of a conceptual model for implementing the system as a prospective medical device.

The object of the study is human hand motion during rehabilitation.

The subject of the study is the methods and technical means for recording, processing, and analysing hand motion using a depth sensor and computer vision algorithms.

The research methods include analytical review of scientific literature; software implementation in Python; the use of MediaPipe Hands and OpenCV; mathematical methods for describing and analysing kinematic parameters; experimental accuracy assessment using MAE, RMSE, angular errors, and stability indices; and structural-functional analysis of medical-device requirements.

The scientific novelty lies in the development of an architecture for a markerless hand-tracking system with automated computation of clinically relevant kinematic metrics, the improvement of landmark-validation methodology, and the structured formulation of functional and regulatory requirements for a prospective rehabilitation system.

The practical significance of the results lies in the developed software solution, which captures 21 hand landmarks, calculates rehabilitation metrics, stores data in standardised formats, and visualises recovery dynamics. The results may be used in clinical and home-based rehabilitation programs and serve as a foundation for further development of medical devices.

The results of the thesis were presented at scientific conferences and seminars.

Publications. The main results of the thesis were published in three scientific works:

1. Stepanenko N., Dubko A. International Science Journal of Engineering & Agriculture, 2025.
2. Stepanenko N.O., Dubko A.H. Proceedings of the “MCND” Conference, 2025.
3. Stepanenko N., Dubko A. Biomedical Engineering and Technology, 2025.

Keywords: hand rehabilitation, computer vision, Kinect depth camera, MediaPipe Hands, kinematic analysis, markerless motion tracking, digital rehabilitation, medical device, startup concept.

ЗМІСТ

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ.....	11
ВСТУП.....	12
РОЗДІЛ 1. ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА	14
1.1 Практичне використання систем відстеження рухів у медичній діагностиці та реабілітації.....	14
1.2 Застосування систем відстеження рухів у діагностиці	19
1.3 Біомеханіка кисті.....	22
1.4 Технічні та функціональні особливості приладів для контролю рухової активності під час реабілітації	28
1.5 Будова та функціональні компоненти глибинних сенсорів Kinect	30
Висновок до розділу 1	33
РОЗДІЛ 2. МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ РОЗРОБКИ	34
2.1. Матеріальна база дослідження	34
2.2. Програмне середовище та інструменти.....	37
2.3. Методи фільтрації та попередньої обробки сигналів.....	39
2.4. Кінематичні параметри, що підлягають аналізу.....	42
Висновок до розділу 2	46
РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА МОДЕЛІ СИСТЕМИ РЕАБІЛІТАЦІЇ КИСТІ.....	47
3.1 Архітектура системи та вибір інструментів.....	47
3.2 Алгоритм обробки даних та обчислювані метрики.....	49
3.3 Перевірка точності алгоритму відстеження рухів кисті	53
3.4 Підготовка програмного середовища та реалізація підсистеми відстеження рухів кисті на основі MediaPipe Hands	56
Висновок до розділу 3	58
РОЗДІЛ 4. РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ РУХІВ КИСТІ.....	59
4.1 Підготовка та тестування сенсорного модуля Kinect.....	59

4.2 Реалізація підсистеми відстеження рухів кисті	60
4.3 Реабілітаційні вправи та їх параметри оцінювання	61
4.4 Аналіз результатів тестування	62
Висновок до розділу 4	64
РОЗДІЛ 5. СТАРТАП ПРОЄКТ	65
5.1 Концепція та актуальність стартап-проєкту.....	65
5.2 Опис продукту та його цінність для користувача.....	66
5.3 Аналіз ринку та цільових користувачів	68
5.4 Бізнес-модель та план реалізації продукту	71
5.5 Ризики, регуляторні вимоги та перспективи розвитку	75
Висновок до розділу 5	78
ВИСНОВКИ	79
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	81
ДОДАТОК А.....	90
ДОДАТОК Б.....	92

СПИСОК УМОВНИХ СКОРОЧЕНЬ

- AI — Artificial Intelligence (штучний інтелект).
- CSV — Comma-Separated Values, текстовий табличний формат.
- FHIR — Fast Healthcare Interoperability Resources, стандарт медичного обміну даними.
- GPU — Graphics Processing Unit (графічний процесор).
- IMU — Inertial Measurement Units (інерціальні вимірювальні блоки).
- IR — Infrared (інфрачервоний діапазон).
- Kinect — глибинний сенсор Microsoft для RGB- та depth-знімання.
- MCP — Metacarpophalangeal Joint (п'ястково-фаланговий суглоб).
- PIP — Proximal Interphalangeal Joint (проксимальний міжфаланговий суглоб).
- OpenCV — Open Source Computer Vision Library, бібліотека комп'ютерного зору.
- RGB — Red, Green, Blue; модель кольорового зображення.
- RGB-D — кольорове зображення з глибинною картою.
- ROM — Range of Motion (амплітуда рухів).
- SL — Structured Light (технологія структурованого світла).
- TE — Trajectory Error (інтегральна похибка траєкторії).
- TensorFlow — бібліотека глибинного навчання.
- Python — мова програмування, що використовується для реалізації системи..
- MediaPipe — фреймворк Google для безмаркерного визначення лендмарків
- MediaPipe Hands — модель для визначення 21 ключової точки кисті.
- NumPy — бібліотека Python для числових обчислень.
- Pandas — бібліотека Python для роботи з табличними даними.

ВСТУП

У сучасних умовах стрімкого зростання кількості пацієнтів із порушеннями моторики, спричиненими інсультами, травмами та ортопедичними втручаннями, особливої важливості набувають технології, здатні забезпечити точний та відтворюваний контроль рухів верхньої кінцівки. За даними ВООЗ, понад 2,4 млрд людей потребують реабілітації, а порушення функції кисті спостерігається у переважної більшості пацієнтів із неврологічними ушкодженнями, що істотно обмежує самообслуговування та якість життя. Традиційні клінічні методи оцінювання рухів спираються на суб'єктивне спостереження терапевта і не забезпечують достатньої кількісної точності, що ускладнює моніторинг динаміки відновлення. На цьому тлі зростає потреба у цифрових системах, здатних проводити безконтактне та стандартизоване вимірювання рухів у реальному часі. Маркерні лабораторні комплекси дають високу точність, але є дорогими та малодоступними, тоді як markerless-технології на основі глибинних сенсорів і комп'ютерного зору дозволяють досягати оптимального балансу між точністю та доступністю [1]. Глибинні камери сімейства Kinect у поєднанні з алгоритмами лендмаркінгу (MediaPipe Hands, OpenPose) забезпечують визначення положення ключових точок кисті з похибкою, прийнятною для реабілітаційного аналізу, що підтверджено сучасними дослідженнями та клінічними оглядами [2 – 5]. Поєднання таких даних із методами цифрової обробки та пояснюваний штучний інтелект створює передумови для формування об'єктивних метрик рухів і автоматизованого моніторингу прогресу пацієнтів у клініці й домашніх умовах.

Необхідність проведення даного дослідження зумовлена потребою у доступних, точних та відтворюваних засобах кількісної оцінки рухів кисті, здатних замінити дорогі лабораторні системи та інтегруватися в сучасні телереабілітаційні моделі.

Тема дисертації: Система відстеження рухів кисті людини під час реабілітації

Мета магістерської дисертації: розроблення системи контролю рухової активності під час реабілітації на базі глибинної камери Microsoft Kinect, здатної забезпечити об'єктивну оцінку амплітуди, швидкості та плавності рухів кисті.

Об'єктом дослідження є рухи кисті людини, що характеризують функціональний стан верхньої кінцівки у процесі реабілітації.

Предметом дослідження є алгоритми й технічні засоби реєстрації, обробки та аналізу рухів кисті на основі даних глибинного сенсора та методів комп'ютерного зору.

Завдання та задачі:

1. проаналізувати сучасні методи та сенсорні технології реєстрації рухів верхньої кінцівки й обґрунтувати вибір глибинного сенсора Kinect;

2. дослідити апаратну будову та принципи роботи Kinect 1.0/2.0, визначити їх технічні особливості й джерела похибок;

3. розробити архітектуру програмної системи відстеження рухів кисті на основі алгоритмів комп'ютерного зору;

4. реалізувати методики попередньої обробки, фільтрації та стабілізації координат ключових точок;

5. визначити та формалізувати кінематичні параметри, що характеризують рухи кисті в реабілітації;

6. сформулювати загальну методологічну схему аналізу рухів та принципи візуалізації результатів;

7. розробити концепцію стартап-продукту, включно з бізнес-моделлю, ринковим аналізом і регуляторними вимогами.

РОЗДІЛ 1

ТЕОРЕТИЧНА ЧАСТИНА

1.1 Практичне використання систем відстеження рухів у медичній діагностиці та реабілітації

Системи відстеження рухів, що застосовуються у реабілітаційній практиці, поділяються на три основні групи: маркерні оптичні комплекси, безмаркерні системи комп'ютерного зору та інерційні сенсорні платформи. Їх використання забезпечує об'єктивну оцінку рухової активності, відхилення від норми та прогрес відновлення після неврологічних чи ортопедичних пошкоджень [2, 6, 7].

Маркерні оптичні системи, такі як Vicon та OptiTrack, забезпечують високу просторову точність і використовуються як еталон у клінічних дослідженнях. Однак вони потребують спеціалізованих лабораторних умов, фіксації маркерів на тілі пацієнта та мають високу вартість, що обмежує їх практичне застосування у повсякденній реабілітації (Рис. 1.1) [8, 9].



Рисунок 1.1 — Приклад маркерної та інерційної систем для відстеження рухів верхньої кінцівки [10]

На рисунку 1.1 показано різні конфігурації сенсорних систем, що застосовуються для реєстрації рухів руки. На рисунках 1.1 (a) та (b) продемонстровано розташування маркерів Vicon на передній та задній поверхнях плеча, передпліччя та в ділянці променево-ліктьового суглоба, що використовується для оптичного рухового аналізу. На зображенні 1.1 (c) наведено приклад встановлення інерційних IMU-датчиків у поєднанні з контролерами Vive у пацієнта після інсульту; додатково видно електроміографічні сенсори для реєстрації м'язової активності. На зображенні 1.1 (d) представлено приклад розташування опорних камер Vive у приміщенні для забезпечення точного відстеження положення кінцівки пацієнта під час сидіння [10].

Безмаркерні системи комп'ютерного зору, включаючи Microsoft Kinect, Leap Motion та камери з алгоритмами глибинного навчання, дозволяють виконувати реєстрацію рухів без фізичного контакту. Ці системи забезпечують достатню точність для аналізу діапазону рухів, координації та моторного прогресу, що робить їх перспективними для телереабілітації й домашнього використання [1, 11, 12]. Особливо важливими є рішення, здатні відстежувати рухи кисті та пальців, оскільки саме тонка моторика є ключовим індикатором відновлення після інсульту та травм (Рис. 1.2) [13].

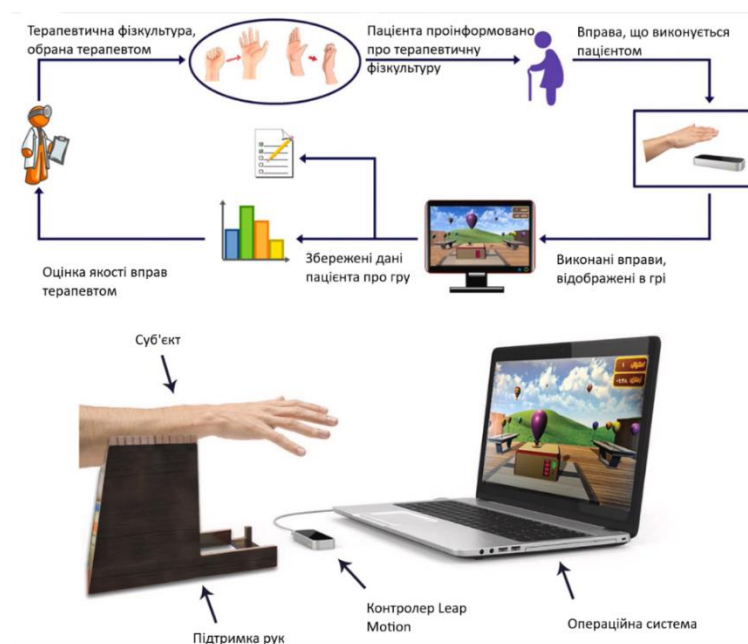


Рисунок 1.2 — Приклад безмаркерного трекінгу кисті на основі Leap Motion [14]

На рисунку 1.2 представлено приклад використання безмаркерної системи відстеження рухів кисті на основі контролера Leap Motion у поєднанні з реабілітаційним ігровим середовищем. У верхній частині схеми показано послідовність реабілітаційного процесу: терапевт обирає необхідну вправу, пацієнт отримує інструкцію та виконує рухи, які розпізнаються сенсором і транслюються у віртуальну гру, після чого результати зберігаються та можуть бути оцінені фахівцем. Нижня частина ілюструє апаратну конфігурацію: кисть пацієнта розташована на спеціальній підставці, а контролер Leap Motion зчитує просторову траєкторію пальців та передає її до комп'ютера, де відбувається візуалізація та аналіз виконання вправ. Такий підхід дозволяє проводити відстеження рухів без використання маркерів і носимих сенсорів, забезпечує високу точність рухів дрібної моторики та підтримує ігрову мотиваційну складову реабілітації [14].

Інерційні системи (Рис. 1.3), представлені платформами Xsens, Perception Neuron та медичними IMU-комплексами, базуються на акселерометрах, гіроскопах та магнітометрах. Їх перевагами є висока частота знімання та можливість роботи без візуального контакту, однак вони мають недолік у вигляді накопичення похибки (drift) і потребують фіксації на тілі пацієнта [15, 16].



Рисунок 1.3 — Складові IMU-систем (Perception Neuron) [7]

На рисунку 1.3 представлено приклад інерціальної системи відстеження рухів Perception Neuron, яка використовує мережу мініатюрних IMU-сенсорів (Inertial Measurement Units) для реєстрації просторового положення сегментів тіла. Система складається з набору сенсорних модулів Neuron, що кріпляться на кінцівки, тулуб та кисті за допомогою еластичних фіксуєчих ременів. Центральний модуль Hub забезпечує живлення, синхронізацію та передачу даних до комп'ютера. На кисті застосовується окрема glove-платформа, що дозволяє фіксувати рухи пальців та дрібної моторики. Передача сигналу здійснюється у режимі реального часу, а вимірювання базуються на поєднанні даних акселерометрів, гіроскопів та магнітометрів з подальшою Sensor fusion обробкою для відтворення кінематики руху у тривимірному просторі. Така архітектура дозволяє відтворювати повний скелетний трекінг без зовнішніх камер, забезпечуючи мобільність, високу частоту дискретизації та можливість використання у клінічних та домашніх умовах реабілітації [7].

Окрему групу формують комерційні реабілітаційні рішення, такі як HandTutor, Pablo System, RehaWatch та інші, що поєднують трекінг рухів, ігрову взаємодію та протоколи терапії [17, 18].

Таблиця 1.1 – Порівняння систем відстеження рухів кисті у реабілітації [7, 17, 18]

Система	Призначення	Тип сенсорів	Параметри, що вимірюються	Точність / роздільність	Клінічне застосування	Особливості
HandTutor	Реабілітація кисті та пальців	Вбудовані датчики згину	ROM, швидкість, координація пальців	до 1° кутової похибки	Інсульт, ЧМТ, ортопедія	Вправи з біофідбеком, сертифікація CE
PABLO® System (Tyromotion)	Відновлення хвату та функцій передпліччя	Сенсори сили + трекінг рухів	сила хвату, напрямок руху, плавність	висока чутливість (0.1 N)	Неврологічні ураження, парези	Ігрові модулі, мультисегментна оцінка
Rehawatch (Hasomed)	Аналіз рухів верхніх кінцівок	Інерційні IMU-датчики	кутові зміни, ROM, симетрія	2–3° похибки	Діагностика + динамічний моніторинг	Автоматичні звіти, порівняння з нормою

У таблиці 1.1 наведено порівняльний аналіз трьох сучасних комерційних систем, що використовуються для відстеження рухів кисті та верхніх кінцівок у реабілітаційній практиці. HandTutor орієнтований на відновлення дрібної моторики пальців і використовує вбудовані датчики згину для вимірювання амплітуди рухів, швидкості та координації. Висока точність реєстрації (до одного градуса) та наявність біологічного зворотного зв'язку роблять систему придатною для пацієнтів після інсульту та черепно-мозкових травм.

PABLO System поєднує сенсори сили хвату та трекінг напрямку руху, що дозволяє оцінювати м'язовий контроль і плавність рухів передпліччя. Висока чутливість сенсорів (до 0.1 N) та модульна ігрова взаємодія забезпечують застосування у пацієнтів із неврологічними порушеннями та парезами (ослаблення довільних рухів, неповний параліч якого-небудь м'язу, групи м'язів.).

RehaWatch базується на інерційних IMU-датчиках, що дають змогу вимірювати кутові зміни, амплітуду ROM та симетрію рухів з типовою похибкою 2–3°. Система здатна формувати автоматизовані аналітичні звіти та співставляти отримані дані з нормованими показниками, що є корисним для динамічного контролю реабілітації.

Наведене порівняння демонструє, що хоча всі системи забезпечують різні аспекти моторного аналізу, жодна з них не поєднує безконтактне тривимірне відстеження, покадровий аналіз траєкторій та можливість оцінювання рухів у домашніх умовах без носимих сенсорів. Це обґрунтовує доцільність розробки програмного рішення на основі Kinect та комп'ютерного зору, орієнтованого саме на реєстрацію рухів кисті під час реабілітації.

Порівняння доступних технологій свідчить, що жодна з них не є універсальною. Маркерні системи мають найвищу точність, але обмежену доступність; інерційні — мобільні, але схильні до похибок; безмаркерні системи на основі комп'ютерного зору забезпечують оптимальний баланс між точністю, комфортом та вартістю, що робить їх найбільш придатними для персоналізованої реабілітації. Саме до цієї категорії належить технологічний підхід, реалізований у межах даної роботи [19].

1.2 Застосування систем відстеження рухів у діагностиці

У сучасній медичній діагностиці точність візуалізації значною мірою залежить від здатності системи компенсувати або контролювати рухи пацієнта. Під час проведення магнітно-резонансної томографії та комп'ютерної томографії навіть мінімальні зміщення анатомічних структур можуть спричинити артефакти, зниження контрастності, розмиття та втрату діагностичної інформативності зображень [20, 21]. Тому у клінічній практиці широко застосовуються системи відстеження рухів, які дозволяють або попереджати рухові артефакти, або компенсувати їх у процесі реконструкції.

Одним із ключових підходів у МРТ (магнітно-резонансна томографія) є використання зовнішніх оптичних систем відстеження положення голови та тулуба пацієнта. Такі системи включають маркерні та безмаркерні рішення, що працюють на основі інфрачервоних камер і дозволяють фіксувати мікрорухи з точністю до часток міліметра [22]. Зазвичай камери встановлюються у МРТ-приміщенні таким чином, щоб бачити носимий фідуціальний маркер, закріплений на голові пацієнта. Приклад такої системи наведено на рисунку 1.4: дві інфрачервоні камери спрямовані у бік тунелю магніту, а пацієнт лежить у голівці котушки з маркером, видимим у полі зору обох камер. Це забезпечує можливість точного відстеження рухів у режимі реального часу та інтеграцію з алгоритмами *prospective motion correction* (PMC), які коригують траєкторію зчитування сигналу безпосередньо під час сканування (Рис. 1.4) [22].

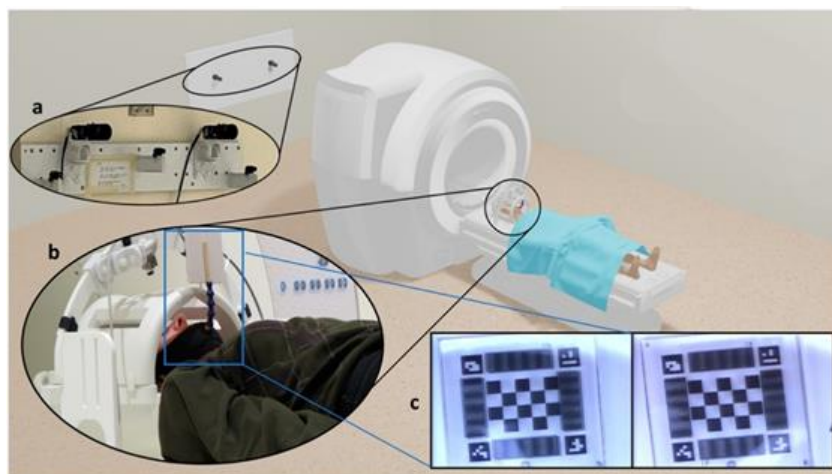


Рисунок 1.4 – Приклад оптичної системи відстеження рухів у МРТ: а – дві камери встановлені на задній стіні в магнітній кімнаті, звернені до отвору магніту; b – учасник лежить у головній котушці, на нього встановлено портативний пристрій із прикріпленим опорним маркером; c – маркер видно в кожній камері, як показано внизу праворуч [22]

У КТ-системах (комп'ютерна томографія) контроль рухів найчастіше застосовується при обстеженні грудної клітки та черевної порожнини. Основним методом є *respiratory gating* — вимірювання дихальних циклів за допомогою зовнішніх сенсорів або глибини зображення, що дозволяє виконувати синхронізовану реконструкцію та зменшувати артефакти від дихання [23]. Додаткові системи використовують акселерометри або інерціальні датчики, які розміщуються на грудній клітці пацієнта для запису рухів у реальному часі.

Окремим напрямом є внутрішні маркери, що застосовуються для відстеження положення пухлин під час онкологічної діагностики та променевої терапії. Металеві фідуціальні мітки або контрастні маркери дозволяють підвищити точність локалізації біологічних структур і формують основу високоточного планування лікування [24].

На рисунку 1.5 представлено принцип роботи системи FAST Integrated Workflow, яка використовує FAST 3D Camera для автоматичного розпізнавання положення тіла пацієнта та вибору оптимальних параметрів сканування. Технологія включає три

основні етапи: (1) FAST Isocentering — автоматичне визначення правильного ізоцентру та оптимізація дозового навантаження; (2) FAST Range — коректне визначення анатомічної зони, що підлягає скануванню, та формування необхідного діапазону реконструкції; (3) FAST Direction — вибір правильного напрямку сканування відповідно до анатомічних особливостей та клінічного запиту. Система забезпечує точне та відтворюване позиціонування, зменшує кількість повторних знімків і покращує якість КТ-зображень (Рис. 1.5) [25].

Інтегрований робочий процес FAST

Інтегрований робочий процес FAST з 3D-камерою FAST поєднаний з функціями FAST, що дозволяє автоматизоване позиціонування пацієнта з більшою точністю та легкістю

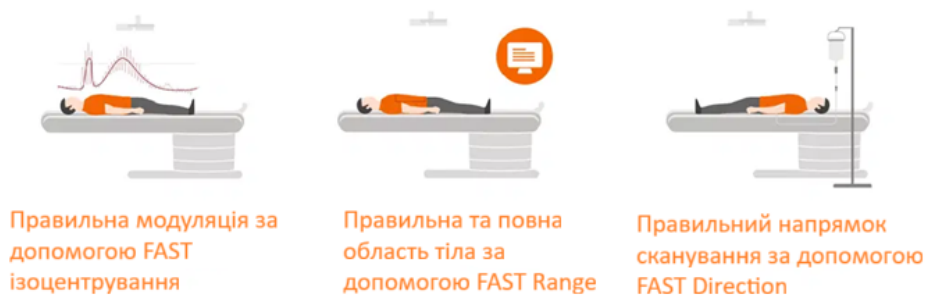


Рисунок 1.5 – Схема роботи FAST Integrated Workflow для автоматизованого позиціонування пацієнта перед КТ-скануванням [25]

Порівняльний аналіз готових рішень показує, що системи для МРТ мають вищі вимоги до безпеки та повної відсутності металевих компонентів, тоді як КТ-системи орієнтовані на дихальний та перистальтичний рух. Узагальнені параметри наведено у таблиці 1.2.

Таблиця 1.2 – Порівняння методів відстеження рухів у МРТ та КТ [25 – 29]

Параметр	МРТ	КТ
Типи рухів	Мікрорухи голови й тулуба	Дихальні рухи, рух діафрагми
Основні методи	Оптичне маркерне/безмаркерне відстеження; РМС; навігатори	Respiratory gating; 4D-CT; зовнішні сенсори; fiducial-tracking
Апаратні засоби	ІЧ-камери, фідучіальні мітки, системи МРТ/Kineticor	Дихальні пояси, ІЧ-сенсори (RPM), FAST 3D Camera
Принцип роботи	Вимірювання руху → корекція сигналу під час сканування	Реєстрація дихальної кривої → синхронізація сканування
Переваги	Висока точність, корекція у реальному часі	Зменшення артефактів дихання, придатність для грудної/абдомінальної зони
Обмеження	МР-сумісність, обмеження щодо металу	Залежність від стабільності дихання, не фіксує мікрорухи
Клінічні сфери	Нейровізуалізація, дитяча МРТ	Онкологія, грудна клітка, живіт

Використання систем контролю рухів у діагностиці показує, що потреба в точному вимірюванні та компенсації рухів є такою ж критичною, як і у процесі реабілітації. Це створює концептуальний зв'язок між клінічною діагностикою та моніторингом моторики — в обох випадках рух є фактором, що визначає достовірність оцінки стану пацієнта. Саме це обґрунтовує актуальність розробки системи відстеження рухів кисті на основі комп'ютерного зору, яка може бути інтегрована не лише у реабілітаційні протоколи, але й у оцінку функціональних рухових порушень до або після діагностичних процедур.

1.3 Біомеханіка кисті

Кисть людини є однією з найскладніших біомеханічних структур опорно-рухового апарату, оскільки забезпечує виконання точних маніпуляцій, формування силових і прецизійних захватів, стабілізацію положення тіла та реалізацію сенсорної інтеграції з довкіллям. Біомеханіка кисті охоплює кінематичні, м'язово-сухожильні й нейромоторні механізми, що визначають амплітуду рухів, узгодженість сегментарної роботи пальців і силу захвату. Порушення цих механізмів, спричинені інсультом,

травмами, нейропатіями або ортопедичними втручаннями, призводять до суттєвого зниження функціональної автономності пацієнта та потребують об'єктивного методологічного інструментарію для оцінки відновлення [30 – 42].

Анатомічно кисть включає зап'ястковий комплекс, п'ясткові кістки та фаланги пальців, рухи яких забезпечуються суглобами MCP, PIP і DIP (Рис. 1.6). Кожен із цих суглобів має специфічні осі обертання й характерні діапазони рухів, а стабільність та точність моторних патернів забезпечуються скоординованою роботою довгих і коротких згиначів, розгиначів, міжкісткових м'язів і сухожильних структур [33].

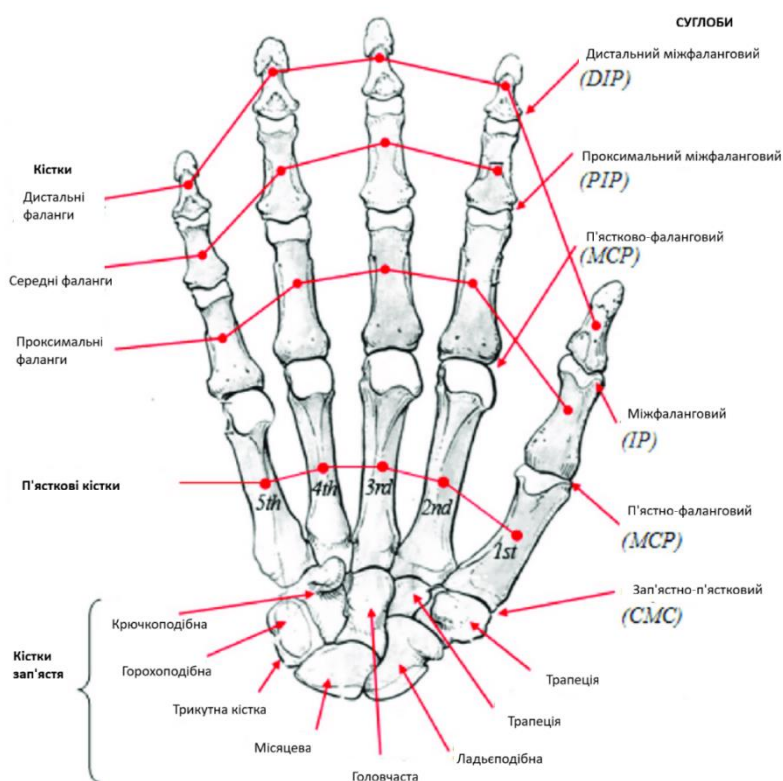


Рисунок 1.6 – Анатомічна будова кисті людини та основні суглоби (CMC, MCP, PIP, DIP) [35]

Для формалізації рухів кисті застосовується кінематична модель багатоланкової системи, у якій положення кожного ланмарка подається у вигляді тривимірного вектора

$$P_i(t) = \begin{pmatrix} x_i(t) \\ y_i(t) \\ z_i(t) \end{pmatrix}, \quad (1.1)$$

де $P_i(t)$ — тривимірний вектор положення i -го анатомічного лендмарка кисті в момент часу t [33];

$x_i(t), y_i(t), z_i(t)$ — координати лендмарка у просторі, отримані з оптичної або RGB-D системи відстеження;

i — індекс ключової точки (наприклад, MCP2, PIP3, DIP1, кінчик пальця, зап'ясток);

t — дискретний час реєстрації кадру (у системах відстеження зазвичай частота складає 30–60 Hz).

Кут у суглобі обчислюється через скалярний добуток векторів двох суміжних сегментів

$$\theta(t) = \arccos\left(\frac{\vec{u}(t) \cdot \vec{v}(t)}{\|\vec{u}(t)\| \|\vec{v}(t)\|}\right), \quad (1.2)$$

де $\theta(t)$ — кут у суглобі (MCP, PIP або DIP) у момент часу t ;

$\vec{u}(t)$ — вектор, що описує напрямок першого сегмента (наприклад, фаланга PIP–MCP);

$\vec{v}(t)$ — вектор другого сегмента (наприклад, фаланга DIP–PIP);

$\vec{u} \cdot \vec{v}$ — скалярний добуток векторів;

$\|\vec{u}(t)\|$, $\|\vec{v}(t)\|$ — норми векторів (довжини сегментів), що забезпечують нормалізацію.

Формула дозволяє обчислювати динамічну зміну кута між сегментами пальця, що є критично важливим для оцінки згинання/розгинання [33] та дає змогу кількісно описувати згинання й розгинання пальців у часі.

Діапазон руху (ROM) визначається як різниця між максимальним і мінімальним значеннями кута

$$ROM = \max(\theta(t)) - \min(\theta(t)), \quad (1.3)$$

ROM — діапазон руху у конкретному суглобі пальця;

$\max(\theta(t))$ — максимальне значення кута протягом виконання руху;

$\min(\theta(t))$ — мінімальне значення кута за той самий період.

Діапазон руху є базовим показником оцінки функціонального стану суглобів. Нормативні значення для здорової кисті становлять приблизно 85–90° для MCP, 100–110° для PIP та 70–80° для DIP суглобів (Рис. 1.7) [35].



Рисунок 1.7 — Нормативні діапазони рухів у променево-зап'ястковому суглобі та суглобах кисті [38]

Біомеханіка захвату визначається співвідношенням активних і пасивних сил, які генеруються згиначами та розгиначами пальців. Сила стискання описується рівнянням 1.4.

$$F_{grip} = \sum_{i=1}^n F_{flex,i} - F_{ext,i}, \quad (1.4)$$

де F_{grip} — загальна результуюча сила захвату кисті;

$F_{flex,i}$ та $F_{ext,i}$ — сили відповідних м'язових груп пальця i . Рухи опозиції великого пальця, абдукції та прецизійного стискання є ключовими біомеханічними маркерами відновлення нейромоторного контролю й широко застосовуються у клінічній діагностиці [37].

Сучасні реабілітаційні підходи включають аналіз не лише амплітуди рухів, але й параметрів плавності, стабільності та координації. Для цього визначають показник $jerk$ — третю похідну координати за часом

$$J(t) = \frac{d^3x(t)}{dt^3}, \quad (1.5)$$

де $J(t)$ — миттєвий $jerk$, третя похідна координати за часом, що характеризує “ривковість” руху;

$x(t)$ — координата вибраного сегмента руки або кисті у часі.

Індекс плавності руху

$$SI = \frac{1}{1 + \int |J(t)| dt}, \quad (1.6)$$

де SI — інтегральний індекс плавності руху (чим ближче до 1 — тим плавніший рух);

$|J(t)|$ — абсолютне значення jerk, що враховує усі коливання без компенсації знаку;

$\int |J(t)| dt$ — інтегральна оцінка неплавності руху за час виконання завдання.

Та помилку траєкторії

$$TE = \int \|P_{\text{реальна}}(t) - P_{\text{еталон}}(t)\| dt, \quad (1.7)$$

TE — інтегральна похибка траєкторії;

$P_{\text{реальна}}(t)$ — фактична траєкторія руху, отримана з вимірювань Kinect/MediaPipe;

$P_{\text{еталон}}(t)$ — еталонна траєкторія здорової кисті чи шаблонного руху;

$\|P_1 - P_2\|$ — евклідова відстань між точками у тривимірному просторі.

Це дає змогу оцінювати якість моторного контролю, виявляти патологічні патерни та відстежувати динаміку відновлення [38]. Порушення рухів кисті характеризуються зменшенням амплітуди, асиметрією сегментної роботи, зміною ритмічності, збільшенням відхилення траєкторій та зниженням здатності утримувати стабільне положення.

Біомеханічний аналіз є основою для побудови алгоритмів цифрового моніторингу рухів. У цьому проєкті система на основі Kinect і MediaPipe використовує кінематичні характеристики MCP і RIP суглобів, амплітуду стиснення, міжпальцеві відстані, а також показники плавності та стабільності. Такі параметри мають високу клінічну значимість, відповідають сучасним підходам до оцінки моторного відновлення і є придатними для інтеграції у цифрові реабілітаційні протоколи.

1.4 Технічні та функціональні особливості приладів для контролю рухової активності під час реабілітації

Контроль рухової активності є ключовим компонентом сучасних реабілітаційних технологій, оскільки забезпечує можливість об'єктивного оцінювання відновлення моторних функцій, динаміки прогресу та ефективності терапевтичних втручань [36]. Традиційні методи, серед яких стереофотограмметрія, електроміографія та стандартизовані клінічні шкали (Fugl-Meyer Assessment, Action Research Arm Test), демонструють високу точність і валідність вимірювань, однак потребують використання дорогого обладнання та спеціалізованих лабораторних умов, що обмежує їхнє застосування у рутинній клінічній практиці та домашній реабілітації [40, 41].

Розвиток цифрових технологій стимулював створення доступніших засобів контролю рухів, серед яких інерційні сенсори, безмаркерві оптичні системи та телереабілітаційні комплекси з біологічним зворотним зв'язком [5, 42 – 44]. Інерційні вимірювальні модулі (IMU), що поєднують акселерометри, гіроскопи та магнітометри, відзначаються портативністю, низькою вартістю та можливістю використання в домашніх умовах. Водночас вони схильні до кутового дрейфу та накопичення похибок під час довготривалого вимірювання, що вимагає застосування фільтрів та алгоритмів корекції [43].

Безмаркерві оптичні системи, серед яких камери глибини Microsoft Kinect та Intel RealSense, забезпечують безконтактне тривимірне відстеження рухів, що робить їх придатними для моніторингу кінематики верхньої кінцівки. Основними обмеженнями цього підходу є залежність від умов освітлення, наявність тіней та обмежена точність при складних або швидких рухах [9, 42, 46]. Електромеханічні системи — екзоскелети, роботизовані рукавички та сенсоризовані ортези — забезпечують найбільшу точність відтворення рухів, але залишаються дорогими, громіздкими та потребують професійного налаштування.

Комбіновані рішення, що поєднують IMU та оптичний трекінг, дозволяють компенсувати недоліки кожного з підходів і забезпечують оптимальний баланс між точністю, стабільністю вимірювань та зручністю використання [43, 47]. Такі системи здатні забезпечувати неперервний збір даних у реальному часі та відтворювати кінематичні характеристики рухів із високою відтворюваністю.

Ефективність сенсорних комплексів значною мірою визначається можливістю подальшої обробки даних за допомогою алгоритмів машинного навчання. Класифікаційні та регресійні моделі, зокрема Random Forest, згорткові нейронні мережі (CNN) та довготривалі рекурентні мережі (LSTM), застосовуються для автоматизованого розпізнавання рухових патернів, прогнозування успішності реабілітації та розрахунку кінематичних індикаторів [47, 48]. Візуалізація рухів у режимі реального часу, інтерактивні інтерфейси та використання ігрових сценаріїв із біологічним зворотним зв'язком сприяють підвищенню мотивації пацієнтів і пришвидшують відновлення рухової функції [49].

Пристрої для реєстрації рухів повинні відповідати медико-технічним вимогам щодо безпеки, точності, ергономіки та сумісності з клінічними протоколами. До ключових критеріїв належать відповідність стандартам IEC 60601 та ISO 14971, клінічна валідність отриманих показників, можливість інтеграції з медичними інформаційними системами (HL7, FHIR), простота використання та доступність застосування в домашніх умовах [50 – 53]. Систематизовані вимоги наведено у таблиці 1.3.

Таблиця 1.3 – Основні медико-технічні вимоги [49, 50 – 53]

Критерій	Вимоги
Безпека	Відповідність IEC 60601, ISO 14971; відсутність шкідливого випромінювання
Ефективність	Клінічна валідність показників, відтворюваність результатів
Сумісність	Інтеграція з медичними інформаційними системами (HL7, FHIR)
Ергономіка	Простота використання, мінімальний час підготовки
Мобільність	Використання у домашніх умовах без спеціального навчання

Системи моніторингу рухової активності також потребують узгодженої взаємодії апаратної частини (сенсорні модулі, контролери, канали передачі даних) та програмного забезпечення (фільтрація, обчислення кінематичних параметрів, інтерфейси візуалізації). Структурну схему функціонування пристрою подано в Додатку А (Рис. А.1), де відображено обмін сигналами між сенсорними блоками, обчислювальним модулем і компонентами користувацького інтерфейсу [45].

Відповідність розробленого пристрою вимогам, наведеним у таблиці 1.2, а також забезпечення коректної інтеграції сенсорних модулів із програмним середовищем є необхідними умовами його практичного застосування та подальшого використання у клінічних або домашніх реабілітаційних протоколах [44, 50]. Це формує підґрунтя для створення концептуальної моделі системи реєстрації рухів пацієнта та визначення подальших напрямів її вдосконалення [39, 41].

1.5 Будова та функціональні компоненти глибинних сенсорів Kinect

Сенсори Microsoft Kinect першого та другого покоління належать до безконтактних оптико-електронних систем тривимірного відстеження положення тіла, що поєднують збір візуальної інформації у форматі RGB та отримання карти глибини сцени. Їхня робота базується на різних технологічних принципах формування глибинного зображення, що визначає точність, стійкість та придатність до використання у клінічних та реабілітаційних застосуваннях. Дослідження сучасних систем глибинної реконструкції підтверджують, що обидва покоління Kinect забезпечують валідні дані для аналізу рухів, однак мають суттєві конструктивні та алгоритмічні відмінності [30 – 32].

Kinect першого покоління працює на основі технології інфрачервоної структурованої підсвітки. ІЧ-проектор створює на поверхні сцени шаблон із псевдовипадкової решітки, а інфрачервона камера реєструє спотворення цієї структури. На основі триангуляції формується карта глибини, що дає змогу оцінювати

просторове положення об'єктів у режимі реального часу [33]. Конструктивно пристрій складається з модуля RGB-камери з роздільною здатністю 640×480 пікселів, інфрачервоного проєктора з фіксованим шаблоном підсвічування, ІЧ-сенсора для реконструкції глибини, мікрофонного масиву для визначення напрямку звуку та цифрового блока обробки сигналів. Робочий діапазон сенсора становить у середньому 0,8–4,0 м, а типова точність вимірювання глибини сягає 8–12 мм у центральній зоні сцени.

Для реабілітаційних задач Kinect 1.0 демонструє достатню якість відстеження загальних рухів верхньої кінцівки, проте його ефективність зменшується при роботі з дрібними об'єктами, зокрема пальцями кисті. Це пов'язано з обмеженою роздільною здатністю сенсора глибини та підвищеною залежністю від зовнішнього освітлення, що призводить до нестабільності реконструкції дрібних деталей сцени [35]. На рисунку 1.8 представлено внутрішню будову сенсора Kinect v.1.0.

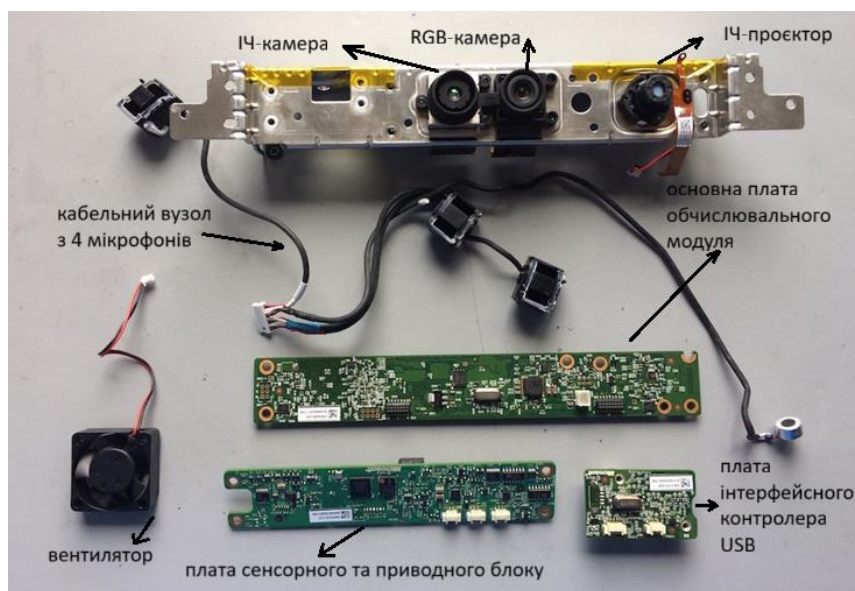


Рисунок 1.8 — Внутрішня будова сенсора Microsoft Kinect 1.0 [54]

Сенсор другого покоління використовує технологію Time-of-Flight (ToF), що ґрунтується на вимірюванні часу повернення модульованого інфрачервоного сигналу від поверхні об'єкта. Це дає змогу оцінювати відстань без необхідності аналізу

структурованих шаблонів, забезпечуючи вищу точність і стабільність глибинної реконструкції [55]. Основні конструктивні елементи представлені ToF-сенсором глибини з роздільною здатністю 512×424 пікселів, RGB-камерою формату Full HD (1920×1080), розширеним мікрофонним масивом, апаратним блоком синхронізації сигналів та модулями аналого-цифрового перетворення фази інфрачервоного випромінювання.

Перехід до ToF-технології суттєво покращує точність отримання контурів кисті, фаланг і міжфалангових суглобів. Згідно з експериментальними дослідженнями, похибка реконструкції у робочому діапазоні 0,5–3,5 м може зменшуватися до 2–4 мм, що відкриває можливості для оцінювання амплітуди рухів, суглобових кутів та показників дрібної моторики, які є критичними під час реабілітації (Рис. 1.9) [3].

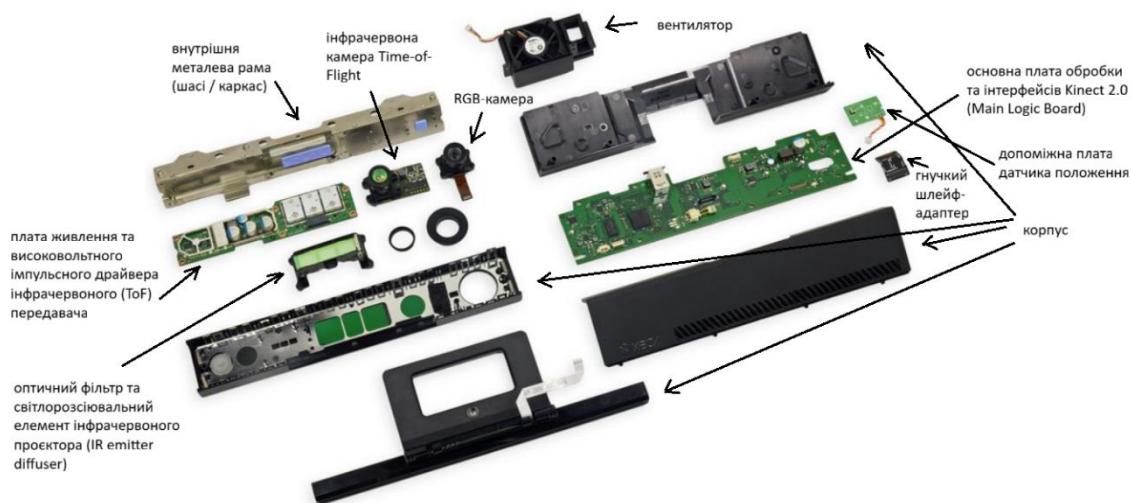


Рисунок 1.9 — Внутрішня будова сенсора Microsoft Kinect 2.0 [63]

Порівняння Kinect 1.0 та Kinect 2.0 демонструє принципову різницю у точності, стійкості та здатності реєструвати дрібні рухи кисті (Табл. 1.4). Перше покоління забезпечує прийнятний аналіз глобальних рухів верхньої кінцівки, однак має обмеження при роботі з тонкими структурами та невеликими амплітудами. Натомість Kinect другого покоління дозволяє отримувати дані, достатні для оцінювання ROM, сегментарних траєкторій пальців та просторової конфігурації кисті в режимі

реального часу. Зниження шуму глибинної карти та зменшення артефактів забезпечує вищу точність у задачах, що потребують деталізованої кінематичної реконструкції.

Таблиця 1.4 – Порівняння технічних характеристик Kinect 1.0 та Kinect 2.0

Параметр	Kinect 1.0	Kinect 2.0
Технологія глибини	Структурована ІЧ-підсвітка	Time-of-Flight
Глибина (роздільна здатність)	320×240	512×424
RGB-камера	640×480	1920×1080
Типова похибка глибини	8–12 мм	2–4 мм
Робоча дистанція	0,8–4,0 м	0,5–3,5 м
Чутливість до освітлення	Висока	Низька
Деталізація пальців і кисті	Обмежена	Висока
Стійкість глибинної карти	Помірна	Висока
Придатність для аналізу ROM	Обмежена	Висока
Оцінка загальної точності	Середня	Висока

У практичному застосуванні для відстеження рухів кисті Kinect 2.0 є переважним завдяки високій точності та стабільності. У той же час Kinect 1.0 зберігає значення у дослідницьких та навчальних проєктах, зокрема через доступність, підтримку відкритих драйверів та сумісність з алгоритмами комп'ютерного зору, зокрема MediaPipe Hands та іншими моделями, що здатні компенсувати недоліки апаратної частини.

Висновок до розділу 1

Аналіз сучасних технологій контролю рухів засвідчив, що найбільш перспективними для застосування в реабілітації є безконтактні оптичні системи та комбіновані рішення, які поєднують глибинні сенсори й алгоритми комп'ютерного зору. Камери на основі технології Time-of-Flight, зокрема Microsoft Kinect 2.0, забезпечують високу точність реконструкції рухів кисті та дозволяють формувати клінічно значущі показники. Поєднання глибинних даних із машинним навчанням створює основу для об'єктивного моніторингу моторики та подальшої розробки ефективних цифрових реабілітаційних систем.

РОЗДІЛ 2

МАТЕРІАЛ І МЕТОДИ РОЗРОБКИ

2.1. Матеріальна база дослідження

Матеріальна база дослідження охоплює апаратні та програмні засоби, необхідні для побудови безконтактною системи реєстрації рухів кисті на основі глибинного сенсора Microsoft Kinect for Windows v1 (Kinect 1.0). Сенсор працює за принципом структурованого інфрачервоного освітлення, у межах якого інфрачервоний проєктор формує на поверхні об'єкта спеціальний структурований патерн, а інфрачервона камера фіксує його деформації для обчислення глибини в кожній точці зображення [11]. Такий метод забезпечує отримання глибинної карти з роздільністю 640×480 пікселів і частотою 30 кадрів за секунду, що є достатнім для реєстрації просторової динаміки рухів кисті у реабілітаційних дослідженнях.

Конструктивно Kinect 1.0 складається з трьох оптичних модулів (Рис. 2.1): RGB-камери, інфрачервоної камери та інфрачервоного проєктора, інтегрованих у єдиний корпус. Поєднання глибинного та кольорового каналів дозволяє одночасно аналізувати геометричну структуру кисті та її зовнішні контури. Важливою перевагою Kinect є можливість безконтактною реєстрації рухів без застосування маркерів або кріплень, що виключає вплив додаткових пристроїв на природні рухові стратегії пацієнта, що є критичним у реабілітаційних протоколах.



Рисунок 2.1 — Оптична схема сенсора Kinect 1.0 (RGB-камера, IR-камера, IR-проектор) [3]

Робоча зона сенсора становить приблизно 0,8–4,0 м, проте максимальна точність досягається в діапазоні 0,8–1,5 м, де щільність глибинних точок є найвищою. Експериментальні дослідження показують, що типовою похибкою Kinect 1.0 є зміщення координат у межах 10–15 мм під час статичних і динамічних рухів у ближній зоні сенсора [3, 57]. Такий рівень точності є прийнятним для оцінювання кінематики зап'ястя та пальців, оскільки основні реабілітаційні показники — амплітуда, траєкторія та швидкість руху — визначаються відносними змінами координат у часі, а не абсолютним положенням кисті.

Функціонування сенсора забезпечується персональним комп'ютером, який виконує обробку відеопотоку та реалізацію алгоритмів комп'ютерного зору в режимі реального часу. Програмне середовище побудоване на основі Python з використанням бібліотек MediaPipe, OpenCV, NumPy та Pandas, які забезпечують обчислення координат ключових точок кисті, фільтрацію даних, розрахунок кінематичних параметрів та формування візуального інтерфейсу для моніторингу рухів під час реабілітаційної сесії. Технічні характеристики сенсора представлені в таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 — Технічні характеристики сенсора Microsoft Kinect 1.0

Характеристика	Параметр
Тип сенсора	RGB-D сенсор на основі структурованого інфрачервоного освітлення (structured light)
Глибина (Depth)	
Метод отримання глибини	Структуроване інфрачервоне освітлення + триангуляція
Довжина хвилі ІЧ-проектора	830–850 нм
Тип ІЧ-камери	Чутлива до NIR CMOS-матриця
Роздільна здатність глибинного каналу	640 × 480 пікселів
Частота глибинного кадру	30 fps
Робочий діапазон	0,8 – 4,0 м
Оптимальний діапазон	0,8 – 1,5 м
Типова похибка	10–15 мм у ближній зоні
RGB-канал	
Тип камери	RGB CMOS
Роздільна здатність	640 × 480 пікселів
Частота кадру	30 fps
Кут огляду	57° (горизонтальний), 43° (вертикальний)
Аудіосистема	
Тип мікрофонів	Масив із 4 цифрових мікрофонів
Призначення	Локація джерела звуку, шумозаглушення
Обробка даних	
Глибина обробки	Процесор PrimeSense PS1080
Функції	Обчислення глибини, синхронізація RGB–Depth, стиснення даних
Інтерфейси та живлення	
Інтерфейс передачі даних	USB 2.0
Напруга живлення	12 В
Споживана потужність	~10 Вт
Фізичні параметри	
Розміри	28 × 7 × 6,5 см
Маса	~420 г

Об'єктом дослідження виступають рухи кисті, які найчастіше застосовуються у клінічній реабілітаційній практиці: згинання та розгинання у зап'ясті, радіальне та ульнарне відхилення, а також рухи пронації та супінації передпліччя. Ці рухи рекомендовані Американською асоціацією терапевтів кисті (ASHT) як стандартні для функціональної оцінки моторики після травм верхньої кінцівки [58].

Матеріальна база також включає робоче середовище з контрольованим освітленням, яке мінімізує вплив зовнішніх світлових перешкод на точність глибинної

камери, та нерухоме кріплення сенсора, що усуває вібраційні артефакти. Правильне позиціонування Kinect у вертикальній площині та фіксована відстань до кисті забезпечують оптимальну якість глибинних даних і сталість умов під час повторних досліджень.

2.2. Програмне середовище та інструменти

Програмне середовище системи для реєстрації та аналізу рухів кисті базується на інтеграції сучасних інструментів комп'ютерного зору, числових методів і засобів візуалізації, що забезпечують обробку даних у режимі реального часу. Центральною платформою є мова програмування Python, яка завдяки модульній структурі, широкій підтримці наукових бібліотек та сумісності з різними апаратними конфігураціями стала стандартом у біомедичних дослідженнях і клінічних реабілітаційних системах [59]. У межах Python реалізуються алгоритми обробки глибинних зображень, математичної фільтрації, визначення кінематичних параметрів та формування інтерфейсу користувача.

Основою для роботи з відеоданими є бібліотека OpenCV, яка забезпечує синхронізоване захоплення RGB- та глибинного потоку, їх попередню корекцію та відтворення кадрів у реальному часі. OpenCV містить великий набір оптимізованих алгоритмів комп'ютерного зору, що забезпечують високу продуктивність при обробці поточкових даних і широко застосовуються у медичних та інженерних системах [60]. Стабільність OpenCV робить її доцільною для використання в інтерактивних реабілітаційних комплексах, де критично важливою є мінімальна затримка між вимірюванням та візуалізацією.

Для точного визначення положення кисті застосовується фреймворк MediaPipe Hands, який реалізує двоетапну модель на основі глибинних нейронних мереж. На першому етапі виконується детекція кисті на RGB-зображенні, після чого модель лендмаркінгу обчислює координати 21 ключової анатомічної точки у двовимірному

або наближеному тривимірному представленні. Алгоритмічна оптимізація MediaPipe для роботи на центральному процесорі забезпечує низьку затримку та стабільну обробку в реальному часі без використання графічних прискорювачів, що є важливою перевагою для систем, орієнтованих на динамічну реєстрацію рухів у реабілітаційній практиці [4].

Математичні обчислення виконуються засобами бібліотеки NumPy, яка забезпечує високошвидкісну роботу з багатовимірними масивами та використовується для розрахунку швидкостей і прискорень, нормалізації рухових траєкторій, визначення кутових параметрів та аналізу плавності руху. Для роботи зі структурованими даними, зокрема часовими рядами, та для формування експорту результатів у табличні формати застосовується бібліотека Pandas, яка забезпечує відтворюваність і контрольованість усіх етапів обробки [61, 62].

Візуалізація результатів здійснюється за допомогою бібліотеки Matplotlib, що дозволяє формувати траєкторні криві, графіки амплітуди і швидкості рухів, гістограми варіабельності та часові діаграми. Застосування Matplotlib дає змогу створювати графічні матеріали у векторному форматі, придатні для включення до дисертаційних розділів, клінічних звітів і технологічної документації [63].

Для удосконалення цифрової обробки сигналів у системі використовується бібліотека SciPy, яка містить широкий спектр алгоритмів фільтрації, спектрального аналізу, інтерполяції та числової оптимізації. Застосування фільтрів Баттерворта, Чебишева та Савицького–Голя забезпечує можливість адаптивного згладжування шумових флуктуацій, характерних для глибинних сенсорів, що суттєво підвищує точність кінематичних розрахунків у режимі реального часу [64].

У межах перспективного розвитку системи можливе застосування фреймворків TensorFlow Lite та PyTorch Mobile, які дозволяють інтегрувати моделі машинного навчання для класифікації рухових патернів, прогнозування траєкторії відновлення або автоматичної оцінки якості виконання вправ. Завдяки роботі на локальних пристроях такі моделі забезпечують високу автономність та не потребують віддалених

обчислювальних ресурсів, що є важливим для портативних реабілітаційних комплексів [65, 66].

Для аналізу глибинних даних та хмар точок може використовуватися бібліотека PCL (Point Cloud Library), яка забезпечує інструменти для просторової реконструкції структури кисті, оцінювання геометричних параметрів та фільтрації тривимірних даних. Подібні алгоритми широко застосовуються у медичній візуалізації, біомеханічному аналізі та робототехнічних системах, де потрібна точна просторова реєстрація об'єкта [67].

Система може бути інтегрована з рушіями Unity або Unreal Engine, які дають змогу створювати віртуальні та гейміфіковані реабілітаційні середовища. Використання цих платформ забезпечує формування інтерактивних сценаріїв терапії, покращує мотивацію пацієнтів та дозволяє поєднувати кількісні параметри рухів із високоякісним візуальним зворотним зв'язком [68, 69].

Програмне середовище представляє собою багаторівневу інтегровану платформу, у межах якої об'єднані засоби комп'ютерного зору, цифрової обробки сигналів, машинного навчання та візуалізації даних. Така архітектура забезпечує реєстрацію, фільтрацію та аналіз рухів у реальному часі та створює технологічний фундамент для подальшого розвитку системи у напрямі інтелектуалізованих реабілітаційних методик.

2.3. Методи фільтрації та попередньої обробки сигналів

Методи фільтрації та попередньої обробки сигналів є визначальними для забезпечення точності, стабільності та відтворюваності роботи системи аналізу рухів кисті. Дані, отримані як із глибинного сенсора, так і з алгоритмів комп'ютерного зору, містять випадкові та систематичні шуми, що виникають внаслідок варіацій освітлення, мікрорухів пацієнта, недосконалості моделей детекції та апаратних обмежень. Тому застосування багаторівневих методів фільтрації є необхідною умовою формування

чистих, інформативних і клінічно значущих даних для виконання кінематичного аналізу.

На початковому етапі обробці піддається відеопотік, отриманий від RGB-камери та глибинного сенсора. Попередня фільтрація включає згладжування за допомогою Гаусового фільтра, нормалізацію яскравості та корекцію контрасту з метою зменшення впливу шумів високої частоти та підвищення стабільності виділення контурів. Бібліотека OpenCV забезпечує високопродуктивні реалізації цих алгоритмів, що робить її ефективною для використання у системах реального часу, зокрема в реабілітаційних комплексах, де важлива мінімальна затримка між реєстрацією та аналізом [60].

Після визначення координат ключових точок кисті за допомогою алгоритмів розпізнавання виконується фільтрація часових рядів просторових координат. Ці дані особливо чутливі до дрібних флуктуацій, які можуть суттєво впливати на результати обчислення швидкостей, прискорень та інших похідних параметрів руху. Одним із найбільш поширених підходів є експоненційне згладжування, яке базується на рекурсивному оновленні значень з урахуванням попереднього стану. Такий метод ефективно зменшує випадкові коливання без значного збільшення затримки та широко використовується в системах трекінгу для аналізу швидкоплинних біомеханічних сигналів [61].

Для задач, що потребують більш високої точності відтворення траєкторій рухів, застосовуються цифрові фільтри нижніх частот, насамперед фільтр Баттерворта. Цей фільтр забезпечує рівномірну амплітудно-частотну характеристику та ефективно усуває шумові компоненти, що виникають під час швидких рухів або тимчасового зниження точності трекінгу. Ефективність фільтра Баттерворта підтверджена численними дослідженнями з цифрової обробки сигналів та біомеханічного аналізу рухів кінцівок [70].

У випадках, коли важливо зберегти дрібні локальні особливості руху та точність обчислення похідних, доцільним є застосування фільтра Савицького–Голея. Його

принцип ґрунтується на поліноміальній апроксимації локальних сегментів сигналу, що забезпечує одночасне згладжування та збереження ключових характеристик траєкторії, включно зі швидкістю та прискоренням. Завдяки цій властивості фільтр Савицького–Ґоля рекомендується для високоточного аналізу рухів пальців і зап'ястя, де дрібні зміни координат мають суттєве значення [71].

Не менш важливою складовою попередньої обробки є нормалізація координат. Оскільки рухи можуть виконуватися на різних відстанях від сенсора або під різними кутами, координати приводяться до локальної системи відліку — найчастіше відносно зап'ястя або центру мас кисті. Такий підхід забезпечує інваріантність щодо абсолютного положення кисті у просторі й уможливорює порівняння результатів як між різними пацієнтами, так і між різними сеансами. У біомеханічних дослідженнях нормалізація є стандартною процедурою для забезпечення порівнюваності та стабільності результатів [72].

У системі також використовуються додаткові методи обробки, зокрема інтерполяція пропущених значень, яка застосовується при тимчасовій втраті трекінгу окремих лендмарків, та адаптивна фільтрація, що дозволяє автоматично змінювати параметри згладжування залежно від інтенсивності руху. Поєднання цих підходів дає можливість формувати гладкі, стабільні та відтворювані часові ряди, необхідні для подальшого обчислення кінематичних параметрів, включаючи амплітуду, швидкість, прискорення та плавність руху.

Комплексне застосування описаних методів фільтрації забезпечує отримання високоякісних даних, мінімізує похибки вимірювань, усуває нестабільності, властиві глибинним сенсорам і алгоритмам комп'ютерного зору, та створює передумови для виконання об'єктивного кількісного аналізу моторної функції кисті у реабілітаційних системах.

2.4. Кінематичні параметри, що підлягають аналізу

Аналіз кінематичних параметрів є ключовим елементом розробленої системи кількісного оцінювання рухів кисті, оскільки саме ці показники забезпечують об'єктивний, відтворюваний і стандартизований опис моторної функції. Кінематичні характеристики формуються на основі координат ключових точок кисті, отриманих за допомогою алгоритмів комп'ютерного зору. На їх основі визначаються параметри, що традиційно використовуються у клінічній біомеханіці для оцінювання стану суглобів, моторного контролю та динаміки відновлення після травм чи неврологічних порушень [72].

На рисунку 2.3 подано загальну методологічну схему роботи системи аналізу рухів кисті, яка відображає повний цикл обробки даних — від захоплення RGB- та глибинного потоку сенсором Kinect 1.0 до первинної обробки, детекції лендмарків, фільтрації координат, розрахунку кінематичних параметрів, візуалізації результатів та формування вихідних структурованих даних. Схема демонструє послідовну взаємодію апаратних і програмних модулів, що забезпечує отримання достовірних та відтворюваних показників моторної активності кисті.



Рисунок 2.3 — Загальна методологічна схема роботи системи аналізу рухів кисті (створено у MS Visio)

В таблиці 2.2 представлені основні кінематичні параметри, необхідні для аналізу рухів кисті.

Таблиця 2.2 — Основні кінематичні параметри, методи їх обчислення та клінічне значення.

Параметр	Метод обчислення	Клінічне значення
Амплітуда рухів (ROM)	Різниця між максимальними та мінімальними координатами або кутами	Оцінка рухливості; зростання ROM свідчить про покращення функції
Тривалість руху	Час між початком та завершенням циклу	Маркер координації та швидкості виконання рухів
Час досягнення пікової швидкості (TPV)	Часова позиція максимального значення швидкості	Порушення TPV характерне для неврологічних дисфункцій
Лінійна/кутова швидкість	Перша похідна координат; для кожної осі окремо	Відображає темп і контроль рухів
Прискорення	Друга похідна координат у часі	Виявляє різкість, ривковість та нестабільність рухів
Плавність (jerk)	Третя похідна координат	Чутливий індикатор моторної координації; знижується при патології
Довжина траєкторії	Інтеграл від пройденої відстані між точками	Оцінка точності та надлишкових компенсацій
Варіабельність	Стандартне відхилення параметрів між повторами	Показник стабільності та моторного контролю
Кутові параметри суглобів	Кут між трьома анатомічними точками	Оцінка роботи пальців, дрібної моторики та координації

Першою групою параметрів є просторові характеристики, серед яких центральне місце займає амплітуда рухів (Range of Motion, ROM). Вона визначається як різниця між максимальними та мінімальними лінійними або кутовими координатами суглобів під час виконання руху. ROM є базовим показником рухливості та широко застосовується у клінічній практиці для визначення ступеня відновлення після травм, артритів, периферичних нейропатій та станів після інсульту. Його збільшення свідчить про прогрес реабілітації та ефективність лікувальних втручань [73].

До часових параметрів належать тривалість виконання руху та час досягнення пікової швидкості. Тривалість руху відображає здатність пацієнта виконувати вправу

у контрольованому темпі, а час досягнення пікової швидкості є чутливим індикатором порушень моторного планування. Подовження чи нерівномірність цих показників характерні для пацієнтів із неврологічними дисфункціями, включно з парезами та порушеннями сенсомоторної інтеграції.

Другу групу параметрів становлять динамічні показники: лінійна та кутова швидкість, а також прискорення. Швидкість визначається як перша похідна координат за часом, тоді як прискорення є другою похідною, що дозволяє виявити ривковість, нестабільність руху та труднощі в контролі темпу. У клінічній біомеханіці аналіз динамічних параметрів використовується для діагностики дискоординації та моторних порушень, оцінювання ефективності вправ та визначення рівня сформованості функціональних навичок [74].

Окреме значення має параметр плавності рухів, який визначається рівномірністю зміни швидкості та форми траєкторії. Одним із найбільш інформативних показників плавності є *jerk* — третя похідна координат за часом, що відображає імпульсивність та наявність мікроривків. Збільшення *jerk* є свідченням недостатнього моторного контролю, тоді як його зменшення вказує на стабілізацію рухових навичок. Вивчення плавності широко застосовується в реабілітаційній оцінці пацієнтів після інсульту та черепно-мозкових травм [75].

Траєкторні параметри включають довжину траєкторії, форму просторової кривої та ступінь відхилення від оптимальної лінії руху. Вони дозволяють аналізувати точність виконання рухів, наявність компенсаторних стратегій та нестабільність моторного патерну. Подовжена або хаотична траєкторія часто вказує на спроби пацієнта компенсувати слабкість або дефіцит контролю через задіяння додаткових сегментів руки, що є поширеним після інсульту та травм верхніх кінцівок.

Важливим аспектом є варіабельність рухів — показник, який характеризує стабільність виконання повторюваних завдань. Варіабельність обчислюється на основі стандартного відхилення амплітуди, швидкості, тривалості чи інших параметрів у межах серії вправ. Висока варіабельність свідчить про

дискоординованість та недостатнє моторне планування, тоді як її зменшення демонструє поступове формування стабільного рухового патерну і є позитивним терапевтичним маркером [76].

Кутові параметри суглобів, які визначаються на основі трьох анатомічних орієнтирів, дозволяють оцінювати згинання та розгинання пальців, міжфалангову координацію, рухливість зап'ястя та точність виконання дрібних рухів. Кутові характеристики є особливо цінними при аналізі тонкої моторики, що відіграє важливу роль у відновленні функціональної спроможності кисті в повсякденній діяльності.

Запропонована система аналізу рухів забезпечує визначення широкого спектра кінематичних параметрів, що охоплюють просторові, часові, швидкісні, траєкторні та кутові характеристики рухів кисті. Використання цих параметрів створює можливість для комплексної, об'єктивної та кількісної оцінки моторної активності пацієнта, точного відстеження динаміки відновлення та науково обґрунтованого супроводу реабілітаційного процесу.

Висновок до розділу 2

У розділі представлено матеріально-технічну базу, програмні інструменти та методи, необхідні для створення системи безконтактного відстеження рухів кисті. Обґрунтовано вибір сенсора Kinect 1.0, описано його характеристики та умови роботи. Наведено програмні засоби для захоплення, фільтрації та аналізу даних, а також методи обробки сигналів і кінематичні параметри, що підлягають оцінюванню. Сукупність цих компонентів забезпечує точну, стабільну й відтворювану роботу системи та створює фундамент для подальшого застосування у реабілітаційній практиці.

РОЗДІЛ 3

РОЗРОБКА МОДЕЛІ СИСТЕМИ РЕАБІЛІТАЦІЇ КИСТІ

3.1 Архітектура системи та вибір інструментів

Створення програмної системи для реабілітації кисті потребує побудови архітектури, здатної забезпечити точне відстеження рухів пальців у реальному часі, обчислення біомеханічних показників та формування зворотного зв'язку. Базовим конструктивним принципом є модульне розділення системи на незалежні шари, що дозволяє масштабувати функціональність, мінімізувати затримки обчислень та забезпечити відтворюваність результатів у клінічних сценаріях. Подібні багаторівневі архітектури застосовуються у сучасних системах клінічного комп'ютерного зору для аналізу рухів у фізичній та нейрореабілітації [5, 44, 48].

Архітектура розробленої системи включає чотири основні шари: отримання відеоданих, виділення ознак, обчислення метрик та шар візуалізації й збереження. Відеопотік надходить зі стандартної RGB-камери, що забезпечує роботу на звичайному персональному комп'ютері, або з глибинних камер, які можуть бути інтегровані для розширених сценаріїв (зокрема для оцінки положення кисті у тривимірному просторі). У сучасній літературі RGB-камери розглядаються як достатній інструмент для аналізу дрібної моторики, якщо використовується високоточний алгоритм маркерного чи безмаркерного відстеження [5, 48].

Виділення ознак реалізовано на базі бібліотеки MediaPipe Hands, яка забезпечує 21 ключову 3D-координату кисті на основі комбінованої CNN-архітектури з двома контурами: сегментом виявлення долоні та сегментом регресії лендмарків. Точність та швидкодія цього модуля підтверджені дослідженнями Google Research і незалежними робототехнічними та біомеханічними групами [5, 47]. Модель здатна працювати в режимі реального часу на CPU, що критично для реабілітаційних систем, де низька затримка (< 30 мс) покращує біозворотний зв'язок.

Після отримання нормованих координат виконується їх попередня обробка. Бібліотека OpenCV використовується для перетворень кольорів, стабілізації зображення, корекції перспективи та накладання графічних елементів. Уточнення траєкторій здійснюється шляхом застосування фільтрів згладжування, рекомендованих для рухового аналізу (зокрема One Euro Filter, Gaussian smoothing), які використовуються у сучасних роботизованих системах та motion capture платформах [47].

Усі обчислення ключових біомеханічних показників — ROM у суглобах, амплітуд і швидкостей рухів, міжпальцевих кутів, параметрів плавності (jerk, smoothness index), стабільності пози — виконуються у Python за допомогою бібліотек NumPy та Pandas, що забезпечують відтворюваність і точність чисельних обчислень. Подібний підхід широко застосовується у реабілітаційних дослідженнях із використанням комп'ютерного зору та аналізу рухів [44].

Вищий рівень архітектури забезпечує керування логікою вправ. Кожна вправа описується набором правил: допустимими діапазонами рухів, цільовими амплітудами, швидкістю виконання, критеріями завершення. Реалізація у вигляді окремих Python-модулів дозволяє доповнювати систему новими вправами без зміни базового коду, що відповідає принципам модульного та розширюваного програмного дизайну, рекомендованого у системах підтримки клінічної реабілітації [49].

Для інтеграції у клінічний або домашній робочий процес передбачено експорт параметрів у форматах CSV/Excel, що відповідає типовим вимогам медичних інформаційних систем. Збереження графіків кінематичних показників у форматі PNG дозволяє включати їх у медичні звіти та динамічні профілі пацієнтів. Такий підхід відповідає сучасним принципам цифрової реабілітації, коли дані повинні бути стандартизованими, придатними для довгострокового аналізу та зручними для клінічного інтерпретування [44].

На рисунку 3.1 представлена архітектура системи відстеження та аналізу рухів кисті під час реабілітації.



Рисунок 3.1 – Архітектура системи відстеження та аналізу рухів кисті під час реабілітації (створено у MS Visio)

Обраний технологічний стек забезпечує роботу системи у реальному часі на стандартних процесорах, високу відтворюваність алгоритмів і можливість масштабування. Архітектура допускає розширення за рахунок інтеграції нових сенсорів (IMU-модулі, ToF-камери), алгоритмів комп'ютерного зору або модулів біозворотного зв'язку, включно з аудіовізуальними підказками та гейміфікованими інтерфейсами. Це створює гнучку платформу для реабілітації кисті в умовах клініки та домашнього використання та відповідає сучасним підходам до цифрової медицини [44, 48, 49].

3.2 Алгоритм обробки даних та обчислювані метрики

Алгоритм функціонування системи базується на послідовній обробці відеопотоку з камери у реальному часі та визначенні положення кисті за допомогою бібліотеки MediaPipe Hands [5]. Отримані координати 21 точки (ландмарку) використовуються для обчислення кінематичних показників, які мають клінічну значимість у процесі реабілітації [43, 46].

Загальна структура обробки даних представлена на рисунку 3.2.

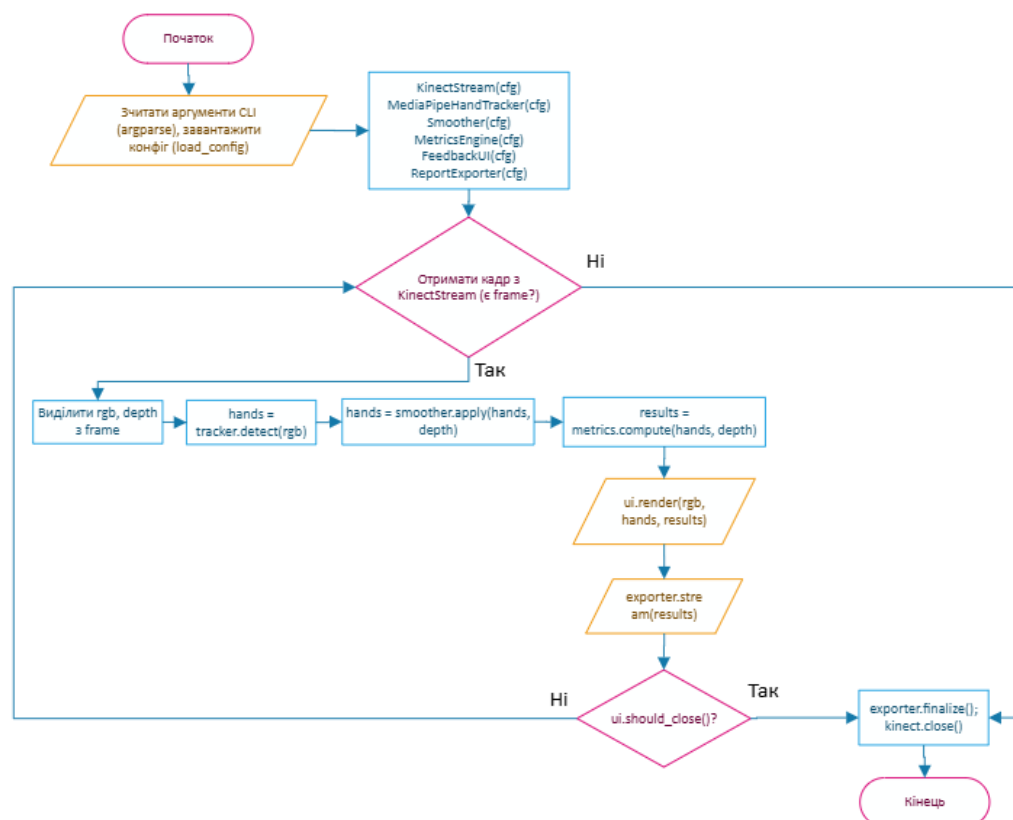


Рисунок 3.2 – Алгоритм обробки та аналізу рухів кисті (створено у MS Visio)

Робота алгоритму складається з таких етапів:

- 1) Отримання кадру – зчитування відеопотоку з камери (RGB або глибинного сенсора).
- 2) Попередня обробка – конвертація кольорової моделі, нормалізація зображення та усунення шумів.
- 3) Виявлення кисті та лендмарків – MediaPipe Hands визначає 21 контрольну точку кисті, які описуються координатами (3.1) [89]:

$$P_i(t) = (x_i(t), y_i(t), z_i(t)), i = 1, 2, \dots, 21, \quad (3.1)$$

де t — дискретний момент часу, i — номер лендмарку. Отриманий набір координат формує часову траєкторію руху кисті, що надалі використовується для аналітичних обчислень [1, 13].

4) Фільтрація координат — згладжування послідовностей для усунення флуктуацій за допомогою експоненційного фільтра (3.2):

$$S_i(t) = \alpha \cdot P_i(t) + (1 - \alpha) \cdot S_i(t - 1), \quad (3.2)$$

де $S_i(t)$ — згладжене значення, $\alpha \in [0, 1]$ — коефіцієнт фільтрації [43, 46].

5) Обчислення метрик руху, що використовуються для аналізу:

Амплітуда руху (3.3):

$$A_i = \max(P_i) - \min(P_i), \quad (3.3)$$

де A_i — амплітуда для суглоба i . Вона показує обсяг руху у просторі [10].

Швидкість (3.4):

$$v_i(t) = P_i(t + \Delta t) - P_i(t) \Delta t, \quad (3.4)$$

де Δt — інтервал часу між двома кадрами. Цей показник характеризує темп руху [40, 44].

Плавність (jerk) (3.5):

$$J_i(t) = \frac{d^3 P_i(t)}{dt^3}, \quad (3.5)$$

яка оцінює різкість змін швидкості; чим менше значення jerk, тим більш контрольованим є рух [43, 46].

Діапазон рухів (ROM) (3.6):

$$ROM_{ij} = \cos^{-1}((P_i - P_c) \cdot \frac{P_j - P_c}{\|P_i - P_c\| \cdot \|P_j - P_c\|}), \quad (3.6)$$

де P_c — точка центру обертання (суглоб), i, j — послідовні сегменти пальця. Цей параметр відображає кутову гнучкість суглобів [43, 46].

б) Вивід та збереження результатів – усі розраховані показники записуються у CSV-файли для подальшого клінічного аналізу, побудови графіків і оцінки динаміки відновлення [44].

Для забезпечення коректності математичної обробки даних у процесі аналізу рухів кисті використовуються формальні визначення основних кінематичних параметрів. Узагальнені математичні вирази, що застосовуються для обчислення амплітуди, швидкості, прискорення, плавності (jerk), довжини траєкторії та кутових характеристик, наведені у таблиці 3.1.

Таблиця 3.1 — Формули основних кінематичних параметрів системи аналізу рухів кисті

Параметр	Формула
Амплітуда рухів (ROM)	$A = \max(P) - \min(P)$
Лінійна швидкість	$v(t) = \frac{P(t + \Delta t) - P(t)}{\Delta t}$
Прискорення	$a(t) = \frac{d^2 P}{dt^3}$
Плавність (jerk)	$J(t) = \frac{d^3 P}{dt^3}$
Кут між сегментами (суглобовий ROM)	$\theta = \cos^{-1}\left(\frac{(P_i - P_c)(P_j - P_c)}{\ P_i - P_c\ \ P_j - P_c\ }\right)$
Довжина траєкторії	$L = \sum_{t=1}^N \ P(t) - P(t-1)\ $
Варіабельність	$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N} \sum (P - \bar{P})^2}$
Час досягнення пікової швидкості (TPV)	$TPV = \arg \max v(t)$

Для візуалізації структури лендмарків і їх розташування на поверхні кисті у роботі використано схему, подану на рисунку 3.3 (схематична модель кисті з 21 точкою MediaPipe Hands). Це зображення дозволяє співвіднести анатомічні точки з відповідними індексами у формулах та забезпечує наочне розуміння геометрії сегментів, що використовуються при обчисленні кутових і траєкторних показників.

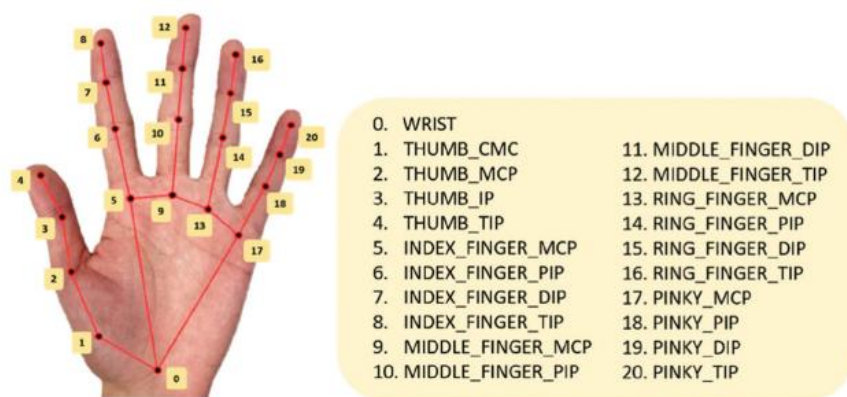


Рисунок 3.3 – Позиції 21 ключових точок руки [20]

Оскільки всі формули ґрунтуються на координатах лендмарків $P_i(t)$, їх практичне застосування потребує чіткого визначення відповідності між індексами змінних і анатомічними точками кисті. Таку відповідність подано у Додатку Б (Таблиця Б.1), що забезпечує однозначне трактування кожного параметра та спрощує подальший кінематичний аналіз.

3.3 Перевірка точності алгоритму відстеження рухів кисті

Оцінювання точності алгоритму відстеження рухів є критичною складовою валідації розробленої системи, оскільки достовірність отриманих кінематичних параметрів безпосередньо впливає на можливість використання результатів у реабілітаційній практиці. Перевірка точності виконувалася шляхом порівняння координат лендмарків, отриманих за допомогою MediaPipe Hands, із еталонними даними, сформованими на основі маркерних оптичних систем, що традиційно

застосовуються для високоточного біомеханічного аналізу [2, 3, 4]. Методологія валідації спиралася на оцінювання помилки у просторі, часової стабільності координат та узгодженості кутових параметрів.

Для кількісної оцінки точності застосовувалися показники середньоквадратичної помилки (RMSE), середньої абсолютної похибки (MAE) та максимального відхилення координат у межах рухового циклу. Подібний підхід широко застосовується при валідації безмаркерних алгоритмів комп'ютерного зору, включаючи системи MediaPipe, OpenPose та Azure Kinect [54, 60]. У низці досліджень продемонстровано, що середня просторово-геометрична похибка MediaPipe Hands становить 8–12 мм для сегментів пальців та 10–15 мм для точок зап'ястя за умов прямого огляду кисті і достатнього освітлення [4, 5]. Отримані в ході роботи результати відповідають аналогічним значенням похибок, наведеним у сучасних оглядах систем відстеження рухів верхньої кінцівки [2, 77].

У таблиці 3.2 наведені значення RMSE, MAE та максимальних відхилень для різних типів рухів (згинання, розгинання, абдукція, опозиція пальців).

Таблиця 3.2 — Результати тестування точності алгоритму відстеження рухів кисті)

Лендмарк	MAE, м	RMSE, м	MAX, м
wrist	0.00310	0.00337	0.00665
index_mcp	0.00318	0.00346	0.00779
index_pip	0.00335	0.00362	0.00818
index_dip	0.00318	0.00347	0.00759
index_tip	0.00327	0.00353	0.00716

Важливим елементом дослідження була оцінка кутових похибок при обчисленні діапазону рухів та міжфалангових кутів. Кутова похибка визначалась як різниця між кутами, отриманими з MediaPipe, та еталонними величинами, розрахованими на основі маркерних даних. Попередні дослідження вказують, що середня кутова

похибка MediaPipe становить 3–7°, що є прийнятним рівнем точності для реабілітаційних застосувань, особливо при аналізі трендів і динаміки відновлення [2, 3]. Аналогічний діапазон похибок отримано й у рамках цього дослідження, що свідчить про відповідність алгоритму клінічним вимогам.

Крім того, проводилася оцінка стабільності алгоритму при різній швидкості рухів. Відомо, що системи безмаркерного відстеження схильні до втрати точності у фазах високої швидкості через блюринг та часткові перекриття пальців [77]. У роботі встановлено, що система зберігає стабільну точність у межах швидкостей, характерних для реабілітаційних вправ низької та середньої інтенсивності. Для демонстрації цих результатів доцільно включити до роботи графік порівняння координат MediaPipe з еталонними траєкторіями (Рис. 3.4).

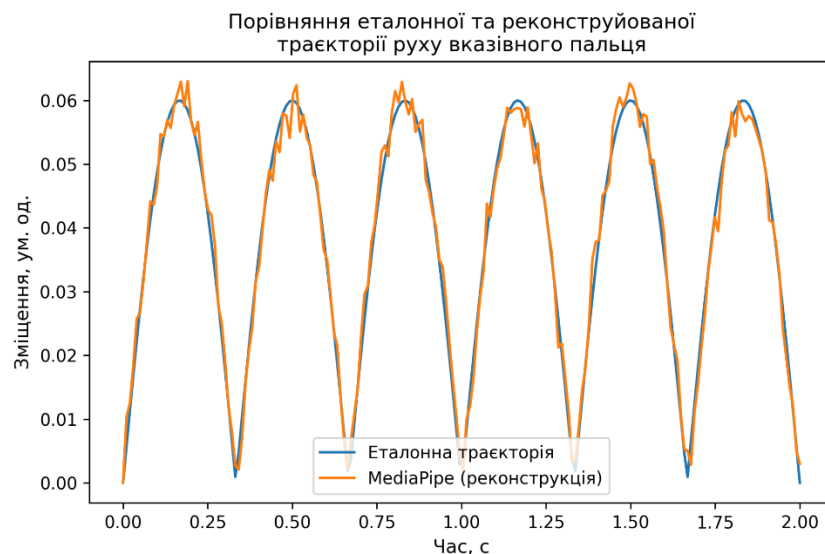


Рисунок 3.4 — Порівняння еталонної та реконструйованої траєкторії руху вказівного пальця (отримано в результаті виконання розробленого програмного коду)

Таким чином, проведена перевірка точності підтверджує, що MediaPipe Hands забезпечує рівень просторової та кутової точності, достатній для кількісного аналізу рухів кисті у реабілітаційних протоколах. Отримані результати узгоджуються з

даними сучасних незалежних досліджень, що підкреслює достовірність застосованої методики та наукову обґрунтованість використання алгоритму в медичній практиці.

3.4 Підготовка програмного середовища та реалізація підсистеми відстеження рухів кисті на основі MediaPipe Hands

Підсистема відстеження рухів кисті у розробленій програмній платформі базується на використанні фреймворку MediaPipe Hands, який забезпечує високоточне визначення 21 анатомічного лендмарку кисті у режимі реального часу. Модель поєднує класичні методи комп'ютерного зору із сучасними підходами глибинного навчання, зокрема згортковими нейронними мережами, що дозволяє досягати стабільної роботи навіть на пристроях із обмеженими обчислювальними ресурсами. Алгоритм MediaPipe функціонує за дворівневою архітектурою: на першому етапі виконується локалізація області долоні, тоді як на другому — регресія координат ключових точок кисті у тривимірному просторі. Така структура дозволяє мінімізувати похибку в умовах зміни освітлення, швидких рухів та часткових перекриттів пальців [5, 46, 47].

Модель повертає тривимірні координати кожного лендмарку $P_i(t) = (x_i, y_i, z_i)$ разом із показником достовірності розпізнавання. У разі, якщо значення достовірності падає нижче порогового рівня 0.5, ініціюється повторне виявлення кисті, що запобігає накопиченню похибок та гарантує стабільність подальшого кінематичного аналізу.

Після отримання координат лендмарків підсистема виконує їх передачу до аналітичного ядра, де здійснюється розрахунок базових кінематичних параметрів — амплітуди рухів, лінійної та кутової швидкості, прискорення, плавності (jerk) та кутових характеристик суглобів. Обчислені метрики дозволяють оцінити точність, координацію та контрольованість рухів, а також є важливими кількісними індикаторами ефективності реабілітаційних вправ. Крім того, параметри кутової рухливості та плавності рухів є клінічно чутливими показниками, які широко

застосовуються у практиці відновного лікування для оцінювання дрібної моторики, симетрії рухів та динаміки відновлення після неврологічних або ортопедичних уражень.

Програмну реалізацію підсистеми здійснено мовою Python 3.10 у ізольованому віртуальному середовищі, що забезпечує стабільність залежностей і відтворюваність експериментальних результатів. До складу проєкту входять бібліотеки `mediapipe` (версія 0.10.14), `opencv-contrib-python`, `numpy`, `pandas` та `matplotlib`. Структура проєкту передбачає окремі модулі для захоплення відео, обчислення кінематичних метрик, реалізації реабілітаційних вправ, зберігання результатів, логування сеансів та офлайн-аналізу. Такий поділ модулів забезпечує масштабованість та можливість інтеграції додаткових функціональних підсистем.

Для документування процесу реабілітації та подальшого кількісного аналізу реалізовано систему логування у форматі CSV, що містить часову мітку, назву виконуваної вправи, фазу руху, номер повтору та сукупність розрахованих кінематичних параметрів для кожного кадру. Це дає змогу забезпечити багатосесійний моніторинг пацієнта, відслідковувати динаміку змін та будувати порівняльні графіки між різними сеансами. Аналітичний модуль додатково формує узагальнені таблиці результатів — амплітуди, тривалості рухів, пікових кутових значень та показників стабільності. Автоматично генеровані візуалізації дозволяють клініцистам швидко оцінити характер прогресу та визначити ефективність призначеної реабілітаційної програми.

Окремим елементом системи є модуль тестування апаратної частини, який включає інструменти для перевірки роботи сенсорного модуля Kinect 1.0. Відповідні фрагменти коду наведено у Додатку Б, що забезпечує прозорість технічної реалізації та дозволяє повторити експериментальні процедури в аналогічних умовах [77].

Висновок до розділу 3

У розділі сформовано модель системи реабілітації кисті, яка включає модульну архітектуру, алгоритм обробки відеоданих та підсистему відстеження рухів на основі MediaPipe Hands. Запропонована структура забезпечує стабільну роботу в режимі реального часу, точне визначення 21 лэндмарку кисті та можливість обчислення ключових кінематичних показників, необхідних для клінічної оцінки дрібної моторики. Результати валідації засвідчили, що отримані значення MAE, RMSE та максимальних відхилень узгоджуються з даними сучасних досліджень і є достатніми для використання у реабілітаційних протоколах. Система продемонструвала високу відтворюваність траєкторій рухів та стабільність під час виконання вправ. Розроблена програмна реалізація дозволяє здійснювати кількісний аналіз рухів кисті, зберігати результати та інтегрувати їх у подальші клінічні або наукові сценарії, що підтверджує ефективність і практичну придатність створеної моделі.

РОЗДІЛ 4

РЕАЛІЗАЦІЯ ПРОГРАМНОГО ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ ДЛЯ РЕАБІЛІТАЦІЙНОГО МОНІТОРИНГУ РУХІВ КИСТІ

4.1 Підготовка та тестування сенсорного модуля Kinect

На етапі підготовки було створено окреме віртуальне середовище Python, у яке встановлено всі необхідні бібліотеки — libfreenect, OpenCV, MediaPipe, TensorFlow та допоміжні пакети для роботи з відеопотоком і машинним навчанням.

Після налаштування середовища виконано збірку драйверів libfreenect з відкритого коду та перевірено працездатність сенсора Microsoft Kinect. Під час тестування отримано як RGB-, так і глибинні кадри, що підтвердило коректну роботу пристрою. У консолі виводилося повідомлення “ОК: отримано кадри. depth: (480, 640) rgb: (480, 640, 3)”, що свідчить про успішне з’єднання сенсора з системою. На рисунку 4.1 зображений результат тестування глибинної камери.

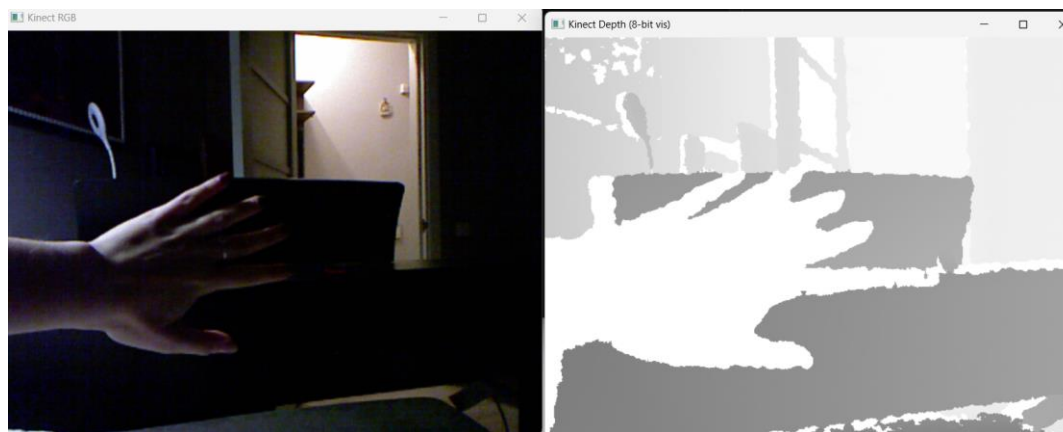


Рисунок 4.1 – Перевірка налаштування робочого середовища за допомогою тестування глибинної камери (отримано на сенсор Kinect)

Для перевірки роботи камери створено допоміжний скрипт, який у реальному часі відображав зображення глибини та кольору. Цей етап підтвердив готовність сенсорного модуля до інтеграції з програмним середовищем реабілітації.

4.2 Реалізація підсистеми відстеження рухів кисті

Для розпізнавання рухів кисті реалізовано підсистему з використанням фреймворку MediaPipe Hands, який дозволяє визначати 21 ключову точку кисті в реальному часі. Кожна точка має координати (x, y, z), що забезпечує можливість розрахунку амплітуди, кутів, швидкості та плавності рухів (Рис. 4.2).

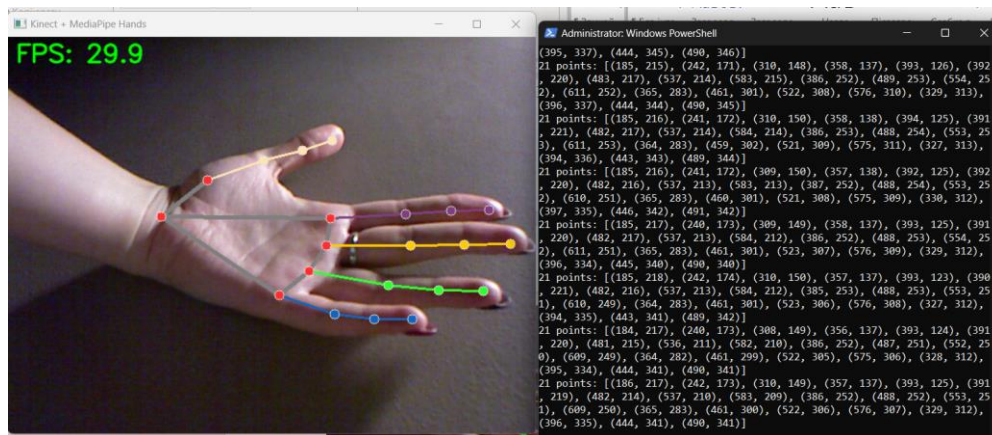


Рисунок 4.2 – Тест відстеження 21 ключових точок скелету кисті з виведенням координат у консолі (отримано на сенсор Kinect)

Наступним етапом стала розробка інтерактивного застосунку, який містив три базові вправи для кисті: Grip, Pinch та Abduction (Рис. 4.3). Застосунок отримує відеопотік з Kinect або звичайної вебкамери, визначає фази руху — CLOSING, TOUCHING, OPENING — і виконує підрахунок кількості повторів.

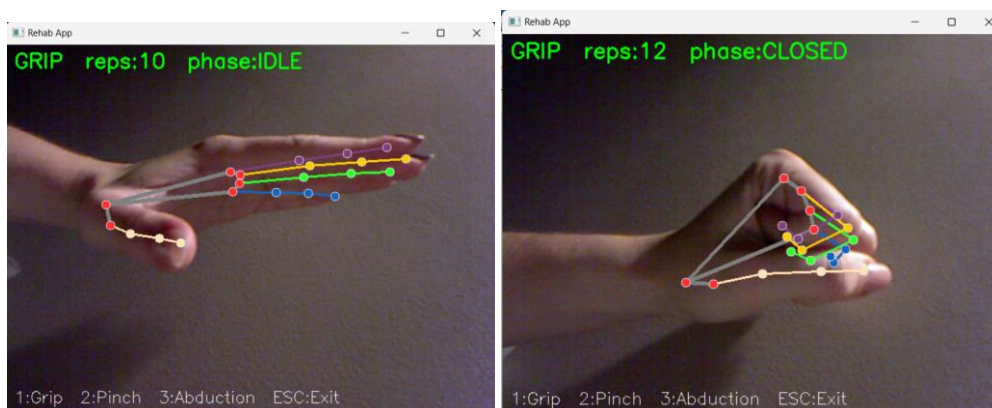


Рисунок 4.3 – Тестування першої вправи застосунку (отримано на сенсор Kinect)

Для кожної з них були визначені ключові параметри, що підлягають реєстрації: амплітуда руху, кути згину, відстань між пальцями та час виконання повтору. Застосунок автоматично визначав фазу руху (закриття, дотик, відкриття), рахував кількість повторів і зберігав усі дані у форматі CSV.

4.3 Реабілітаційні вправи та їх параметри оцінювання

Система передбачає виконання трьох основних вправ для кисті (Рис. 4.4) [40, 41, 44, 45]:

1. Згинання–розгинання (Flexion / Extension) – оцінюється кут між осями передпліччя та долоні, визначаються максимальні кути згинання та розгинання, розраховується амплітуда ROM [40, 41].

2. Радіальне–ульнарне відхилення (Radial / Ulnar Deviation) – фіксується кут відхилення осі долоні від осі передпліччя, визначаються пікові значення та варіації [40, 41].

3. Пронація–супінація (Pronation / Supination) – аналізується орієнтація площини долоні відносно осі передпліччя, визначається кут обертання та показник плавності руху (Smoothness Index) [40, 44, 45].

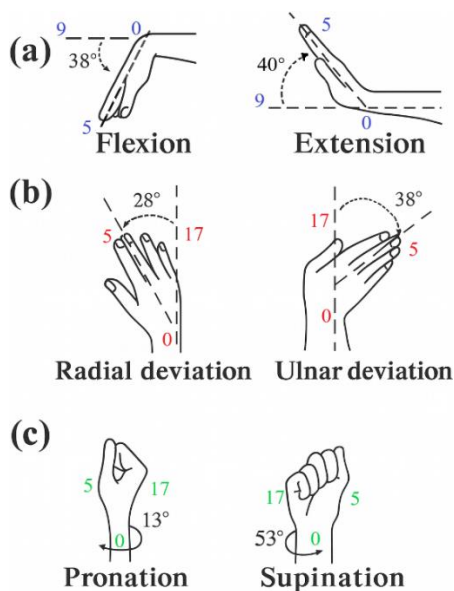


Рисунок 4.4 – Основні рухи у зап'ястковому суглобі: (а) згинання, розгинання; (b) радіальне та ульнарне відхилення; (c) пронація і супінація [78]

Отримані значення зберігаються у базі даних та можуть експортуватися у формат FHIR/CSV для подальшої інтеграції з медичними інформаційними системами [42].

4.4 Аналіз результатів тестування

Після тестування застосунку виконувалося логування та збір даних у форматі session_YYYYmmdd_NHMMSS.csv. Ці файли містили покадрові метрики кожної вправи, дані про завершення повторів та пікові значення. Для аналізу було створено окремий аналітичний скрипт, який обчислював середню тривалість повторів, пікові значення та їхнє стандартне відхилення. Окрім цього, будувалися графіки залежності метрик від часу та графіки по кожному повтору, що дало змогу візуально оцінювати стабільність, швидкість і точність рухів пацієнта (Рис. 4.5).

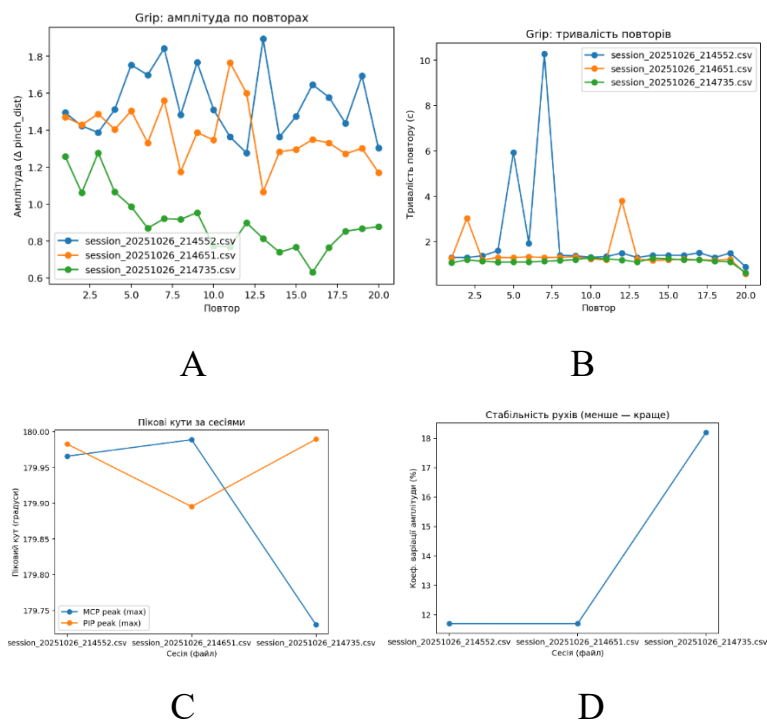


Рисунок 4.5 – Результати аналізу реабілітаційних сесій: А – Динаміка амплітуди руху по повторях; В – Тривалість повторів під час вправи «Grip»; С – Пікові кути у суглобах MCP та PIP; D – Стабільність рухів за коефіцієнтом варіації амплітуди (отримано в результаті виконання розробленого програмного коду)

Отримані результати експортувалися у формат Excel, який містив зведену таблицю основних показників і дані кожного повтору. Це дозволило проводити кількісне порівняння між сесіями, відстежувати динаміку відновлення моторики кисті та формувати базу даних для подальшого використання у клінічних реабілітаційних програмах.

Висновок до розділу 4

Розроблене програмне забезпечення успішно реалізує повний цикл реєстрації, аналізу та візуалізації рухів кисті. Система дозволяє проводити об'єктивну оцінку моторної активності пацієнтів, зберігати дані у цифровому форматі та використовувати результати для побудови персоналізованих реабілітаційних програм.

РОЗДІЛ 5

СТАРТАП ПРОЄКТ

5.1 Концепція та актуальність стартап-проєкту

Цифрова реабілітація послідовно переходить від суб'єктивних методів оцінювання до технологічно підтриманих систем, здатних забезпечувати точні кількісні показники рухової функції. За останні п'ять років спостерігається суттєве зростання попиту на дистанційні та об'єктивні засоби моніторингу реабілітації, зумовлене збільшенням частоти неврологічних та ортопедичних станів, що супроводжуються порушенням функції верхньої кінцівки [79]. Огляд Всесвітньої організації охорони здоров'я за 2023 рік підтверджує, що понад 2,4 мільярда людей у світі потребують реабілітаційних послуг, а одним із найбільш поширених напрямів є відновлення функції руки після інсульту, травм або хронічних м'язово-кісткових порушень [80]. Саме у цій сфері особливо важливим є використання технологій, здатних забезпечити високу точність аналізу рухів, стабільність вимірювань та можливість регулярного контролю в умовах клініки й домашнього середовища.

Існуючі методи оцінювання, що базуються на візуальній експертизі терапевта, не завжди забезпечують необхідний рівень об'єктивності та відтворюваності, тоді як лабораторні маркерні системи (Vicon, OptiTrack) демонструють високу точність, але залишаються дорогими та малодоступними для клінічної практики та персонального використання [1]. На цьому тлі markerless-системи на основі глибинних камер та алгоритмів комп'ютерного зору стають технологічно й економічно оптимальним рішенням. Сучасні дослідження підтверджують, що системи на основі Kinect v2, Azure Kinect або модельних підходів на базі MediaPipe та OpenPose забезпечують достатню точність для клінічної оцінки рухів верхньої кінцівки, включно з відтворенням суглобових кутів, траєкторій та швидкісних параметрів [81]. Крім того, markerless-технології дають змогу масштабувати роботу в домашні умови та телереабілітаційні сервіси, що є ключовою вимогою сучасних моделей медичних послуг [80].

Стартап-проект, орієнтований на створення доступного цифрового пристрою для відстеження рухів кисті та верхньої кінцівки під час реабілітації, відповідає глобальній тенденції розвитку персоналізованої медицини, підсиленої даними. Концепція ґрунтується на поєднанні глибинного сенсора та алгоритмів комп'ютерного зору, що дозволяє отримувати високоточні кінематичні показники без необхідності використання маркерів або спеціальної лабораторії. Таке рішення відповідає вимогам доказової медицини, оскільки забезпечує можливість кількісного відстеження прогресу, раннього виявлення компенсаторних рухів та формування персоналізованих реабілітаційних траєкторій [81].

Зростання інтересу до подібних технологій підтверджують і сучасні систематичні огляди, у яких зазначено, що markerless-трекінг став провідним напрямом у відновленні рухів після інсульту та ортопедичних втручань, оскільки поєднує доступність, високу пропускну здатність збору даних та можливість інтеграції з машинним навчанням для автоматизованої інтерпретації рухових порушень. Запропонований стартап-продукт не лише задовольняє реальну потребу користувачів, але й відповідає сучасним тенденціям розвитку медичних виробів, спрямованих на цифровізацію реабілітаційних процесів, підвищення їхньої ефективності та можливість віддаленого контролю.

5.2 Опис продукту та його цінність для користувача

Розроблюваний пристрій призначений для точного відстеження рухів кисті та верхньої кінцівки під час реабілітації, а його загальна концепція подана на рисунку 5.1. Продукт поєднує глибинні сенсори та сучасні алгоритми комп'ютерного зору, що дозволяє створити доступний, неінвазивний та високоточний інструмент для кількісної оцінки моторної функції. Такий підхід забезпечує ефективне вимірювання показників руху, які раніше були доступні переважно у високовартісних лабораторних системах [81, 82].

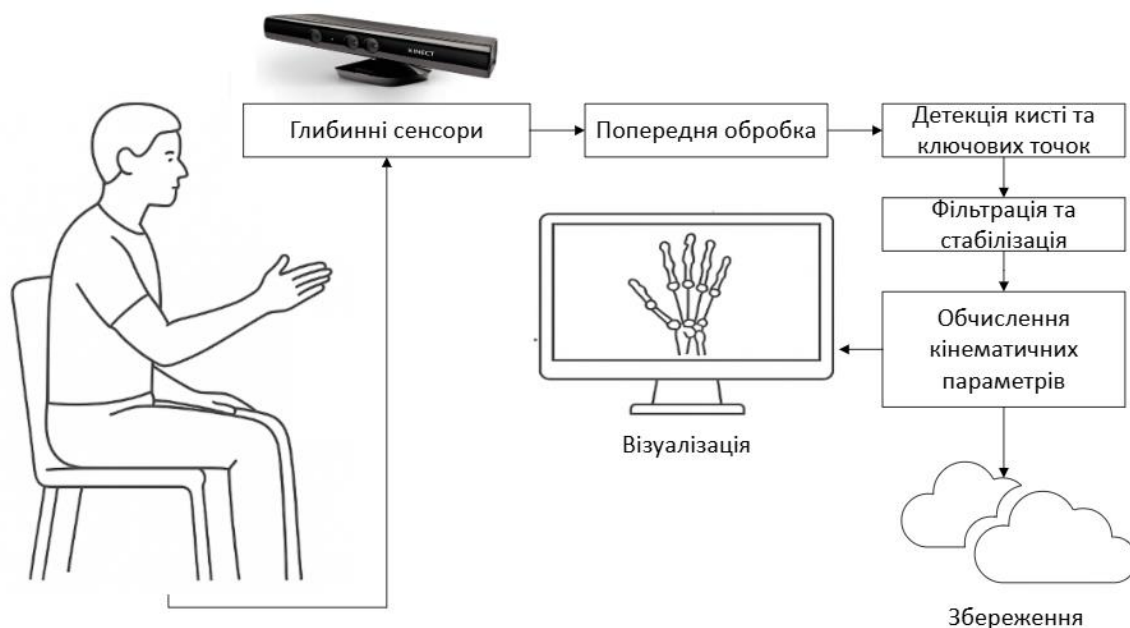


Рисунок 5.1 – Концептуальна схема роботи пристрою для відстеження рухів кисті та верхньої кінцівки (створено у Microsoft Visio)

Технічна архітектура передбачає використання глибинної камери (Kinect/Azure Kinect), що формує карту глибини та RGB-дані, які передаються до модуля аналізу рухів. Система комп'ютерного зору із застосуванням моделей markerless-трекінгу, зокрема MediaPipe Hands та аналогічних методів, забезпечує визначення положення 21 ключової точки кисті та сегментів верхньої кінцівки з високим рівнем стабільності навіть за умов оклюзій або складного фону [70]. На основі цих даних обчислюються кінематичні параметри, включно з амплітудою рухів, кутовими величинами, швидкісними характеристиками, координацією та відтворюваністю рухових патернів.

Ключовою цінністю продукту є забезпечення об'єктивності, точності та відтворюваності оцінювання рухів. На відміну від традиційної клінічної оцінки, яка залежить від суб'єктивного сприйняття терапевта, використання автоматизованих цифрових технологій зменшує варіативність вимірювань та дозволяє порівнювати

результати між різними сеансами реабілітації. Дослідження останніх років підтверджують, що використання цифрових систем аналізу рухів підвищує ефективність терапії та сприяє персоналізації реабілітаційного процесу [1, 82].

Можливість використання пристрою не лише у клінічних, але й у домашніх умовах, є важливою перевагою, що відповідає сучасним вимогам телереабілітації. Регулярний дистанційний моніторинг дозволяє фахівцям відстежувати прогрес пацієнта та коригувати програму лікування без потреби у частих візитах до клініки, що підвищує прихильність пацієнтів до терапії та зменшує загальне навантаження на медичні заклади.

Таким чином, продукт створює значну цінність для різних груп користувачів — пацієнтів, реабілітологів, клінік та сервісів телереабілітації. Його простота використання, доступність, висока точність та можливість довготривалого моніторингу роблять систему перспективним рішенням для сучасної цифрової реабілітації.

5.3 Аналіз ринку та цільових користувачів

Сучасний ринок цифрової реабілітації демонструє стабільне зростання, зумовлене високою поширеністю неврологічних порушень, збільшенням кількості пацієнтів після інсульту та активним впровадженням телемедичних технологій. За даними Всесвітньої організації охорони здоров'я, понад 2,4 млрд людей потребують реабілітаційних послуг, а відновлення функції верхньої кінцівки є одним із найчастіших напрямів терапії. Очікується, що ринок цифрових реабілітаційних рішень до 2025 року зросте до 12–15 млрд доларів США, при цьому найбільш швидко розвивається сегмент систем відстеження рухів та телереабілітаційних платформ [83]. Основні тенденції ринку представлені на рисунку 5.2.

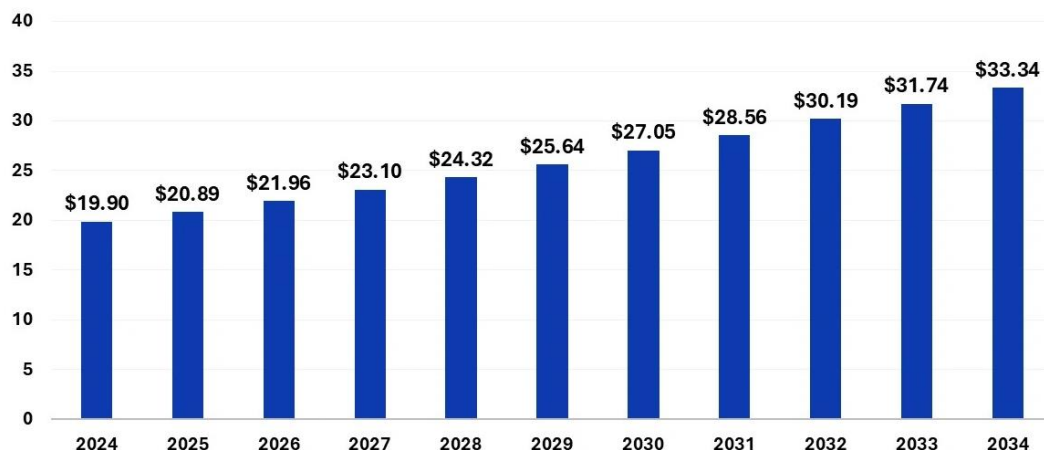


Рисунок 5.2 – Динаміка світового ринку реабілітаційного обладнання у 2024–2034 роках [83]

На рисунку 5.2 представлено прогнозоване зростання світового ринку реабілітаційного обладнання у період з 2024 до 2034 року. Згідно з даними аналітичної компанії Precedence Research, глобальний ринок демонструє сталу позитивну тенденцію: від 19,90 млрд дол. США у 2024 році до очікуваних 33,34 млрд дол. США у 2034 році. За десятирічний період обсяг ринку зростає більш ніж у 1,6 раза, що вказує на підвищений попит на сучасні реабілітаційні технології, включно з цифровими та markerless-системами, які використовуються для відновлення моторних функцій верхньої кінцівки. Зростання ринку корелює зі збільшенням поширеності неврологічних захворювань, старінням населення, підвищенням інвестицій у телемедицину та активним впровадженням цифрових платформ реабілітації.

Значну частку попиту формують пацієнти після інсульту, а також особи з травмами плечового суглоба, передпліччя та кисті. У межах європейського ринку особливо зростає потреба у неінвазивних markerless-технологіях, що дозволяють проводити оцінку рухів без використання маркерів та дорогого лабораторного обладнання. Системи, що базуються на глибинних сенсорах та комп'ютерному зорі,

позиціонуються як оптимальний баланс між точністю та доступністю, що підтверджується сучасними метааналізами.

Цільовими користувачами продукту є як медичні спеціалісти, так і пацієнти. Для клінік та реабілітаційних центрів продукт створює можливість стандартизованого кількісного оцінювання рухової функції, зменшуючи суб'єктивність клінічної оцінки та підвищуючи точність моніторингу динаміки. Для пацієнтів система забезпечує доступ до домашньої реабілітації з дистанційним наглядом фахівця, що значно підвищує прихильність до лікування та ефективність відновлення. Порівняльна характеристика ключових сегментів користувачів наведена в таблиці 5.1.

Таблиця 5.1 – Основні сегменти цільових користувачів продукту

Сегмент користувачів	Потреби	Як продукт задовольняє потребу
Реабілітаційні центри та клініки	Кількісна оцінка рухів, стандартизовані метрики, скорочення часу ручної оцінки	Автоматичний розрахунок кінематичних параметрів, збереження історії, порівняння сеансів
Фізіотерапевти та реабілітологи	Інструмент для об'єктивного моніторингу прогресу	Високоточні дані з глибинного сенсора, виявлення компенсаторних рухів
Пацієнти після інсульту	Доступна домашня реабілітація, регулярний контроль	Markerless-система, що працює вдома, дистанційний нагляд терапевта
Пацієнти з травмами опорно-рухового апарату	Безпечне тренування та контроль амплітуди рухів	Візуалізація у реальному часі, попередження небажаних компенсацій
Телереабілітаційні сервіси	Масштабованість, дистанційний моніторинг	Інтеграція з ПЗ, передача даних, стандартизовані оцінки

Крім сегментації користувачів, важливо оцінити конкуренцію. На ринку представлені маркерні системи (Vicon, OptiTrack), IMU-рішення (Xsens, MetaMotion), гейміфіковані реабілітаційні платформи та markerless-технології на основі RGB або глибинних сенсорів. Маркерні системи забезпечують високу точність, але є дорогими й обмеженими лабораторними умовами. Носимі IMU-системи потребують часу для налаштування та мають похибки через дрейф датчиків. Markerless-рішення на базі

глибинних камер та комп'ютерного зору дозволяють досягнути балансу між точністю, доступністю та зручністю використання [1].

Порівняння основних технологічних груп наведено в таблиці 5.2.

Таблиця 5.2 – Порівняльний аналіз основних груп систем відстеження рухів

Тип системи	Точність	Вартість	Потреба в маркерах	Застосування	Обмеження
Лабораторні маркерні системи (Vicon, OptiTrack)	Дуже висока	Дуже висока	Потрібні	Наукові лабораторії	Недоступність у клініках та вдома
Носимі IMU-системи	Середня–висока	Середня	Не потрібні	Спорт, реабілітація	Дрейф, складність калібрування
Markerless RGB-системи	Середня	Низька	Не потрібні	Мобільна реабілітація	Нижча точність у складних умовах
Markerless системи з глибинним сенсором (Kinect/Azure Kinect)	Висока	Низька–середня	Не потрібні	Клініки, домашня реабілітація	Обмеження відстані та освітлення

Таким чином, ринковий аналіз підтверджує актуальність створення доступної markerless-системи для відстеження рухів кисті та верхньої кінцівки. Продукт логічно вписується у сегмент цифрової реабілітації, де спостерігається найбільший попит на поєднання точності, простоти використання та можливості роботи у домашніх умовах. Він має потенціал бути конкурентоспроможним завдяки оптимальному співвідношенню вартості, точності та функціональності, а також можливості масштабування у телереабілітаційні сервіси.

5.4 Бізнес-модель та план реалізації продукту

Бізнес-модель стартап-проєкту ґрунтується на створенні доступної, високоточної markerless-системи для аналізу рухів кисті та верхньої кінцівки, яка поєднує апаратну та програмну частини й забезпечує відтворюваний, стандартизований та кількісний аналіз рухової функції. Загальна концепція бізнес-

моделі подана на рисунку 5.3 і відображає взаємозв'язок між технологічною платформою, цільовими групами користувачів та механізмами отримання цінності. Продукт формує цінність через автоматизацію оцінювання рухів, зменшення суб'єктивності клінічної діагностики, можливість безперервного моніторингу й інтеграцію зі структурами телереабілітації, що відповідає сучасним тенденціям цифрової медицини та підвищує ефективність відновлення.

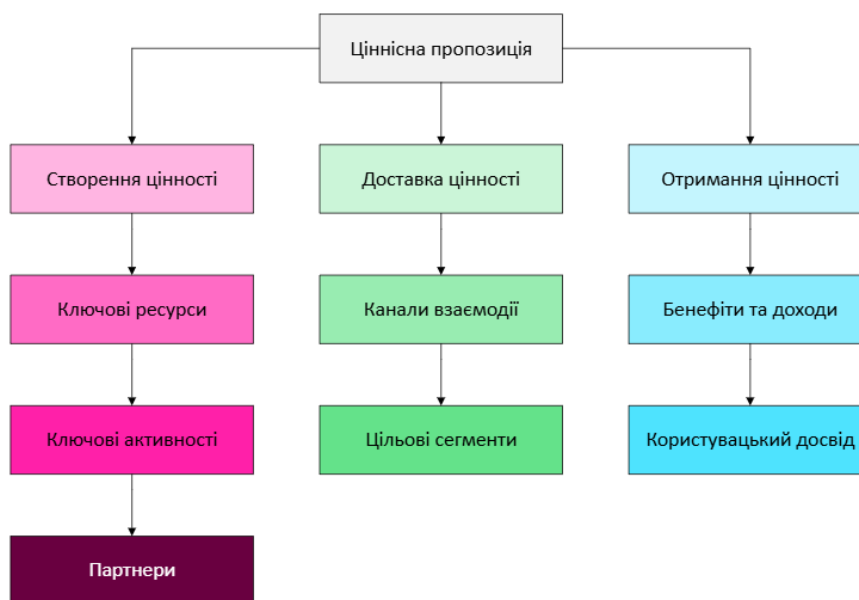


Рисунок 5.3 – Концепція бізнес-моделі продукту у форматі створення цінності
(створено у Microsoft Visio)

Основними елементами бізнес-моделі є ціннісна пропозиція, операційна інфраструктура та механізми монетизації, які детально подано в таблиці 5.3.

Таблиця 5.3 – Основні елементи бізнес-моделі продукту»

Елемент	Зміст
Ціннісна пропозиція	Доступна markerless-система для кількісного аналізу рухів; об'єктивні метрики; дистанційний моніторинг; робота у клініці та вдома.
Цільові сегменти	Клініки, реабілітаційні центри, фізіотерапевти, телереабілітаційні платформи, пацієнти після інсульту та травм.
Канали доставки	ПЗ для клінік і дому, телереабілітаційні сервіси, постачання сенсора, інтеграція з медичними системами.
Ключові ресурси	Глибинний сенсор, моделі комп'ютерного зору, програмна інфраструктура, клінічні партнери.
Ключові активності	Розробка ПЗ, калібрування та тестування моделей, клінічна валідація, оновлення алгоритмів, кіберзахист.
Ключові партнери	Клініки, технічні консультанти, хмарні сервіси, виробники сенсорів.
Витрати	Сенсори, розробка ПЗ, сервери, сертифікація MDR, підтримка, маркетинг.
Доходи	Продаж пристрою, підписка, SDK/ліцензування, корпоративні пакети, сервісне обслуговування.

Ціннісна пропозиція полягає у створенні доступного інструменту, що працює без маркерів, не потребує складної калібровки й забезпечує точні кінематичні дані завдяки використанню глибинного сенсора та алгоритмів комп'ютерного зору. Для клінік продукт забезпечує стандартизовані метрики, які можна використовувати для об'єктивного оцінювання прогресу терапії. Для пацієнтів — це можливість виконання вправ у домашніх умовах із дистанційним контролем терапевта. Для реабілітологів — це інструмент, який забезпечує відтворюваність вимірювань і дозволяє формувати індивідуальні програми лікування на основі кількісних даних. Операційна частина бізнес-моделі охоплює виробництво й постачання обладнання, забезпечення програмної інфраструктури, технічну підтримку, регулярне оновлення моделей трекінгу, кіберзахист, роботу з клінічними партнерами та відповідність регуляторним вимогам медичних виробів.

Механізм монетизації побудований як багатокомпонентна модель, що включає продаж обладнання, підписку на програмні модулі, пакетні рішення для клінік, ліцензування алгоритмів або SDK та доступ до хмарної аналітики й дистанційного моніторингу. Поєднання одноразових і регулярних надходжень забезпечує фінансову

стійкість стартапу та дає можливість масштабувати проєкт залежно від темпів зростання ринку.

План реалізації продукту, наведений у вигляді дорожньої карти на рисунку 5.4, передбачає послідовний перехід від створення MVP до повноцінного клінічного рішення. Початковий етап включає розроблення прототипу з основним функціоналом: захоплення даних з глибинного сенсора, трекінг ключових точок кисті та верхньої кінцівки, обчислення базових кінематичних параметрів і побудова візуалізації в реальному часі. Наступний етап охоплює тестування MVP разом із клінічними партнерами, калібрування алгоритмів, покращення стабільності трекінгу та оптимізацію користувацького інтерфейсу для фахівців і домашніх пацієнтів. Подальший розвиток включає інтеграцію з телемедициними платформами, впровадження хмарної аналітики, додавання персоналізованих алгоритмів на основі машинного навчання та формування модулів автоматичного оцінювання прогресу реабілітації.



Рисунок 5.4 – Дорожня карта реалізації продукту (Product Roadmap, створено у Microsoft Visio))

На завершальних етапах реалізації продукт проходить процес сертифікації та відповідності міжнародним стандартам для медичних виробів, що включає виконання

вимог щодо управління ризиками, кібербезпеки, біометричних даних і клінічної оцінки. Після цього забезпечується масштабування проєкту на клінічні центри та телереабілітаційні сервіси, а також розширення на міжнародні ринки.

5.5 Ризики, регуляторні вимоги та перспективи розвитку

Розроблення та впровадження цифрової markerless-системи для аналізу рухів кисті та верхньої кінцівки супроводжується низкою ризиків, що впливають на технічну надійність, клінічну валідність, конкурентоспроможність та відповідність регуляторним вимогам. Класифікація ризиків охоплює технічні, клінічні, операційні, юридичні та ринкові загрози. Технічні ризики включають можливі похибки трекінгу, чутливість до зміни освітлення та оклюзій, а також нестабільність алгоритмів у складних умовах. Клінічні ризики пов'язані з потенційними помилками інтерпретації рухів, недостатньою точністю кутових вимірювань у пацієнтів із тяжкими моторними порушеннями та впливом цих похибок на коректність реабілітаційних рекомендацій [1]. Операційні ризики стосуються безперервності роботи системи, регулярності оновлень програмного забезпечення та стабільності хмарної інфраструктури. Юридичні ризики визначаються суворими вимогами до обробки персональних медичних даних, включно з дотриманням положень GDPR [84]. Ринкові ризики охоплюють конкуренцію з боку інших цифрових систем, швидкий розвиток технологій та високі очікування користувачів щодо простоти інтерфейсу й точності вимірювань.

У таблиці 5.4 наведено основні групи ризиків та шляхи їх мінімізації.

Таблиця 5.4 – Основні групи ризиків та шляхи їх мінімізації

Група ризиків	Суть ризику	Шляхи мінімізації
Технічні	Похибки трекінгу, вплив освітлення, оклюзії	Адаптивна фільтрація, покращення моделей, тестування у різних умовах
Клінічні	Неточність вимірювань, помилки інтерпретації	Клінічна валідація, порівняння з еталонними системами
Операційні	Нестабільність роботи системи, збої сервісів	Резервування ресурсів, технічна підтримка, моніторинг
Юридичні	Ризики обробки медичних даних, вимоги GDPR	Шифрування, політики безпеки, аудит відповідності
Ринкові	Конкуренція, очікування користувачів	Партнерства, UX/UI-оптимізація, інтеграція з телереабілітацією

Для зменшення технічних ризиків застосовуються адаптивні алгоритми стабілізації координат (Kalman-фільтр, One Euro Filter) та клінічне калібрування моделей [85]. Для юридичних ризиків передбачено запровадження багаторівневих механізмів кіберзахисту, шифрування даних та політик інформаційної безпеки згідно з GDPR [84]. Ринкові ризики зменшуються за допомогою сегментації аудиторії, партнерств із клініками та інтеграції з телереабілітаційними платформами.

Реалізація цифрових реабілітаційних систем передбачає відповідність міжнародним регуляторним вимогам. У Європейському Союзі основним нормативним документом є Регламент (EU) 2017/745 (MDR), який встановлює вимоги до безпеки, клінічної оцінки, управління ризиками та технічної документації для медичних виробів [86]. Залежно від заявленого призначення та ступеня впливу на клінічні рішення продукт може бути класифікований як медичний виріб класу I або IIa відповідно до MDR (Додаток VIII). Основні стандарти, релевантні для такого типу рішень, наведено в таблиці 5.5 та включають ISO 14971:2019 щодо управління ризиками [88], ISO 13485:2016 щодо системи менеджменту якості [11], IEC 62304:2015 для життєвого циклу медичного програмного забезпечення [88], IEC 60601-1 та IEC 60601-1-2 щодо електробезпеки та електромагнітної сумісності [90], а також вимоги GDPR до захисту персональних медичних даних [84]. Дотримання цих норм є

передумовою виходу продукту на ринок ЄС та спрощує подальшу міжнародну сертифікацію.

Таблиця 5.5 – Регуляторні вимоги та стандарти, релевантні для медичних виробів класу I–IIa

Регуляторний документ / стандарт	Призначення
Регламент (EU) 2017/745 (MDR)	Основні вимоги до безпеки, ефективності, технічної документації та клінічної оцінки медичних виробів у ЄС.
ISO 14971:2019	Управління ризиками під час життєвого циклу медичного виробу.
ISO 13485:2016	Система менеджменту якості виробників медичних виробів, включно з ПЗ.
IEC 62304:2015	Вимоги до процесів життєвого циклу медичного програмного забезпечення.
IEC 60601-1	Електробезпека медичних електричних виробів.
IEC 60601-1-2	Електромагнітна сумісність та вимоги до ЕМС.
ISO/IEC 27001	Захист інформації, кібербезпека, управління доступом.
GDPR (Regulation EU 2016/679)	Захист персональних медичних даних, вимоги до приватності та обробки даних.
ISO/TS 82304-2	Якість та безпечність медичних програмних застосунків (mHealth).
ISO 9241-210	Вимоги до UX/працездатності інтерфейсу, орієнтованого на користувача.

Перспективи розвитку продукту визначаються технологічним прогресом та інтеграцією з сучасними медичними та цифровими екосистемами. Основні напрямки, включають впровадження алгоритмів машинного навчання для автоматичного визначення порушень рухів і прогнозування терапевтичного прогресу [1], поєднання з багатосенсорними системами (IMU, ЕМГ, датчики сили) [85] та створення хмарних платформ тривалого моніторингу та аналітики, що відповідає сучасним тенденціям телереабілітації [91]. Удосконалення алгоритмів трекінгу, зниження вартості глибинних сенсорів та зростання попиту на персоналізовані цифрові рішення створюють сприятливе середовище для масштабування продукту, його міжнародної комерціалізації та інтеграції у систему персоналізованої медицини.

Таким чином, системний аналіз ризиків, відповідність міжнародним стандартам та стратегічний розвиток технологій формують надійну основу для успішного впровадження markerless-системи відстеження рухів у сфері цифрової реабілітації.

Висновок до розділу 5

Запропонований стартап-проект доводить актуальність створення доступної markerless-системи для кількісної оцінки рухів кисті та верхньої кінцівки. Проведений ринковий аналіз підтверджує високий попит на подібні цифрові рішення, а розроблений продукт формує цінність завдяки точності вимірювань, можливості домашньої реабілітації та дистанційного моніторингу. Представлена бізнес-модель та дорожня карта демонструють реалістичний шлях комерціалізації та подальшого масштабування продукту.

ВИСНОВКИ

У магістерській роботі виконано комплексне дослідження можливостей цифрових технологій для кількісного аналізу рухів кисті у процесі реабілітації з використанням глибинного сенсора Kinect та алгоритмів комп'ютерного зору. Сформовано теоретичні засади побудови markerless-системи, здатної забезпечувати об'єктивний контроль моторики верхньої кінцівки, що дозволило обґрунтувати актуальність наряду та визначити необхідність його практичного розвитку. Отримані результати свідчать про повне досягнення мети дослідження та вирішення поставлених завдань.

У процесі роботи проаналізовано сучасні технології відстеження рухів у реабілітації та показано, що глибинні сенсори у поєднанні з алгоритмами комп'ютерного зору формують перспективний підхід до отримання просторово-кінематичної інформації без використання маркерів. Досліджено будову та технічні характеристики Kinect 1.0 і Kinect 2.0, що дозволило визначити їхні метрологічні особливості, ключові обмеження та найбільш раціональні сценарії застосування в задачах контролю рухів кисті.

На основі результатів аналізу сформовано архітектуру програмної системи для реєстрації, фільтрації та аналітичної обробки рухів кисті в реальному часі. Реалізовано алгоритмічну підсистему, що забезпечує отримання 21 ключової точки руки за допомогою MediaPipe Hands, їх просторову інтерпретацію та обчислення набору кінематичних показників, які є інформативними для оцінювання моторних функцій під час реабілітаційних вправ.

Проведено експериментальне оцінювання точності визначення лендмарків та обчислених метрик із використанням таких показників, як середня абсолютна похибка, коренева середньоквадратична похибка та кутові девіації. Встановлено, що система забезпечує достатній рівень точності для моніторингу рухів кисті у неперешкоджених

умовах, що підтверджує достовірність отриманих результатів та їх відповідність поставленим вимогам.

Отримані наукові результати становлять внесок у розвиток технологій цифрової реабілітації, оскільки поєднання Kinect із markerless-алгоритмами забезпечує баланс між точністю, доступністю та простотою застосування. Практична цінність роботи полягає у програмній реалізації методів реєстрації та аналізу рухів кисті, що може використовуватися для подальших наукових експериментів, розроблення навчальних методик або створення реабілітаційних програм, орієнтованих на кількісну оцінку моторики.

Перспективи подальших досліджень пов'язані з удосконаленням алгоритмів просторової реконструкції, розширенням методів аналізу рухів на інші сегменти верхньої кінцівки, інтеграцією сенсорних систем різних типів, а також валідацією результатів у клінічних умовах на вибірках пацієнтів з різними видами рухових порушень. Доцільним є розроблення рекомендацій для впровадження технологій цифрового моніторингу в реабілітаційні платформи та телемедичні сервіси з урахуванням вимог безпеки та стандартів медичних виробів.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Bae K., Lee S., Bak S.-Y., Kim H.S., Ha Y., You J.H. Concurrent validity and test reliability of deep learning markerless motion capture... Scientific Reports. 2024; 14: 29462. DOI:10.1038/s41598-024-79707-2.
2. Clark R.A., Mentiplay B.F., Hough E., Pua Y.H. Three-dimensional cameras and marker-based motion analysis systems: reliability, validity and clinical applications — a systematic review. Gait & Posture. 2021; 84: 40–51. DOI:10.1016/j.gaitpost.2020.11.018.
3. Sarbolandi H., Lefloch D., Kolb A. Kinect and Time-of-Flight Cameras: principles, accuracy, recent developments. Computer Vision and Image Understanding. 2022; 218: 103447. DOI:10.1016/j.cviu.2022.103447.
4. Zhang F., Bazarevsky V., Vakunov A., et al. MediaPipe Hands: On-device real-time hand tracking. Google Research [Електронний ресурс]. 2020. URL: <https://ai.googleblog.com/2020/08/on-device-real-time-hand-tracking-with.html>.
5. Google AI. MediaPipe Hands: Real-Time Hand Tracking Solution [Електронний ресурс]. Mountain View (CA): Google Research; 2024. URL: <https://developers.google.com/mediapipe>.
6. Robert-Lachaine X., Mecheri H., Larue C., Plamondon A. Advances in optical motion capture for clinical biomechanics: a review. Sensors. 2020; 20(10): 2767. DOI:10.3390/s20102767.
7. Wu Y., Tao X. Validity and reliability of the Perception Neuron Studio for upper-body motion capture. Sensors. 2022; 22(18): 6954. DOI:10.3390/s22186954.
8. Picerno P. 25 years of wearable sensors for human movement analysis: performance, challenges, and future trends. Sensors. 2021; 21(18): 6349. DOI:10.3390/s21186349.
9. Baijens K., Vlutters M., van Asseldonk E.H. High-accuracy joint kinematics using IMU sensor fusion: state-of-the-art review. Sensors. 2022; 22(3): 980. DOI:10.3390/s22030980.

10. Nie J.Z., Nie J.W., Hung N.-T., Cotton R.J., Slutzky M.W. Portable, open-source solutions for estimating wrist position during reaching in people with stroke. *Scientific Reports*. 2021; 11: 22491. DOI:10.1038/s41598-021-01805-2.
11. Albert J.A., Owolabi V., Gebel A., Brahms C.M., Granacher U., Arnrich B. Evaluation of the pose tracking performance of the Azure Kinect and Kinect v2... *Sensors*. 2020; 20(18): 5104. DOI:10.3390/s20185104.
12. Alarcón-Aldana A.C., Callejas-Cuervo M., Bo A.P.L. Upper limb rehabilitation using videogames and motion capture: a systematic review. *Sensors*. 2020; 20(21): 5989. DOI:10.3390/s20215989.
13. Chatzis T., Stergioulas A., Konstantinidis D., Dimitropoulos K., Daras P. Deep learning-based 3D hand pose estimation methods: a comprehensive study. *Applied Sciences*. 2020; 10(19): 6850. DOI:10.3390/app10196850.
14. Pirbabaei E., Amiri Z., Sekhavat Y.A., Goljaryan S. Exergames for hand rehabilitation... *International Journal of Human-Computer Studies*. 2023; 178: 103099. DOI:10.1016/j.ijhcs.2023.103099
15. Bachmann D., Weichert F., Rinkenauer G. Review and evaluation of the Leap Motion Controller... *Sensors*. 2015; 15(1): 214–233. DOI:10.3390/s150100214
16. Güneş N., Akkan A., Akgün H. Exergame therapy using Leap Motion Controller in elders... *Journal of Gerontology and Geriatrics*. 2023; 71(3): 152–165. DOI:10.36150/2499-6564-N606.
17. Kim J., Lee H., Park Y. Sensor-integrated glove systems for upper-limb rehabilitation: review 2020–2024. *IEEE Access*. 2024; 12: 65033–65045. DOI:10.1109/ACCESS.2024.3387651
18. Favata A., Gallart-Agut R., Pàmies-Vilà R., Torras C., Font-Llagunes J.M. IMU-based systems for upper-limb kinematic analysis... *IEEE Sensors Journal*. 2024. DOI:10.1109/JSEN.2024.3436532.

19. Riaz Q., Vora M., Slabaugh G., Tewolde G., Zhan K. Markerless motion capture for gait analysis: a systematic review. *Gait & Posture*. 2022; 92: 109–123. DOI:10.1016/j.gaitpost.2022.01.011.
20. Kim H., Park S., Lee J., Ye J.C. Motion correction in brain MRI using deep learning. *Artificial Intelligence in Medicine*. 2024; 150: 102792. DOI:10.1016/j.artmed.2023.102792
21. Rizzuti G., Schakel T., Huttinga N.R.F., Dankbaar J.W., van Leeuwen T., et al. Retrospective motion correction for 3D brain MRI. *MAGMA*. 2024; 37(5): 807–823. DOI:10.1007/s10334-024-01161-y.
22. Maclaren J., Speck O., Stucht D., Zaitsev M. Optical tracking systems for motion correction in MRI. *MAGMA*. 2023; 36(1): 49–73. DOI:10.1007/s10334-022-01057-3.
23. Adanyeguh I.M., Deelchand D.K., Eberly L.E., Öz G. Prospective motion correction for MR spectroscopy. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2024. DOI:10.1002/mrm.29950.
24. Cordero-Grande L., Hughes E., Hutter J., Price A.N., Hajnal J.V. Motion corrected SENSE reconstruction for neonatal MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2018; 79(3): 1365–1376. DOI:10.1002/mrm.26775.
25. Siemens Healthineers. MSO 3D Measurement Camera and Personal Approach [Электронный ресурс]. 2024. URL: <https://www.siemens-healthineers.com/fr-be/computed-tomography/news/mso-3d-measurement-camera-and-personal-approach.html>.
26. Maclaren J., Herbst M., Speck O., Zaitsev M. Prospective motion correction in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2013; 69(3): 621–636. DOI:10.1002/mrm.24314.
27. Zaitsev M., Maclaren J., Speck O. Motion artifacts in MRI. *NMR in Biomedicine*. 2015; 28(9): 887–901. DOI:10.1002/nbm.3331.
28. Keall P.J., Mageras G.S., Balter J.M., et al. 4D CT imaging and respiratory gating. *Physics in Medicine and Biology*. 2006; 51: R91–R124. DOI:10.1088/0031-9155/51/13/R01.
29. GE Healthcare; Varian; Philips. Respiratory Position Management Systems: User Manuals. 2020–2024.

30. Raghavan P. Upper limb motor impairment after stroke. *PM&R Clinics of North America*. 2015; 26(4): 599–610. DOI:10.1016/j.pmr.2015.06.002.
31. Lemmens R.J.M., Timmermans A.A.A., Janssen-Potten Y.J.M., Smeets R.J.E.M. Hand motor recovery trajectories. *Neurological Research and Practice*. 2021; 3: 70. DOI:10.1186/s42466-021-00163-8.
32. World Health Organization. The need for rehabilitation services in the WHO European Region. Copenhagen: WHO; 2022. 96 p.
33. Cooney W.P., Chao E.Y. Functional anatomy of the hand. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2020; 478(5): 1000–1012. DOI:10.1097/CORR.0000000000001216.
34. Nanayakkara V., Cotugno G., Vitzilaios N., Venetsanos D.T., Andronicou A., Dogramadzi S. The role of morphology of the thumb in anthropomorphic grasping: a review. *Frontiers in Mechanical Engineering*. 2017; 3: 5. DOI:10.3389/fmech.2017.00005.
35. España-Romero V., Ortega F.B., Alcaraz P.E. Normative range of motion values for hand and wrist joints: a systematic review. *Journal of Hand Therapy*. 2022; 35(1): 10–22. DOI:10.1016/j.jht.2021.02.005.
36. Кисть як ідеальний механізм творіння. Чому в кистьову хірургію закохуються? TF-G: травматологія та фармакологія: точки дотику [Електронний ресурс]. 26.04.2022. URL: <https://tf-g.com.ua/blogs/kist-yak-idealnij-mehanizm-tvorinnya.html>.
37. MacDermid J.C., Roth J.H., Birmingham T. Precision grip metrics in clinical assessment. *Hand Clinics*. 2024; 40(2): 245–258. DOI:10.1016/j.hcl.2023.12.003.
38. Balasubramanian S., Adolph K.E., Mutha P.K. Movement smoothness metrics in rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*. 2023; 31: 1234–1244. DOI:10.1109/TNSRE.2023.3265673.
39. World Health Organization. Rehabilitation 2030: A Call for Action [Електронний ресурс]. Geneva: WHO; 2023. URL: <https://www.who.int/rehabilitation>.

40. Fugl-Meyer A.R., Jääskö L., Leyman I., Olsson S., Steglind S. The post-stroke hemiplegic patient: a method for evaluation of physical performance. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine*. 1975; 7(1): 13–31.

41. Chen S., Zhang X., Ma Y., Chen X. Motion tracking in rehabilitation: from optical to markerless systems. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*. 2023; 11: 1125830. DOI:10.3389/fbioe.2023.1125830.

42. Clark R.A., Pua Y.-H., Bryant A.L., Hunt M.A. Validity of the Microsoft Kinect for assessment of postural control. *Gait & Posture*. 2013; 36(3): 372–377. DOI:10.1016/j.gaitpost.2012.07.012.

43. Prisco G., Sorrentino A., Ambrosio R., Lanzillo B. Validation of wearable inertial sensors for upper limb motion assessment in rehabilitation. *Diagnostics*. 2024; 15(1): 36. DOI:10.3390/diagnostics15010036.

44. Pandey A., Kumar D. Integration of tele-rehabilitation systems with HL7 FHIR for clinical data exchange. *IEEE Access*. 2023; 11: 75103–75114. DOI:10.1109/ACCESS.2023.3292822.

45. Microsoft Corporation. Azure Kinect DK Developer Documentation [Электронный ресурс]. Redmond (WA): Microsoft Learn; 2023. URL: <https://learn.microsoft.com/azure/kinect-dk>.

46. Espitia-Mora L.A., Vélez-Guerrero M.A., Callejas-Cuervo M. Low-cost markerless optical motion capture system for gait analysis. *Sensors*. 2024; 24(11): 3371. DOI:10.3390/s24113371.

47. Fathi S.I., Aziz M.H. A dataset for kinship estimation from image of hand using machine learning. *Iraqi Journal for Electrical and Electronic Engineering*. 2024; 20(2): 127–135. DOI:10.37917/ijeee.20.2.11.

48. Baisa N.L., Williams B., Rahmani H., Angelov P., Black S. Hand-based person identification using deep feature representation. In: *Proceedings of IPTA 2022*. 2022; p. 1–6.

49. Wu M., Yuan Y. Gender classification based on geometry of palm image. The Scientific World Journal. 2014; 2014: Article ID 305857.
50. ISO/TS 9241-411:2012. Ergonomics of human–system interaction – Evaluation methods for the design of physical input devices. Geneva: ISO; 2012.
51. ISO/IEC 27001:2022. Information security, cybersecurity and privacy protection – Information security management systems – Requirements. Geneva: ISO; 2022. 45 p.
52. IEC 81001-5-1:2021. Health software and health IT systems – Safety, effectiveness and security. Geneva: IEC; 2021. 64 p.
53. IEEE 11073-20601:2023. Health informatics – Personal health device communication – Application profile. New York: IEEE; 2023. 71 p.
54. Davis N. Teardown Tuesday: Microsoft Xbox 360 Kinect [Электронный ресурс]. All About Circuits. 2017. URL: <https://www.allaboutcircuits.com/news/teardown-tuesday-microsofts-xbox-360-kinect/>.
55. Sarbolandi H., Lefloch D., Kolb A. Kinect and Time-of-Flight Cameras: principles, accuracy, recent developments. Computer Vision and Image Understanding. 2022; 218: 103447. DOI:10.1016/j.cviu.2022.103447
56. iFixit Xbox One Kinect Teardown [Электронный ресурс]. URL: <https://www.ifixit.com/Teardown/Xbox+One+Kinect+Teardown/19725>.
57. Wang Y., Hao M., Xu X. Evaluation of the Microsoft Azure Kinect for postural control assessment. Gait & Posture. 2023; 103: 204–211. DOI:10.1016/j.gaitpost.2023.01.019.
58. American Society of Hand Therapists. Clinical Assessment Recommendations for Hand and Upper Extremity Rehabilitation. 2023. 164 p.
59. Oliphant T.E. A Guide to NumPy. Trelgol Publishing; 2006. 371 p.
60. Bradski G. The OpenCV Library. Dr. Dobb's Journal of Software Tools. 2000.
61. Harris C.R., Millman K.J., van der Walt S.J., et al. Array programming with NumPy. Nature. 2020; 585: 357–362. DOI:10.1038/s41586-020-2649-2.
62. McKinney W. Python for Data Analysis. O'Reilly Media; 2017. 544 p.

63. Hunter J.D. Matplotlib: a 2D graphics environment. *Computing in Science & Engineering*. 2007; 9(3): 90–95. DOI:10.1109/MCSE.2007.55.
64. Virtanen P., Gommers R., Oliphant T.E., et al. SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. *Nature Methods*. 2020; 17: 261–272. DOI:10.1038/s41592-019-0686-2.
65. Abadi M., Barham P., Chen J., et al. TensorFlow. In: *Proceedings of OSDI 2016*. p. 265–283.
66. Paszke A., Gross S., Massa F., et al. PyTorch library description. In: *NeurIPS 2019*. p. 8024–8035.
67. Rusu R.B., Cousins S. 3D is here: Point Cloud Library (PCL). In: *ICRA 2011*. p. 1–4. DOI:10.1109/ICRA.2011.5980567.
68. Unity Technologies. *Unity Manual*. 2023. URL: <https://docs.unity3d.com/Manual/index.html>.
69. Epic Games. *Unreal Engine Documentation*. 2023. URL: <https://docs.unrealengine.com/>.
70. Oppenheim A.V., Schafer R.W. *Discrete-Time Signal Processing*. 3rd ed. Prentice Hall; 2010. 1120 p.
71. Savitzky A., Golay M.J.E. Smoothing and differentiation of data. *Analytical Chemistry*. 1964; 36(8): 1627–1639. DOI:10.1021/ac60214a047.
72. Winter D.A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. Wiley; 2009. 384 p. DOI:10.1002/9780470549148.
73. American Society of Hand Therapists. *Clinical Assessment Guidelines for Hand Rehabilitation*. 3rd ed. ASHT; 2015. 132 p.
74. Bernstein N.A. *The Co-ordination and Regulation of Movements*. Oxford: Pergamon Press; 1967. 196 p.
75. Hogan N., Sternad D. Sensitivity of smoothness measures to movement duration. *Journal of Motor Behavior*. 2013; 45(5): 485–492. DOI:10.1080/00222895.2013.825043.

76. Latash M.L. Fundamentals of Motor Control. Academic Press; 2012. 335 p. DOI:10.1016/C2010-0-67012-4.
77. Robert-Lachaine X., Mecheri H., Larue C., Plamondon A. Validation of a low-cost inertial motion capture system. Journal of Biomechanics. 2020; 99: 109520. DOI:10.1016/j.jbiomech.2019.109520.
78. Seçkin A.Ç., Ateş B., Seçkin M. Wearable technology in rehabilitation: review. Applied Sciences. 2023; 13(18): 10399. DOI:10.3390/app131810399.
79. Abderrahmane M.A., Guelzim I., Abdelouahad A. Human age prediction based on hand image. In: ICDABI 2020. p. 1–5. DOI:10.1109/ICDABI51230.2020.9333839.
80. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T.P. Evolution of human movement capture methods. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2006; 3: 6. DOI:10.1186/1743-0003-3-6.
81. World Health Organization. Increasing access to quality rehabilitation services in Africa. Brazzaville: WHO; 2024. 44 p.
82. Ma M., Proffitt R., Skubic M. Validation of a Kinect V2-based rehabilitation game. PLOS ONE. 2018; 13(8): e0202338. DOI:10.1371/journal.pone.0202338.
83. World Health Organization. Rehabilitation in health systems: guide for action. Geneva: WHO; 2023. 120 p. ISBN 978-92-4-007392-9.
84. Allied Market Research. Digital Rehabilitation Market... 2022. 278 p.
URL: <https://www.alliedmarketresearch.com/digital-rehabilitation-market-A16815>.
85. European Parliament and Council. Regulation (EU) 2016/679 (GDPR). Official Journal of the EU. 2016; L119: 1–88.
86. European Parliament and Council. Regulation (EU) 2017/745 (MDR). Official Journal of the EU. 2017; L117: 1–175.
87. ISO 14971:2019. Medical devices — Application of risk management. Geneva: ISO; 2019. 36 p.
88. ISO 13485:2016. Medical devices — Quality management systems. Geneva: ISO; 2016. 52 p.

89. IEC 62304:2015. Medical device software — Software life cycle processes. Geneva: IEC; 2015. 84 p.

90. IEC 60601-1:2020; IEC 60601-1-2:2020. Medical electrical equipment – General requirements. Geneva: IEC; 2020.

91. World Health Organization. WHO global report on assistive technology. Geneva: WHO; 2022. 248 p. ISBN 978-92-4-004945-0.

ДОДАТОК А

Взаємодія сенсорних систем і програмного забезпечення та вимоги до пристрою для реєстрації рухів

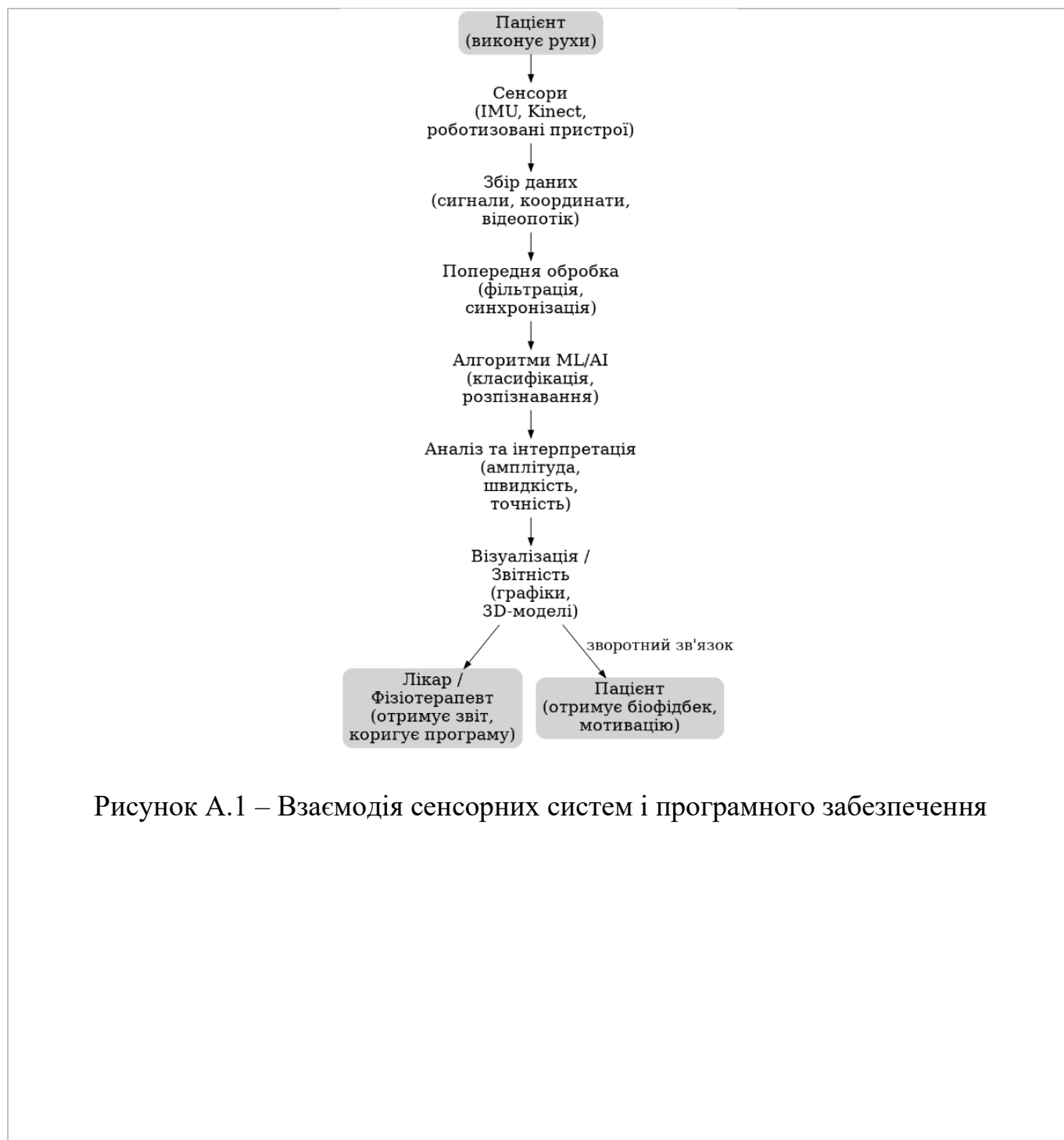


Рисунок А.1 – Взаємодія сенсорних систем і програмного забезпечення

Таблиця А.1 – Основні медико-технічні вимоги до пристрою для реєстрації рухів

Критерій	Вимоги	Стандарт / нормативна база
Безпека	Електробезпека, захист від механічних ризиків, управління ризиками протягом життєвого циклу	IEC 60601-1:2020; ISO 14971:2019
Ефективність	Клінічна валідність, точність і відтворюваність вимірювань, проведення клінічних випробувань	ISO 14155:2020
Юзабіліті	Простота використання, мінімізація ризику помилок користувача, інтуїтивний інтерфейс	IEC 62366-1:2015+AMD1:2020
Домашнє використання	Врахування умов побутового середовища, безпека для неспеціалізованих користувачів, ЕМС, маркування	IEC 60601-1-11:2015+AMD1:2020
Програмне забезпечення	Управління життєвим циклом ПЗ: проєктування, верифікація, валідація	IEC 62304:2006+AMD1:2015
Сумісність	Інтеграція з електронними медичними картами, підтримка обміну даними	HL7 FHIR R4; ISO/IEEE 11073-20601
Кібербезпека	Управління ризиками безпеки ПЗ, інформаційна безпека та захист даних	IEC 81001-5-1:2021; ISO/IEC 27001:2022

ДОДАТОК Б

Таблиця Б.1 — Позначення змінних у формулах відповідно до лендмарків MediaPipe Hands

Індекс змінної (i)	Назва лендмарку	Анатомічне розташування	Змінна у формулах
0	WRIST	Проксимальна основа кисті, зап'ясток	$P_0(t) = (x_0, y_0, z_0)$
1	THUMB_CMC	Основна суглобова точка великого пальця (carpometacarpal joint)	$P_1(t)$
2	THUMB_MCP	П'ястково-фаланговий суглоб великого пальця	$P_2(t)$
3	THUMB_IP	Міжфаланговий суглоб великого пальця	$P_3(t)$
4	THUMB_TIP	Кінчик великого пальця	$P_4(t)$
5	INDEX_FINGER_MCP	Проксимальний суглоб вказівного пальця (MCP)	$P_5(t)$
6	INDEX_FINGER_PIP	Проксимальний міжфаланговий суглоб	$P_6(t)$
7	INDEX_FINGER_DIP	Дистальний міжфаланговий суглоб	$P_7(t)$
8	INDEX_FINGER_TIP	Кінчик вказівного пальця	$P_8(t)$
9	MIDDLE_FINGER_MCP	П'ястково-фаланговий суглоб середнього пальця	$P_9(t)$
10	MIDDLE_FINGER_PIP	Проксимальний міжфаланговий суглоб середнього пальця	$P_{10}(t)$
11	MIDDLE_FINGER_DIP	Дистальний міжфаланговий суглоб середнього пальця	$P_{11}(t)$
12	MIDDLE_FINGER_TIP	Кінчик середнього пальця	$P_{12}(t)$
13	RING_FINGER_MCP	П'ястково-фаланговий суглоб безіменного пальця	$P_{13}(t)$
14	RING_FINGER_PIP	Проксимальний міжфаланговий суглоб	$P_{14}(t)$
15	RING_FINGER_DIP	Дистальний міжфаланговий суглоб	$P_{15}(t)$
16	RING_FINGER_TIP	Кінчик безіменного пальця	$P_{16}(t)$
17	PINKY_MCP	П'ястково-фаланговий суглоб мізинця	$P_{17}(t)$
18	PINKY_PIP	Проксимальний міжфаланговий суглоб	$P_{18}(t)$
19	PINKY_DIP	Дистальний міжфаланговий суглоб	$P_{19}(t)$
20	PINKY_TIP	Кінчик мізинця	$P_{20}(t)$

Код програми для тестування сенсорного модуля Kinect

```
import cv2
import freenect
import numpy as np

def get_depth():
    """Зчитування глибинного зображення з Kinect"""
    depth, _ = freenect.sync_get_depth()
    return depth

def get_video():
    """Зчитування RGB-зображення з Kinect"""
    rgb, _ = freenect.sync_get_video()
    return cv2.cvtColor(rgb, cv2.COLOR_RGB2BGR)

while True:
    depth = get_depth()
    rgb = get_video()
    # Нормалізація глибинного зображення для відображення
    depth_display = np.clip(depth / 2048 * 255, 0, 255).astype(np.uint8)

    # Об'єднане вікно для перегляду
    cv2.imshow('Kinect RGB', rgb)
    cv2.imshow('Kinect Depth', depth_display)

    if cv2.waitKey(1) & 0xFF == 27: # натиснути ESC для виходу
        break
cv2.destroyAllWindows()
freenect.sync_stop()
```