НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ
«КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ
імені ІГОРЯ СІКОРСЬКОГО»

Радіотехнічний факультет

Кафедра прикладної радіоелектроніки

«На правах рукопису»
УДК 612.7:004.8

До захисту допущено:
Зав. кафедри
_____ Андрій МОВЧАНЮК
«___»_____20__ р.

Магістерська дисертація

на здобуття ступеня магістра

за освітньо-професійною програмою «Інтелектуальні технології радіоелектронної техніки»

на тему: «Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів»

Виконала:
студентка VI курсу, групи РЕ-41мп

Штик Тетяна Василівна _____ _____
Прізвище, ім'я та по батькові підпис

Керівник:
Старший викладач, Головня Вікторія Мілентіївна _____ _____
Посада, науковий ступінь, вчене звання, Прізвище, ім'я та по батькові підпис

Рецензент:
Проф., д.т.н. каф.РІ Шарпан Олег Борисович _____ _____
Посада, науковий ступінь, вчене звання, Прізвище, ім'я та по батькові підпис

Засвідчую, що у цьому дипломному проєкті немає запозичень з праць інших авторів без відповідних посилань.
Студентка _____

Київ – 2025 року

Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»
Радіотехнічний факультет
Кафедра прикладної радіоелектроніки

Рівень вищої освіти – другий (магістерський)

Спеціальність – 172 Телекомунікації та радіотехніка

Освітньою програмою «Інтелектуальні технології мікросистемної радіоелектронної техніки»

ЗАТВЕРДЖУЮ
В.о. зав. кафедри
_____Андрій МОВЧАНЮК
«___»_____2025 р.

ЗАВДАННЯ
на магістерську дисертацію студента
Штик Тетяні Василівні

1. Тема проєкту «Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів», керівник проекту Головня Вікторія Мілентіївна, затверджені наказом по університету від «11» листопада 2025 р. № 4895-с.

2. Термін подання студентом проєкту 15 грудня 2025 року.

3. Об’єкт дослідження: процес вимірювання та аналізу параметрів руху нижніх кінцівок людини за допомогою інерційних вимірювальних сенсорів *(IMU)*

4. Вихідні дані:

1. часові та частотні характеристики руху нижніх кінцівок (тривалість сесії, оцінка кількості кроків, каденс);
2. оброблені інерціальні сигнали акселерометра та гіроскопа (згладжені та скориговані);
3. графічні представлення сигналів і розрахованих параметрів у вебінтерфейсі;

4. текстовий аналітичний звіт, сформований автоматично на основі отриманих метрик;
5. збережені результати аналізу у вигляді файлів для подальшого використання (TXT, PDF).

5. Перелік завдань, які потрібно розробити: збирання інформації, обрання компонентів системи, проектування схеми електричної принципової, написання коду, проектування корпусу.

6. Орієнтовний перелік графічного (ілюстративного) матеріалу: схема електрична принципова.

7. Орієнтовний перелік публікацій

9. Дата видачі завдання 05 вересня 2025 року

Календарний план

№ з/п	Назва етапів виконання магістерської дисертації	Термін виконання етапів магістерської дисертації	Примітка
1	Отримання теми магістерської дисертації	05.09.2025	
2	Розробка плану магістерської дисертації	06.09.2025	
3	Початок збору інформації для дослідження	10.09.2025	
4	Опрацювання літератури	21.09.2025	
5	Проектування схеми електричної принципової	08.10.2028	
6	Тестування працездатності	30.10.2025	
8	Збірка та налагодження пристроюю	15.11.2025	
	Оформлення магістерської дисертації	12.12.2025р.	

Студент Тетяна ШТИК

Науковий керівник Вікторія ГОЛОВНЯ

РЕФЕРАТ

Магістерська дисертація складається зі вступу, семи розділів, висновків, переліку джерел посилань та додатків. Робота містить 91 сторінок, 26 рисунків, 2 таблиці, 9 додатків та 29 джерел за переліком посилань.

Актуальність теми дослідження зумовлена зростаючою потребою у доступних та мобільних засобах аналізу біомеханіки руху людини, зокрема ходи нижніх кінцівок. Сучасні лабораторні системи аналізу руху є дорогими, складними в експлуатації та малодоступними для повсякденного використання у реабілітації та фізіотерапії.

Метою роботи є створення інтелектуальної апаратно-програмної системи аналізу ходи людини на основі інерційних вимірювальних сенсорів із можливістю локальної обробки, візуалізації та формування аналітичних звітів. Для досягнення поставленої мети вирішено такі завдання: аналіз існуючих систем аналізу руху; вибір апаратної платформи та *IMU*-сенсора; розробка алгоритмів калібрування та обробки даних; реалізація механізму збереження і передачі вимірювань; створення програмного інтерфейсу візуалізації та модуля інтелектуального аналізу; проєктування корпусу пристрою.

Об’єктом дослідження є процес вимірювання та аналізу параметрів руху нижніх кінцівок людини. Предметом дослідження є методи та алгоритми обробки інерціальних даних *IMU*-сенсорів для оцінки характеристик ходи.

Для досягнення поставленої мети у роботі використано комплекс теоретичних та експериментальних методів дослідження. Теоретичні методи включають аналіз і узагальнення науково-технічної літератури з питань інерційних вимірювальних систем, біомеханіки руху людини та обробки сигналів, що дозволило обґрунтувати вибір апаратної платформи й алгоритмів обробки даних. Методи математичного моделювання застосовано для опису процесів вимірювання акселерометра та гіроскопа, а також для врахування впливу похибок сенсорів. Методи цифрової обробки сигналів використано для фільтрації, згладжування та попередньої обробки інерціальних даних.

Експериментальні методи застосовано для перевірки працездатності розробленої системи в реальних умовах та оцінки стабільності отриманих результатів. Програмні методи реалізації вбудованих і веборієнтованих систем використано для створення механізмів збереження, передачі, візуалізації та інтелектуального аналізу результатів вимірювань.

Практичне значення роботи полягає у створенні працездатної інтелектуальної апаратно-програмної системи аналізу біомеханіки ходи нижніх кінцівок на основі *IMU*-сенсорів. Розроблена система забезпечує автономний збір, збереження та обробку інерціальних даних, а також їх наочну візуалізацію і автоматизоване формування аналітичних звітів. Отримані результати можуть бути використані у навчальному процесі, під час експериментальних досліджень, а також у практиці фізичної реабілітації та функціональної діагностики для попередньої оцінки параметрів ходи. Запропоновані алгоритмічні та конструктивні рішення можуть бути використані як основа для подальшого розвитку носимих систем моніторингу руху людини.

Ключові слова: інерційний вимірювальний модуль, аналіз ходи, біомеханіка руху, штучний інтелект, обробка даних.

ANNOTATION

The master's thesis consists of an introduction, seven chapters, conclusions, a list of references, and appendices. The work contains 91 pages, 26 figures, 2 tables, 9 appendices, and 29 references.

The relevance of the research topic is determined by the growing need for affordable and mobile means of analyzing the biomechanics of human movement, in particular the gait of the lower extremities. Modern laboratory motion analysis systems are expensive, difficult to operate, and not readily available for everyday use in rehabilitation and physical therapy.

The goal of this work is to create an intelligent hardware and software system for analyzing human gait based on inertial measurement sensors with the ability to perform local processing, visualization, and generation of analytical reports. To achieve this goal, the following tasks were solved: analysis of existing motion analysis systems; selection of a hardware platform and IMU sensor; development of calibration and data processing algorithms; implementation of a mechanism for storing and transmitting measurements; creation of a software visualization interface and an intelligent analysis module; design of the device housing.

The object of the study is the process of measuring and analyzing the parameters of human lower limb movement. The subject of the study is methods and algorithms for processing inertial data from IMU sensors to assess gait characteristics.

To achieve the set goal, a set of theoretical and experimental research methods was used in the work. Theoretical methods include analysis and generalization of scientific and technical literature on inertial measurement systems, biomechanics of human movement, and signal processing, which made it possible to justify the choice of hardware platform and data processing algorithms. Mathematical modeling methods were used to describe the measurement processes of the accelerometer and gyroscope, as well as to account for the influence of

sensor errors. Digital signal processing methods were used for filtering, smoothing, and preprocessing of inertial data. Experimental methods were used to test the performance of the developed system in real conditions and to evaluate the stability of the results obtained. Software methods for implementing embedded and web-oriented systems were used to create mechanisms for storing, transmitting, visualizing, and intelligently analyzing measurement results.

The practical significance of the work lies in the creation of a functional intellectual hardware and software system for analyzing the biomechanics of lower limb gait based on IMU sensors. The developed system provides autonomous collection, storage, and processing of inertial data, as well as their visual visua-?ization and automated generation of analytical reports. The results obtained can be used in the educational process, during experimental research, as well as in the practice of physical rehabilitation and functional diagnostics for preliminary assessment of gait parameters. The proposed algorithmic and design solutions can be used as a basis for the further development of wearable human motion monitoring systems.

Keywords: inertial measurement unit, gait analysis, biomechanics of movement, artificial intelligence, data processing.

Пояснювальна записка
до дипломного проєкту
на тему: «Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів»

Київ — 2025 року

ЗМІСТ

Перелік скорочень 13

Вступ 14

1 АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ 15

2 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ 16

2.1 Комплект *Movella Xsens DOT* 16

2.2 Сенсорні устілки *ReGo* від компанії *Moticon* 18

2.3 Пристрій *Shimmer3 IMU Unit* 19

2.4 Висновки до розділу 20

3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ БОМЕХАНІЧНОГО МОНІТОРИНГУ 22

3.1 Структурна схема 22

3.2 Вибір мікроконтролера для системи 23

3.3 Вибір сенсора для системи 26

3.4 Конструктивні та функціональні елементи апаратної системи 28

3.5 Схема електрична принципова 30

3.6 Висновки до розділу 31

4 ПРИНЦИПИ РОБОТИ ІНЕРЦІЙНИХ СЕНСОРІВ 32

4.1 Призначення та загальна будова інерційних вимірювальних модулів 32

4.2 Принцип роботи акселерометра 33

4.3 Принцип роботи гіроскопа 34

4.4 Принцип роботи магнітометра 35

4.5 Узагальнена схема IMU 36

4.6 Математична модель вимірювань акселерометра та гіроскопа 37

4.7 Фільтр Калмана та обробка даних 39
4.8 Висновки до розділу 42
5 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ 44
5.1 Процедура увімкнення та калібрування системи 44
5.2 Робота механізму передачі файлів з ESP32 49
5.3 Висновки до розділу 53
6 ОПИС КОНСТРУКЦІЇ ТА КОРПУСУ ПРИСТРОЮ 55
6.1 Основа корпусу 55
6.2 Кришка корпусу 56
6.3 Збірка корпусу 57
6.4 Виготовлення корпусу 58
6.5 Висновки до розділу 59
7 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЄКТУ 61
7.1 Опис ідеї проєкту 61
7.2 Технологічний аудит ідеї проекту 64
7.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту 65
7.4 Розробка ринкової стратегії стартап-проєкту 68
ВИСНОВКИ 71
Перелік джерел посилання 73
Додаток А. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ 77
Додаток Б. СТРУКТУРНА СХЕМА 81
Додаток В. АЛГОРИТМ ОБРОБКИ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ ВИМІРЮВАНЬ 82

Додаток Г. СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА АПАРАТНОГО ІНТЕРФЕЙСУ 83

Додаток Ґ. СПЕЦИФІКАЦІЯ НА ПРИСТРІЙ 84

Додаток Д. ПЕРЕЛІК ЕЛЕМЕНТІВ 85

Додаток Е. ПЕРЕДНЯ ЧАСТИНА КОРПУСУ 86

Додаток Є. ЗАДНЯ ЧАСТИНА КОРПУСУ 87

ДОДАТОК Ж. ЛІСТИНГ КОДУ 88

ПЕРЕЛІК СКОРОЧЕНЬ

1. IMU – Inertial Measurement Unit
2. ESP32 – Espressif 32-bit Microcontroller
3. MEMS – Micro-Electro-Mechanical Systems
4. CSV – Comma-Separated Values
5. BLE – Bluetooth Low Energy
6. Wi-Fi – Wireless Fidelity
7. API – Application Programming Interface
8. HTTP – HyperText Transfer Protocol
9. AI – Artificial Intelligence
10. PDF – Portable Document Forma
11. OLED – Organic Light-Emitting Diode
12. USB – Universal Serial Bus
13. Type-C – USB Type-C
14. SDK – Software Development Kit

ВСТУП

У наш час, коли внаслідок повномасштабної війни в Україні різко зросла кількість людей із ампутаціями нижніх кінцівок, особливо актуальною стала потреба у самостійному, доступному та регулярному контролі стану ходи під час носіння протеза. Оскільки адаптація до протеза є індивідуальним та унікальним процесом, навіть незначні відхилення у ритмі та стійкості кроку складно помітити без інструментальної підтримки, а раннє виявлення негативної динаміки допомагає своєчасно скоригувати тренування чи налаштування компонентів протеза. Традиційні лабораторні методи аналізу біомеханіки є досить дорогими та вимірювання них є досить рідким.

Розвиток мікроелектроніки та сенсорики відкрив можливість створювати портативні системи на основі інерційних вимірювальних модулів *(IMU)* — акселерометрів і гіроскопів (за потреби магнітометрів), які відстежують прискорення та кутові швидкості сегментів без камер і маркерів.

Актуальність цієї роботи полягає у розробці інтелектуальної системи моніторингу динаміки ходи саме у користувачів протезів, здатної у реальному часі вимірювати ключові показники (каденс, стабільність ритму/варіабельність, інтенсивність руху), аналізувати їх та надавати інтерпретовані індикатори «краще/гірше». Таке рішення корисне в реабілітації після травм війни, у клінічних і наукових протоколах, а також у побуті між візитами до фахівця — як інструмент самоконтролю й об’єктивного зворотного зв’язку.

Метою проєкту є створення портативної інтелектуальної системи спостереження за динамікою носіння протеза на базі *IMU*-сенсора та мікроконтролера *ESP32-C3*, що забезпечує збирання, передавання, обробку та візуалізацію даних ходи користувача. Завдання включають: проєктування апаратної частини та корпусу, розробку прошивки для збору сигналів і розрахунку метрик, опис простого протоколу передачі, створення звіту для відображення динаміки, а також базову оцінку правильності вимірювань.

1 АНАЛІЗ ТЕХНІЧНОГО ЗАВДАННЯ

Пристрій, що розробляється є портативна система моніторингу динаміки носіння протеза нижньої кінцівки на основі інерційних сенсорів. У пристрої повинні бути реалізовані такі вимоги:

– забезпечити мікроконтролерну основу на *ESP32-C3* з вбудованими *Wi-Fi* та *Bluetooth Low Energy*; тактова частота не менше 160 МГц, обсяг оперативної пам’яті ≥ 400 КБ, флеш-пам’ять 4 МБ;

– використовувати інерційний модуль (*IMU*) класу *ICM*-20948 або сумісний; підтримка акселерометра та гіроскопа (магнітометр – за потреби); робочі діапазони не менше ±4 g та ±1000 dps;

– частота дискретизації сигналів не менше 100 Гц (допустиме підвищення до 200 Гц) для коректної реєстрації кроків і фаз опори;

– підтримка інтерфейсів сенсорів *I²C* (бажано 400 кГц) або *SPI*; наявність лінії переривання *IMU (INT)* для синхронізації зчитування;

– функція калібрування;

– обробка сигналів на пристрої;

– передача даних через *BLE* та/або *Wi-Fi*;

– живлення — від *Li-Po* акумулятора 3,7 В із заряджанням через *USB-C*;

– розбірний корпус, міцний і легкий, нейтрального відтінку; кріплення на гомілці/пілоні протеза або на взутті;

– наявність портів: *USB-C* для налагодження та живлення;

– автоматична відправка зведеного звіту на електронну пошту користувача;

– ремонтопридатність і доступність компонентів: використання елементів, представлених на ринку України;

2 ОГЛЯД ІСНУЮЧИХ РІШЕНЬ

Для виконання дисертації варто розпочати з огляду вже існуючих на ринку систем, тому у цьому розділі проведено аналіз основних характеристик, конструктивних особливостей та сфер застосування портативних систем моніторингу біомеханіки кінцівок. Розглянуто їхні типи, принципи роботи (вимірювання прискорень і кутових швидкостей, базові алгоритми фільтрації та детекції кроків, формування узагальнених метрик), а також вимоги до кріплення й передачі даних. Таким чином можна визначити, які саме класи пристроїв є найбільш придатними та ефективними для задач моніторингу звикання до протеза в різних умовах використання, а саме: домашнє чи лабораторне використання.

2.1 Комплект *Movella Xsens DOT*

Комплект *Movella Xsens DOT* це портативний *IMU* датчик, спроєктований для простого моніторингу кінематики без лабораторного обладнання: він вимірює *3D*-прискорення та кутові швидкості, має вбудоване сенсорне злиття для оцінки орієнтації, транслює дані через *Bluetooth Low Energy* у мобільний застосунок або власний софт, і завдяки офіційному *SDK* дозволяє швидко зібрати робочу систему відстеження ходи для контролю позитивної чи негативної динаміки носіння протеза (каденс, стабільність ритму, інтенсивність руху) у домашніх сесіях та амбулаторній реабілітації [1]. Внутрішнє семплювання *IMU* сягає порядку сотень герц (до ~800 Гц), а практичні частоти оновлення потокових даних у *BLE*-режимі — до ~60 Гц при використанні кількох датчиків; цього достатньо для детекції кроків, базових фазових ознак і побудови індикаторів «краще/гірше» у реальному часі; сам модуль компактний (приблизно 36 мм × 30 мм × 11 мм), легкий (близько 11 г), має клас захисту IP68, працює від вбудованого акумулятора близько шести годин і підтримує внутрішнє сховище приблизно 128 МБ для офлайн-запису з подальшим вивантаженням, що зручно в «періодичному» домашньому використанні без постійного зв’язку [2]. Для інтеграції передбачена специфікація *BLE*-служби

з описом структур пакетів і механізмами синхронізації набору із кількох сенсорів (наприклад, одночасно на обидві ноги або ногу й тазовий сегмент), що спрощує побудову власного дашборда й формування узагальнених трендів для спостереження за адаптацією до протеза між візитами до фахівця [3]. Одним із відчутних недоліків *Movella Xsens DOT* (рис. 2.1) є прив'язка до фірмового програмного забезпечення. Пристрій повністю залежить від екосистеми *Movella* — офіційного мобільного додатка, *SDK* та *BLE*-сервісів. Це зручно для швидкого старту, але обмежує користувача у гнучкості: власні застосунки доводиться писати з використанням їхнього *SDK*, а оновлення чи виправлення багів залежать від виробника. Без офіційного програмного пакета неможливо налаштувати сенсор або стабільно отримувати дані у власних сценаріях. Така закритість робить систему менш зручною для дослідників чи розробників, які хочуть експериментувати з алгоритмами обробки сигналів або змінювати формат даних.

Рисунок 2.1 — Портативний *Movella Xsens DOT*

Другий суттєвий мінус — висока ціна. Один сенсор *Xsens DOT* коштує близько (250–300) євро, а повний набір із п'яти сенсорів (який найчастіше використовують у реабілітації для оцінки симетрії рухів) — понад 1000 євро. Таким чином, *Xsens DOT* підходить радше для клінічних або комерційних застосунків, ніж для недорогих персональних чи освітніх проектів.

2.2 Сенсорні устілки *ReGo* від компанії *Moticon*

Сенсорні устілки *ReGo* від компанії *Moticon* — це «розумні» інструменти для вимірювання тиску та руху стопи, створені для комплексного аналізу ходи, бігу й реабілітаційних процесів. Кожна устілка містить 16 датчиків тиску та 6-осьовий *IMU*-модуль (акселерометр + гіроскоп), що дає змогу точно визначати розподіл навантаження, переміщення центру тиску (*CoP*), прискорення та обертання сегмента стопи. Система забезпечує частоту вимірювань до 200 Гц, підтримує бездротову передачу даних через *Bluetooth Low Energy* 5.0, живиться від вбудованого *Li-ion* акумулятора з можливістю заряджання через *USB-C*, а також має широкий діапазон розмірів [4].

ReGo призначені для клінічної реабілітації, спортивної науки та біомеханічних досліджень (рис 2.2). Вони дають змогу не лише визначати частоту кроків (каденс) і прискорення, а й аналізувати симетрію навантаження між ногами, контроль опори протеза, стабільність кроку та розвиток адаптації після ампутації. Такі устілки особливо корисні під час спостереження за користувачами протезів, оскільки дають змогу бачити, як змінюється контакт стопи або протезної основи з поверхнею, і чи покращується баланс під час руху.

Рисунок 2.2 — Устілки *ReGo*

Вартість пристрою досить висока: пара устілок коштує близько 849 євро, стартовий набір із двох пар — приблизно 2 413 євро, стандартний комплект із п’яти пар — 4 970 євро, а повний — понад 6 700 євро [4]. До цього дода-

ються витрати на програмне забезпечення та окремі ліцензії для тестів, вартість яких починається від 0,99 євро за одну сесію вимірювань.

Попри високу ціну, *Moticon ReGo Sensor Insoles* вважаються одним із найточніших комерційних рішень для польового аналізу ходи.

У науковому дослідженні *«Validity and Reliability of the Insole3 Instr-?mented Shoe Insole»* було встановлено, що система має високу надійність (ICC > 0,94 для деяких параметрів) при ходьбі та помірному бігу, але нижчу валідність в порівнянні з лабораторними платформами тиску (значні зміщення у вимірюваннях тиску/сил) [5].

2.3 Пристрій *Shimmer3 IMU Unit*

Shimmer3 IMU Unit — це високоточний інерційний модуль, розроблений компанією *Shimmer Research* для використання у сфері біомеханічного аналізу, спортивної науки, реабілітації та дослідницьких проєктів. Пристрій призначений для збору та передачі даних про тривимірні прискорення, кутові швидкості та орієнтацію тіла у просторі. Завдяки своїй компактності, легкості та автономності, він може кріпитися на різні частини тіла, зокрема на гомілку, стегно або протез, що робить його зручним для моніторингу ходи та рухів у реальних умовах.

Пристрій (рис. 2.3) оснащено 9-осьовим інерційним модулем (акселерометр, гіроскоп і магнітометр) та барометричним датчиком тиску, що дозволяє вимірювати не лише переміщення, а й зміни висоти. Частота вибірки сягає 2048 Гц, що забезпечує точне відтворення навіть швидких динамічних рухів. Передача даних здійснюється через *Bluetooth* 2.1 + *EDR*, або може виконуватися автономне логування на microSD-карту, що робить модуль придатним як для лабораторних, так і для польових досліджень. Пристрій має вбудований процесор руху, який може виконувати базову обробку сигналів і передавати вже відфільтровані дані. Додатково передбачено індикаторні світлодіоди для зручного контролю роботи, а також знімний акумулятор, який забезпечує кілька годин безперервної роботи.

Нарисунку 2.3 зображено кріплення пристрою на верхній кінцівці людини.

Рисунок 2.3 — Модуль *Shimmer3 IMU Unit* на руці людини

Shimmer3 IMU Unit сумісний із фірмовим програмним забезпеченням *Consensys*, що дозволяє проводити калібрування, синхронізацію декількох сенсорів, візуалізацію сигналів та експорт даних у форматі *CSV*. Саме через цей пакет забезпечується висока точність вимірювань, що дозволяє застосовувати пристрій у клінічній практиці для відстеження балансу, симетрії ходи та реабілітації пацієнтів після ампутації. Ціна одного сенсора складає приблизно від 500 євро до 600 євро, а дослідницькі комплекти з кількох сенсорів можуть коштувати понад 2000 євро [5,6].

2.4 Висновки до розділу

Розглянуті пристрої для біомеханічного моніторингу — *Movella Xsens DOT, Moticon ReGo Sensor Insoles* та *Shimmer3 IMU Unit* — мають деякі переваги й недоліки, а вибір між ними залежить від специфіки застосування, фінансових можливостей і необхідного рівня точності.

Movella Xsens DOT відзначається високою точністю та зручністю у використанні, та його головними недоліками є висока ціна та залежність від закритого програмного забезпечення. *Moticon ReGo Sensor Insoles* забезпечують комплексний аналіз навантаження на стопу, що є надзвичайно важливим у процесі реабілітації людей із протезами нижніх кінцівок, але ціна пристрою

та прив’язка до фірмової платформи обмежують його масове використання. *Shimmer3 IMU Unit*, у свою чергу, характеризується професійною точністю вимірювань та стабільністю калібрування, проте використовує застарілий Bluetooth-протокол і має високу вартість, що робить його менш доступним для індивідуальних користувачів.

Проведений аналіз показує, що всі ці рішення орієнтовані передусім на лабораторне або комерційне використання. На практиці існує потреба у створенні дешевшої, гнучкої та відкритої системи, яка могла б застосовуватися в домашніх умовах для контролю динаміки адаптації користувачів протезів. Тому розробка портативного пристрою на основі *ESP32-C3* та *ICM-20948* є актуальним і перспективним напрямом у сфері розумних систем реабілітації.

3 РОЗРОБКА СИСТЕМИ БОМЕХАНІЧНОГО МОНІТОРИНГУ

У процесі розробки розглянуто процес вибору основних апаратних компонентів системи. Особливу увагу варто надати вибору мікроконтролера, який є центральним елементом системи, що забезпечує збір, обробку та передавання даних із сенсорів. Від вибору апаратної апаратної складової залежить продуктивність, енергоефективність, надійність і можливості розширення системи, тому цей етап є визначним.

3.1 Структурна схема

На основі технічного завдання була розроблена структурна схема системи біомеханічного моніторингу динаміки носіння протеза. Основним елементом системи є мікроконтролер *ESP32-C3*, який виконує функції збору, обробки та передавання даних, отриманих від інерційного сенсора *ICM-20948*. Усі компоненти системи живляться від акумулятора, який забезпечує автономність роботи пристрою (рис. 3.1)

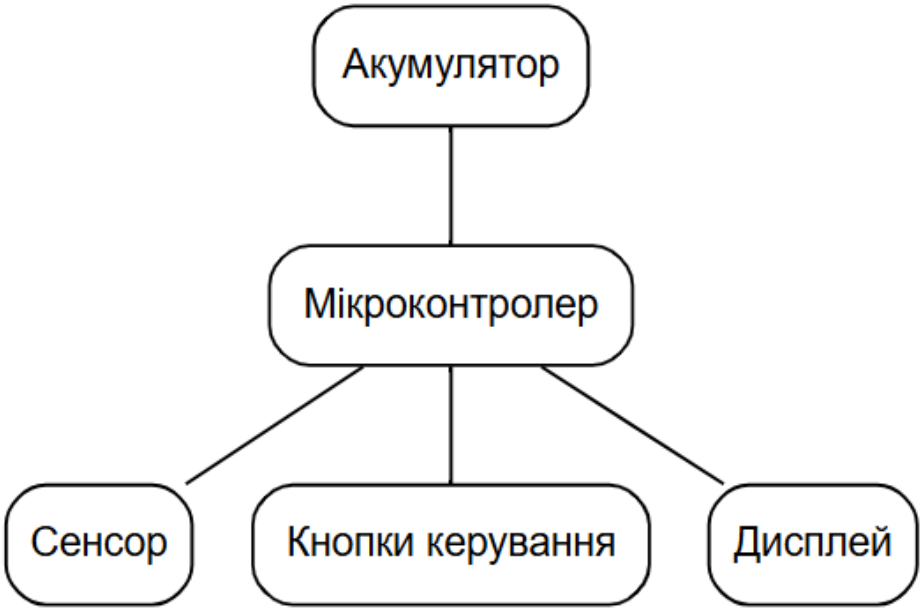


Рисунок 3.1 — Структурна схема пристрою

Мікроконтролер виконує роль центрального обчислювального мозку системи, здійснюючи опитування сенсора, обробку сигналів та їх фільтрацію.

Після цього дані можуть передаватися користувачу через бездротовий інтерфейс *(Wi-Fi або Bluetooth)* або відображатися локально на *OLED*-дисплеї. Для взаємодії з користувачем передбачено кнопки керування, що дозволяють змінювати режими роботи, запускати або зупиняти вимірювання, а також переглядати результати безпосередньо на дисплеї.

Система працює в автономному режимі — передбачено акумулятор. Уся система розміщується в компактному корпусі, який дозволяє кріпити пристрій на гомілці або протезі користувача, не обмежуючи його рухів.

Побудована схема має мінімалістичну структуру, що є однією з головних переваг запропонованої системи. Завдяки простоті підключення основних модулів пристрій є енергоефективним, легким у складанні та налагодженні, що дозволяє швидко реалізувати прототип навіть у домашніх умовах. Така архітектура також полегшує подальше масштабування: за потреби можна додати нові модулі, наприклад модем зв’язку для передавання даних у хмару або додаткові сенсори для комплекснішого аналізу ходи. Завдяки компактності й простій схемі з’єднань система залишається дешевою, надійною та зручною для носіння, що є критично важливим для користувачів протезів, які потребують щоденного моніторингу своєї рухової динаміки.

3.2 Вибір мікроконтролера для системи

Під час розробки системи моніторингу біомеханічних параметрів користувача важливим етапом є вибір мікроконтролера, який забезпечить баланс між продуктивністю, енергоефективністю, простотою інтеграції сенсорів і можливістю бездротової передачі даних. З огляду на ці вимоги, центральним обчислювальним елементом системи було обрано *ESP32-C3*. Мікроконтролер *ESP32-C3* побудований на архітектурі *RISC-V* і працює на частоті до 160 МГц, має 400 КБ *SRAM* та 4 МБ флеш-пам’яті. Його головною перевагою є поєднання *Wi-Fi* (2.4 ГГц) та *Bluetooth Low Energy* 5.0, що дозволяє передавати дані на комп’ютер або смартфон без зовнішніх модулів [7]. Це суттєво зменшує кількість компонентів, розмір друкованої плати та енергоспоживання системи. *ESP32-C3* також має вбудовані засоби криптографічного захисту

(AES, SHA, RSA, HMAC), що дозволяють забезпечити безпечну передачу даних — важливо для медичних і реабілітаційних систем [8].

Розглядаючи альтернативи, доцільно порівняти *ESP32-C3* із трьома популярними рішеннями: *ESP32-S3*, *Nordic nRF52840* та *Raspberry Pi RP2040*.

ESP32-S3 (рис 3.2) є старшою моделлю тієї ж серії від *Espressif*, має два ядра *Tensilica LX7* із частотою до 240 МГц, 512 КБ *SRAM* та підтримує *SIMD*-інструкції для машинного навчання. Це робить його придатним для складніших обчислень, наприклад попереднього аналізу сигналів з *IMU* або обчислення кватерніонів у реальному часі [9]. Проте *ESP32-S3* споживає більше енергії, що зменшує тривалість автономної роботи — важливий критерій для носимих пристроїв. Тому *ESP32-C3*, хоч і менш потужний, є більш енергоефективним і достатнім для задач збору й передавання даних.

Рисунок 3.2 — Пристрій *ESP32-S3*

Nordic nRF52840 є еталонним рішенням для *Bluetooth*-пристроїв, має *ARM Cortex-M4F* на частоті 64 МГц і підтримує *BLE* 5.2, *Thread* та *Zigbee* [10]. Його споживання у сплячому режимі менше за 5 мкА, що робить його чудовим вибором для фітнес-трекерів і сенсорних браслетів. Проте відсутність *Wi-Fi* обмежує передачу великих обсягів даних у реальному часі, тому для нашої системи, яка повинна надсилати телеметрію на комп’ютер, він поступається *ESP32-C3* (рис 3.3).

Raspberry Pi RP2040 є бюджетним мікроконтролером із двома ядрами *ARM Cortex-M0+*, який має високу продуктивність для обробки сигналів і добре документоване середовище розробки [11]. Однак у ньому немає вбудованих засобів бездротового зв’язку, що потребує використання окремих *Wi-Fi* або *BLE*-модулів. Це збільшує складність схеми та розмір пристрою, що суперечить вимогам до компактності.

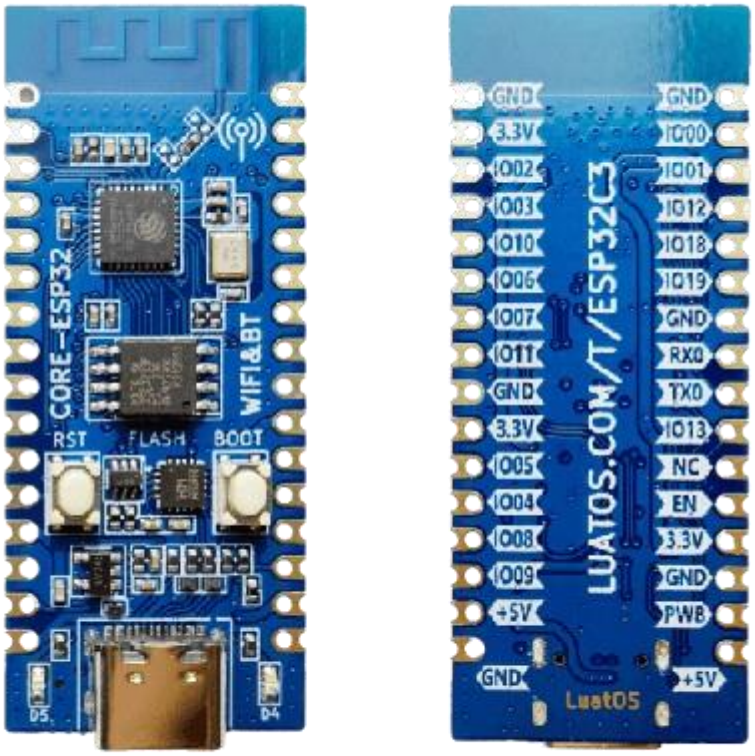


Рисунок 3.3 — Мікроконтролер *ESP32-C3*

ESP32-C3 поєднує головні переваги трьох вищезгаданих варіантів: він має інтегровані засоби бездротового зв’язку, помірне енергоспоживання, достатню обчислювальну потужність, а також зручну підтримку *SDK* — середовище *ESP-IDF* та *Arduino Core*. Він легко взаємодіє з сенсором *ICM-20948*, дисплеєм та іншими периферійними пристроями.

3.3 Вибір сенсора для системи

Для створення інтелектуальної системи моніторингу біомеханічної динаміки під час використання протеза було розглянуто декілька типів інерційних вимірювальних модулів, які поєднують у собі акселерометр, гіроскоп та іноді магнітометр. Основною метою вибору сенсора є забезпечення достатньої точності, стабільності та простоти інтеграції із мікроконтролером *ESP32-C3*.

Серед найпоширеніших *IMU*-модулів, що застосовуються у подібних біомеханічних або робототехнічних системах, було розглянуто *MPU-6050*, *ICM-20948* та *BNO055*.

Модуль *MPU-6050* (рис 3.4) є класичним рішенням, яке містить 3-осьовий акселерометр і гіроскоп, забезпечуючи базові можливості для визначення прискорення та кутових швидкостей. Його перевагою є низька вартість і простота підключення за інтерфейсом *I²C*, однак відсутність магнітометра ускладнює визначення абсолютної орієнтації у просторі, що може призводити до накопичення похибок при тривалих вимірюваннях [12].

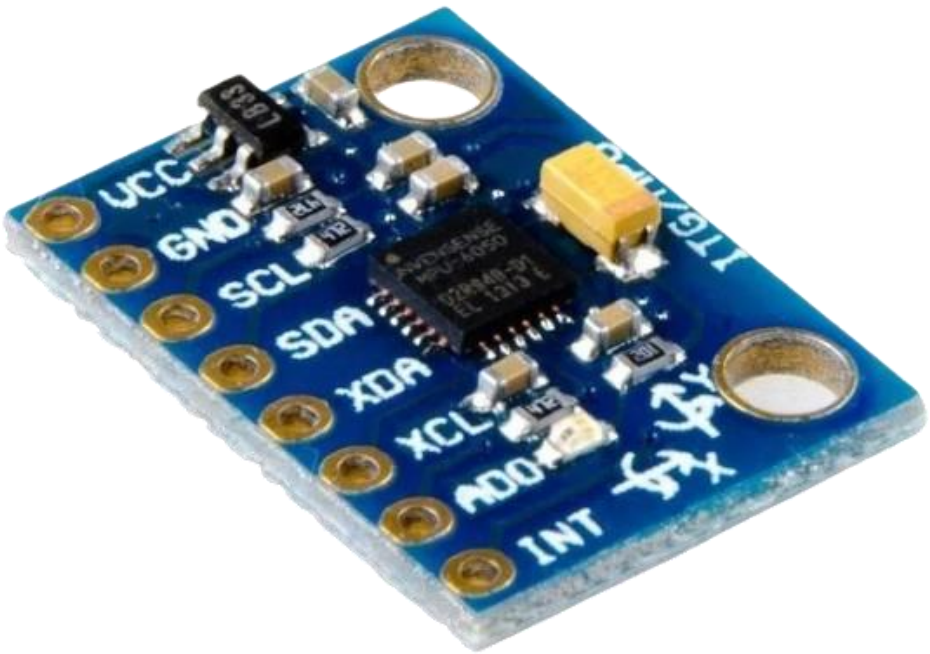


Рисунок 3.4 — Сенсор *MPU-6050*

Сенсор *ICM-20948* (рис 3.5) є частково сучаснимішим і вдосконаленим рішенням. Він містить повноцінний 9-осьовий блок (акселерометр, гіроскоп і

магнітометр) і підтримує високу частоту вимірювань — до 200 Гц, тому він підходить для аналізу динамічних рухів під час ходьби або бігу. Додатково, цей сенсор має вбудовану цифрову фільтрацію та низьке енергоспоживання, що відповідає вимогам портативних систем [13].

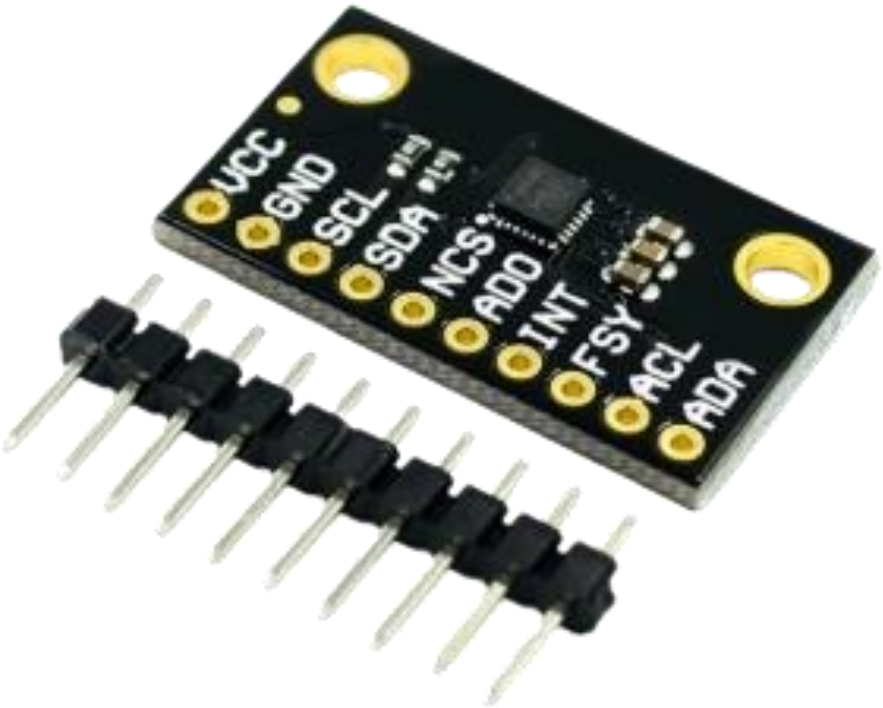


Рисунок 3.5 — Сенсор *ICM-20948*

Модуль *BNO055* (рис. 3.6) від *Bosch* відрізняється наявністю вбудованого мікропроцесора, який виконує обчислення орієнтації та компенсує дрейф, повертаючи готові дані у форматі кватерніонів. Це значно спрощує оброблення сигналу на стороні мікроконтролера. Однак, його недоліком є вища ціна та обмежений діапазон робочих частот, тому він є менш гнучким для проєктів, які потребують високої швидкості опитування [14].

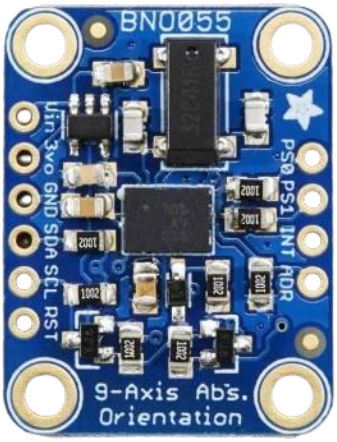


Рисунок 3.5 — Сенсор *BNO055* від *Bosch*

З урахуванням вимог до точності, енергоефективності, компактності та вартості, для даного проєкту обрано сенсор *ICM-20948*, який оптимально поєднує технічні можливості та доступність. Він підтримує роботу з *ESP32* через інтерфейс *I²C*, має мале енергоспоживання, широкий діапазон вимірювань (±16 g для акселерометра, ±2000°/с для гіроскопа) та забезпечує стабільну роботу в умовах тривалої експлуатації. Використання магнітометра дозволяє проводити більш точний аналіз орієнтації під час ходьби, що є критичним для визначення динаміки адаптації користувача до протеза.

Таким чином, вибір сенсора *ICM-20948* обґрунтовується його високою точністю, стабільністю, підтримкою сучасних інтерфейсів і низьким енергоспоживанням, що робить його найкращим рішенням для системи біомеханічного моніторингу нижніх кінцівок.

3.4 Конструктивні та функціональні елементи апаратної системи

Для забезпечення повноцінного функціонування системи біомеханічного моніторингу було підібрано ряд допоміжних апаратних компонентів, які виконують роль інтерфейсу між користувачем і мікроконтролером, а також забезпечують стабільність роботи пристрою. До списку цих модулів входять *OLED*-дисплей, елементи керування (кнопки) та акумуляторна батарея.

В якості індикатора було обрано *OLED*-дисплей з роздільною здатністю 128×32 пікселі на контролері *SSD1306*, який забезпечує чітке відображення інформації при мінімальному енергоспоживанні. Дисплей працює за інтерфейсом *I²C*, що дозволяє легко підключити його до мікроконтролера *ESP32-C3*, використовуючи лише дві сигнальні лінії — *SDA* та *SCL*. Виведення інформації на екран дає можливість користувачу спостерігати за станом сенсорів, рівнем заряду або індикаторами зв'язку без потреби в додатковому обладнанні [15].

Для реалізації базового користувацького керування застосовано тактову кнопку, підключену до *GPIO*-входів мікроконтролера. Живлення системи забезпечується літій-полімерним акумулятором ємністю 400 мА·год, який підключається через модуль заряджання *TP4056* (рис 3.6) до плати живлення *ESP32-C3*. Такий тип акумулятора вибрано через поєднання високої щільності енергії та компактності. Під час заряджання енергія подається через роз'єм *USB-C*, що є зручним в експлуатації та сумісним із сучасними джерелами живлення [16].

Рисунок 3.6 — Модуль заряджання *TP4056*

Усі модулі системи з'єднані між собою гнучкими провідниками, що забезпечують механічну гнучкість і зменшують навантаження на роз'єми при носінні пристрою. Вибрана структура з'єднань дозволяє легко здійснювати обслуговування або заміну окремих компонентів.

Така архітектура забезпечує простоту, ремонтопридатність та модульність системи. У майбутньому вона може бути доповнена іншими периферійними елементами, такими як світлодіодні індикатори, сенсор температури чи модуль вібраційного зворотного зв’язку. Це робить конструкцію гнучкою для подальшого розвитку та оптимізації.

3.5 Схема електрична принципова

Електрична схема розробленої системи наведена на рисунку 3.7. Вона відображає основні з’єднання між мікроконтролером *ESP32-C3*, інерційним сенсором *ICM-20948*, *OLED*-дисплеєм *SSD1306*, кнопками керування та модулем живлення з літій-полімерним акумулятором.

Мікроконтролер *ESP32-C3* є центральним елементом системи, що виконує збір, обробку та передавання даних. Зв’язок між *ESP32-C3* та сенсором *ICM-20948* реалізовано через шину *I²C*, яка використовує дві лінії: *SDA* (дані) та *SCL* (синхронізація).

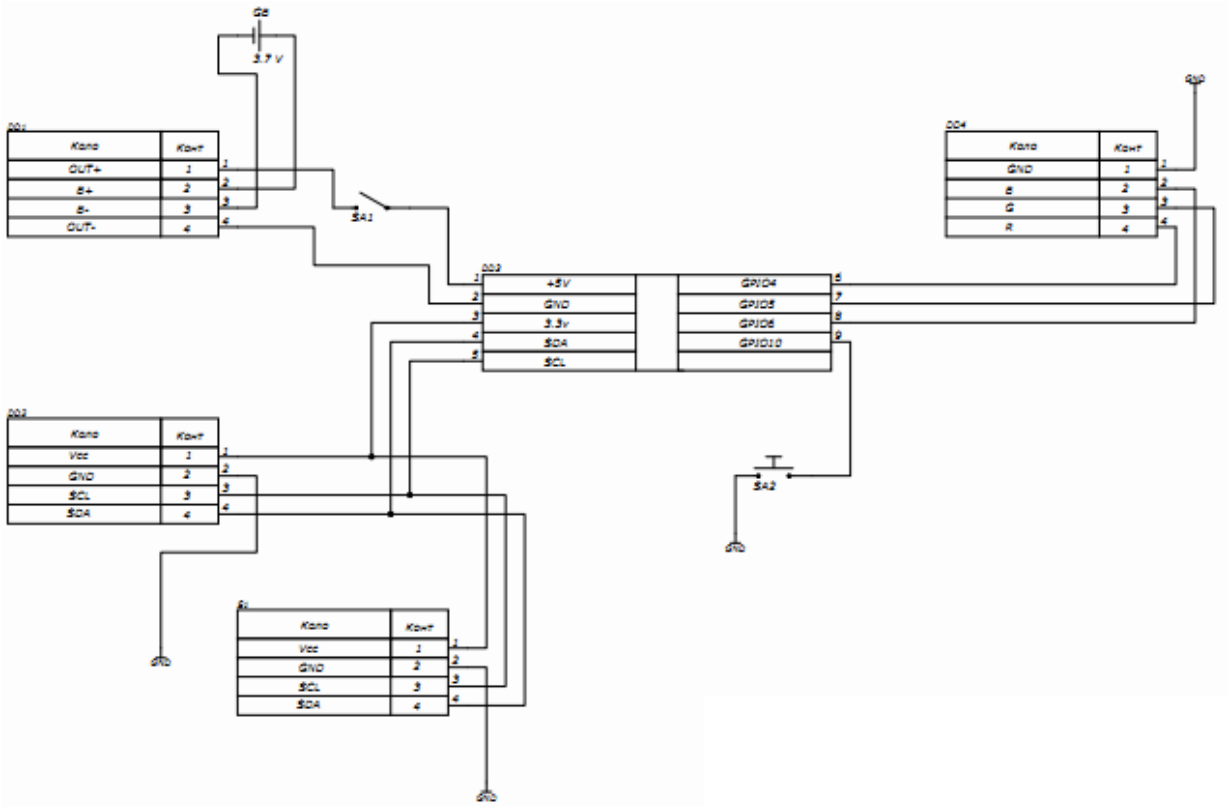


Рисунок 3.7 — Схема електрична принципова апаратного інтерфейсу

Схема електрична принципова розроблена в середовищі *Altium Designer*.

3.6 Висновки до розділу

У цьому розділі було створено структурну схему пристрою, визначено основні функціональні модулі та обґрунтовано вибір мікроконтролера, сенсора, дисплея, кнопок керування та системи живлення. Обрана мікроконтролерна платформа *ESP32-C3* забезпечує необхідну продуктивність і підтримує сучасні інтерфейси зв'язку, а сенсор *ICM-20948* дозволяє отримувати точні дані про орієнтацію та прискорення.

Всі обрані частини системи є доступними на ринку України. Це є важливим пунктом в технічному завданні та його виконання може гарним чинником для запуску серійого виробництва.

Запропонована система характеризується модульністю, енергоефективністю та простотою реалізації. Це дає змогу швидко здійснювати збір даних і проводити подальшу обробку без складного лабораторного обладнання. Електричні з'єднання виконані з урахуванням вимог до портативності, надійності та зручності технічного обслуговування.

4 ПРИНЦИПИ РОБОТИ ІНЕРЦІЙНИХ СЕНСОРІВ

Теоретичні снови функціонування інерційних вимірювальних систем, на основі яких побудована розроблена система моніторингу є важливим етапом. Розглянута будова, фізичні принципи роботи акселерометрів, гіроскопів і магнітометрів. Така теоретична база дозволяє краще зрозуміти, як саме сенсорні дані перетворюються в ключові біомеханічні показники ходи і адаптації до протеза.

4.1 Призначення та загальна будова інерційних вимірювальних модулів

Інерційний вимірювальний блок *(IMU, Inertial Measurement Unit)* — це електронний пристрій, який призначений для вимірювання прискорень, кутових швидкостей і, за наявності, магнітних полів у просторі трьох вимірів. Він зазвичай включає в себе три ортогонально розташовані акселерометри та три гіроскопи, а в більш розширених рішеннях — ще й магнітометри [17]. Завдяки цьому *IMU* може оцінювати рух і орієнтацію об’єкта без потреби в зовнішніх датчиках положення чи оптичних системах.

В основі сучасних *IMU* лежить технологія *MEMS (microelectromechanical systems)*, що дозволяє інтегрувати механічні структури, такі як «доказова маса» *(proof mass)*, пружини й детектори зміщення, на кремнієвій підкладці [18]. При лінійному прискоренні маса зміщується під дією інерції, і це зміщення перетворюється на електричний сигнал через зміни ємності або П’єзоелектричні ефекти — таким чином акселерометр вимірює «специфічну силу», тобто силу на одиницю маси, яка включає як прискорення руху, так і гравітаційне прискорення [19]. У свою чергу гіроскопи *MEMS* використовують ефект Кориоліса: коли конструкція знаходиться під кутовою швидкістю, виникає вторинний рух довкола певної осі, який вимірюється зміною ємності або зміщенням маси [18]. Магнітометр, як правило, служить для оцінки орієнтації в глобальних координатах, спираючись на магнітне поле Землі.

IMU надає сирі дані про прискорення та обертання у трьох координатах, що дає змогу побудувати подальші алгоритми обробки — наприклад, визначення каденсу, нахилу під час ходи чи симетрії руху кінцівок. У розроблюваній системі це означає, що на базі *IMU* можна отримати безперервну оцінку кінаматичних параметрів під час руху, без потреби в масштабному обладнанні або маркерах.

4.2 Принцип роботи акселерометра

Акселерометр — це сенсор, який вимірює лінійне прискорення об’єкта вздовж однієї або кількох осей. У більшості сучасних систем біомеханічного моніторингу використовуються тривісні акселерометри, здатні реєструвати прискорення за осями *X, Y* та *Z*, що дозволяє визначати положення й рух у просторі.

Основний фізичний принцип дії акселерометра ґрунтується на законі інерції Ньютона: при прикладанні прискорення до маси, закріпленої на пружному елементі, виникає її зміщення, пропорційне прикладеній силі. У мікроелектромеханічних *(MEMS)* акселерометрах це зміщення вимірюється за допомогою зміни електричної ємності між рухомими і фіксованими електродами [20].

Під час спокою сенсор реєструє лише компоненту прискорення, зумовлену силою тяжіння, що дозволяє визначати нахил пристрою відносно горизонту. Під час руху показання акселерометра складаються з гравітаційного та інерційного прискорень, які можна розділити програмними методами — за допомогою фільтрації та алгоритмів сенсорного злиття. Такі обчислення дозволяють визначити не тільки нахили, а й параметри кроку, швидкість пересування та симетрію рухів при ходьбі [21].

У системі біомеханіки кінцівки акселерометр використовується для відстеження амплітуди коливань, прискорення при кожному кроці та стабільності руху нижньої кінцівки. Зокрема, аналіз середнього прискорення і його варіацій у різних фазах кроку дозволяє оцінити рівномірність навантаження та

ефективність адаптації користувача до протеза. Це є ключовим показником при відновленні природної ходи.

4.3 Принцип роботи гіроскопа

Гіроскоп — це сенсор, який вимірює кутову швидкість обертання об'єкта навколо однієї або кількох осей. У системах на основі інерційних вимірювальних модулів *(IMU)* гіроскоп використовується для визначення орієнтації тіла в просторі, оцінки стабільності руху та компенсації похибок, які виникають під час використання акселерометра.

У більшості сучасних портативних систем застосовуються *MEMS-гіроскопи*, принцип роботи яких ґрунтується на ефекті Коріоліса. Коли маса всередині сенсора починає коливатися під дією вібрації або руху, а сам сенсор обертається, на масу діє сила, пропорційна швидкості обертання. Ця сила спричиняє зміщення, яке фіксується електрично за допомогою ємнісних перетворювачів [22]. Отриманий сигнал перетворюється в цифрові дані, що передаються до мікроконтролера через інтерфейс *I²C* або *SPI*.

Завдяки високій частоті вибірки гіроскоп забезпечує миттєве відстеження навіть незначних змін положення, що робить його незамінним у задачах стабілізації руху та аналізу динаміки кроку. У поєднанні з акселерометром дані гіроскопа дозволяють реалізувати сенсорне злиття, за допомогою якого система визначає положення нижньої кінцівки у просторі з мінімальними похибками.

У контексті створення системи моніторингу носіння протеза гіроскоп дає змогу оцінити плавність і рівномірність обертальних рухів суглобів під час ходьби, визначати фази кроку та виявляти асиметрії, що виникають при неправильному приляганні або розбалансуванні протеза. Отже, гіроскоп забезпечує критично важливу інформацію для аналізу адаптації користувача до протезу та раннього виявлення негативних змін у біомеханіці руху [23].

4.4 Принцип роботи магнітометра

Магнітометр — це сенсор, який вимірює інтенсивність і напрямок магнітного поля, зазвичай у трьох просторових осях *(X, Y, Z)*. Основне його призначення в інерційних вимірювальних модулях *(IMU)* — визначення орієнтації пристрою відносно магнітного поля Землі, що дозволяє отримати абсолютний азимут (напрямок на північ). У поєднанні з даними акселерометра та гіроскопа магнітометр допомагає коригувати дрейф, який неминуче накопичується під час інтегрування сигналів гіроскопа [24].

Принцип дії магнітометра базується на вимірюванні змін магнітного потоку, який проходить через чутливий елемент. У більшості сучасних мікросенсорів застосовується технологія *Hall-ефекту* або анізотропного магніторезистивного ефекту *(AMR)*. У першому випадку при проходженні струму через провідник у присутності магнітного поля виникає поперечна напруга, пропорційна силі поля. У випадку *AMR* використовується зміна електричного опору матеріалу залежно від напрямку зовнішнього магнітного поля [25].

У системі магнітометр відіграє допоміжну роль — він забезпечує стабілізацію просторової орієнтації. Це особливо важливо, коли сенсор розташований на рухомій частині тіла, наприклад на протезі: навіть невеликий дрейф у даних гіроскопа може призвести до накопичення похибки в розрахунку кута повороту. Використання магнітометра дозволяє коригувати ці зміщення, що забезпечує більш точну реконструкцію положення кінцівки у просторі та дає змогу аналізувати напрямки рухів користувача з високою точністю [26].

У сенсорному модулі *ICM-20948*, який використовується у розроблюваній системі, магнітометр інтегрований разом із акселерометром і гіроскопом у одному корпусі. Така конструкція забезпечує повну узгодженість даних, єдину частоту вибірки та мінімальні затримки під час обробки. Додатковою перевагою є наявність алгоритмів компенсації магнітних перешкод — зокрема, калібрування *Hard-Iron* та *Soft-Iron* — що дозволяє підвищити точність визначення орієнтації навіть у побутових умовах, де можливе викривлення магнітного поля металевими предметами або електронними пристроями [27].

4.5 Узагальнена схема IMU

Акселерометр забезпечує вимірювання лінійного прискорення об’єкта відносно інерційної системи, проте реєструє як складову інерційного руху, так і гравітаційну компонента. Це зумовлює необхідність математичного відокремлення гравітаційної складової для подальшої реконструкції реальних прискорень сегмента. Гіроскоп вимірює миттєву кутову швидкість навколо кожної з трьох ортогональних осей, що дозволяє інтегруванням обчислити зміну орієнтації у часі. Однак унаслідок дрейфу та зміщення нуля дані гіроскопа накопичують похибку, тому потребують корекції. Магнітометр фіксує вектор магнітного поля Землі та використовується для визначення напряму меридіану, що дозволяє стабілізувати розрахунок курсу та компенсувати дрейф гіроскопа в горизонтальній площині. Об’єднання даних магнітометра та гіроскопа забезпечує отримання стабільної оцінки абсолютного азимуту в умовах тривалих рухів об’єкта.

Обмін інформацією між сенсорами відбувається через загальну мікропроцесорну систему, яка отримує та попередньо обробляє сигнали. Для отримання коректної орієнтації в реальному часі застосовуються алгоритми сенсорного злиття, що поєднують високу швидкодію гіроскопа з довготривалою стабільністю акселерометра та магнітометра. Серед найбільш поширених алгоритмів використовуються фільтр Калмана, фільтр Махоні та алгоритм Меджвіка, які забезпечують компенсацію шуму вимірювань, згладжування сигналів та зменшення похибок, що накопичуються при інтегруванні.

Таким чином, *IMU* функціонує як інтегрована вимірювальна система, де кожен сенсор забезпечує окрему компоненту загальної інформації про рух, а математична обробка дозволяє побудувати повноцінну модель орієнтації та кінематики сегмента тіла. Застосування *IMU* є ключовим для мобільних систем біомеханічного аналізу, оскільки забезпечує автономну, компактну і високоточну реєстрацію руху без використання оптичних трекінгових систем.

На рисунку 4.1 зображено схематично носіння сенсора.

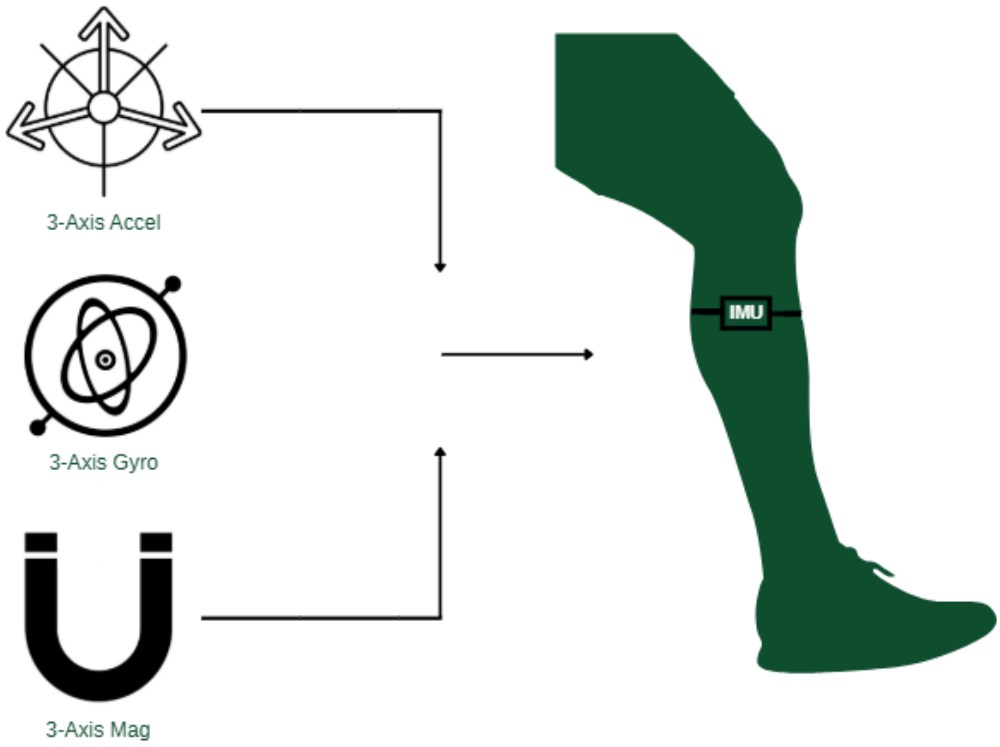


Рисунок 4.1 — Схематичне розміщення сенсора на нижній кінцівці

Під час аналізу ходьби *IMU*, встановлений на стегні, дозволяє визначати орієнтацію таза та стегна, тоді як датчик на гомілці дає можливість визначати кут у колінному суглобі через обчислення відносної орієнтації сегментів. При цьому дані акселерометра використовуються для оцінки ударних навантажень під час контактної фази, гіроскоп — для реєстрації швидкості згинання й ротації, а магнітометр — для стабілізації оцінки напрямку руху.

4.6 Математична модель вимірювань акселерометра та гіроскопа

Вектор істинного кутового прискорення та орієнтації тіла описується у навігаційній системі координат n, а вимірювання сенсорів задаються у датчиковій (тілесній) системі координат b. Зв'язок між ними описується матрицею повороту R_n^b або кватерніоном орієнтації q.

Модель гіроскопа можна записати як

$$\omega m = \omega + bg + ng, \tag{4.1}$$

де

ω_m – вектор виміряної кутової швидкості;

ω – істинна кутова швидкість;

b_g– вектор зміщення нуля (bias) гіроскопа;

n_g– випадковий шум вимірювань.

Акселерометр вимірює сумарне специфічне прискорення, що складається з проекції гравітації та лінійного прискорення сегмента тіла:

$$am = R_n^b(g + a) + ba + na, \tag{4.2}$$

де

a_m – вектор виміряного прискорення;

$g = [0\ 0\ g]^T$– вектор прискорення вільного падіння;

a – лінійне прискорення тіла;

b_a – зсув нуля акселерометра;

n_a – шум акселерометра.

У задачах біомеханічного моніторингу часто припускають, що при повільних рухах або в моменти стаціонарних поз лінійне прискорення a є малим порівняно з гравітацією, тому вектор a_mможна використати для оцінки напрямку сили тяжіння та, відповідно, кута нахилу сегмента тіла.

Перед застосуванням алгоритмів об’єднання даних виконується попередня обробка:

- Калібрування зсуву нуля – визначення b_g та b_a за серією вимірювань у стані спокою та їх подальше віднімання.
- Масштабування – перетворення сирих дискретних значень АЦП у фізичні одиниці (м/с², рад/с) з використанням паспортних параметрів датчика.
- Нормалізація вектора прискорення – для зменшення впливу амплітудних змін:

$$a = \frac{am}{\|am\|}. \tag{4.3}$$

Це дозволяє використовувати лише інформацію про напрямок гравітації. Для зменшення високочастотного шуму застосовують цифрові фільтри

низьких частот (ФНЧ), наприклад, 1-го або 2-го порядку з частотою зрізу (10–20) Гц, що є достатнім для рухів людини у задачах ходьби, бігу чи реабілітаційних вправ.

Чисельна інтеграція кутової швидкості гіроскопа дозволяє отримати кут повороту:

$$\theta(k) = \theta(k-1) + \omega m(k)\Delta t, \tag{4.4}$$

однак на практиці це призводить до накопичення помилки через наявність b_g та шуму n_g. Навіть невеликий дрейф, наприклад 0,1°/с, вже через кілька хвилин призводить до значного відхилення оцінки орієнтації.

Натомість акселерометр не накопичує помилку в часі, але чутливий до лінійних прискорень та шуму, що викликає миттєві сплески оцінених кутів під час активних рухів.

Тому доцільно поєднати обидва джерела інформації:

- гіроскоп – добре відтворює швидкі зміни орієнтації (високочастотна складова);
- акселерометр – дає надійну оцінку «повільної» компоненти, пов'язаної з гравітацією (низькочастотна складова).

4.7 Фільтр Калмана та обробка даних

У системах біомеханічного моніторингу інерціальні сенсори формують потік даних, що містить випадковий шум, зсув нуля, масштабні похибки та артефакти, зумовлені динамікою рухів людини. Для підвищення точності оцінки орієнтації сегментів тіла застосовуються алгоритми фільтрації та об'єднання даних *(sensor fusion)*, серед яких фільтр Калмана є найбільш обґрунтованим з позиції оптимальності та стійкості. Його використання дозволяє одночасно компенсувати дрейф гіроскопа, згладжувати шум акселерометра та коректно враховувати статистичні властивості всіх джерел вимірювань.

Фільтр Калмана базується на постановці задачі оптимальної оцінки стану динамічної системи у дискретному часі [28]. У випадку інерціального мо-

дуля вектор стану зазвичай включає кватерніон орієнтації сегмента тіла та зміщення нуля гіроскопа. Динаміка розвитку стану описується рівнянням переходу, яке враховує інтеграцію кутових швидкостей, тоді як рівняння спостереження пов'язує виміряні значення прискорення та магнітного поля із прогнозованою орієнтацією у просторі. Таким чином, модель фільтра включає два типи інформації: гіроскопічні дані, що характеризують швидкі зміни орієнтації, та акселерометричні й магнітометричні вимірювання, які стабілізують оцінку у довготривалому інтервалі.

Алгоритм фільтра Калмана виконує дві основні операції: прогноз та оновлення. На етапі прогнозу поточний стан та коваріація помилки оцінки екстраполюються на наступний момент часу на основі моделі руху. На етапі оновлення фільтр порівнює прогнозовані значення з фактичними вимірюваннями сенсорів і коригує оцінку з урахуванням статистичних ваг кожного джерела інформації. Завдяки цьому дрейф гіроскопа поступово компенсується, а дані акселерометра та магнітометра використовуються лише в тій мірі, яка відповідає їхній достовірності в конкретний момент часу, що особливо важливо при наявності значних лінійних прискорень під час активних рухів.

Застосування фільтра Калмана дозволяє отримати згладжену, стабільну та фізично узгоджену оцінку орієнтації сегмента тіла у вигляді кватерніонів, матриць повороту або кутів Ейлера. Кватерніонне представлення є особливо важливим, оскільки забезпечує відсутність сингулярностей, стійкість до числових похибок та коректність інтеграції кутових швидкостей у тривимірному просторі. У результаті після фільтрації даних отримується неперервна часово узгоджена траєкторія руху кожного сегмента з мінімальними артефактами та шумами.

Після оцінки орієнтації відбувається другий етап обробки — перетворення фільтрованих даних на метрики, корисні для медичного чи спортивного аналізу. На цьому етапі для пари сенсорів, розміщених на сусідніх сегментах, обчислюються відносні кути повороту, що відповідають реальним суглобовим кутам. Для цього використовується добуток кватерніонів або різни-

ця орієнтацій у матричному представленні. Такий підхід дозволяє отримати тривимірну кінематичну модель руху, у якій кожен суглоб характеризується трьома осями обертання [28].

Згладжені часові ряди суглобових кутів становлять основний аналітичний матеріал для спеціаліста. На їх основі можна визначати амплітуду рухів, темп виконання вправ, швидкість та прискорення сегментів, симетрію рухових патернів та відхилення від нормативних траєкторій. У клінічній практиці такі дані використовуються для діагностики порушень ходи, аналізу реабілітаційної динаміки, оцінки компенсаційних механізмів та виявлення асиметрій між правою і лівою кінцівками. У спортивній біомеханіці отримані параметри застосовують для оптимізації техніки, оцінки ефективності тренувального навантаження та аналізу силових і координаційних характеристик.

Таким чином, фільтр Калмана забезпечує не лише математично обґрунтовану оцінку орієнтації сегментів тіла, але й створює фундамент для формування достовірних біомеханічних метрик. Послідовний ланцюг обробки — від сирих вимірювань інерціальних сенсорів до аналітичних показників — дає можливість спеціалісту отримувати точну кількісну характеристику рухів людини, що робить систему інерціального моніторингу надійним інструментом у медицині, спорті та робототехнічних застосуваннях.

Для підвищення точності оцінки орієнтації сегмента тіла у розробленій системі використовується дискретний фільтр Калмана. Його застосування є обґрунтованим, оскільки вимірювання акселерометра та гіроскопа мають різні типи похибок: гіроскоп забезпечує плавну динаміку, але накопичує дрейф, тоді як акселерометр не має дрейфу, але чутливий до шумів і лінійних прискорень. Об’єднання цих джерел інформації здійснюється в рамках оптимальної рекурсивної оцінки.

У найпростішій одномірній формі стан системи визначається вектором:

$$x(k) = [\frac{\theta(k)}{b(k)}], \tag{4.5}$$

де

$\theta(k)$ —істинний кут сегмента тіла,

$b(k)$ — зміщення нуля *(bias)* гіроскопа.

Динаміка стану описується рівняннями:

$$\theta(k) = \theta(k-1) + [\omega m(k-1) - b(k-1)]\Delta t, \quad (4.6)$$

$$b(k) = b(k-1), \quad (4.7)$$

що можна подати у матричній формі:

$$x(k) = Fx(k-1) + G\omega m(k-1)\Delta t + w(k), \quad (4.8)$$

де

$$F = \begin{bmatrix} 1 & -\Delta t \\ 0 & 1 \end{bmatrix}, G = \begin{bmatrix} \Delta t \\ 0 \end{bmatrix}.$$

Вектор *w(k)* — шум моделі, що враховує невизначеність у поведінці кута та дрейфу.

Акселерометр дозволяє оцінити кут нахилу сегмента (у режимах близьких до квазістатичних) за формулою:

$$z(k) = \theta_{aac}(k) + v(k), \quad (4.9)$$

де

$\theta_{aac}(k) = \arctan(\frac{a_y(k)}{a_z(k)},$

$v(k)$ — шум вимірювання.

Це описується матрично:

$$z(k) = Hx(k) + v(k), H = [1 \;\; 0]. \quad (4.10)$$

Після фільтрації даних *IMU* спеціаліст отримує:

- кутові траєкторії суглобів (флексія, екстензія, абдукція тощо)
- амплітуди руху
- швидкості та прискорення сегментів
- порівняння нормальної та патологічної ходи
- оцінку симетрії між лівою і правою кінцівкою
- часово-просторові параметри руху [29].

4.8 Висновки до розділу

В даному розділі розглянуто призначення та загальну будову сенсорів.

Побудовано узагальнену структурну схему інерційного вимірювального модуля та сформульовано математичні моделі вимірювань акселерометра і гіроскопа. Вони слугують основою для реалізації алгоритмів попередньої обробки даних, компенсації нульових зсувів і побудови алгоритмів сенсорного злиття в програмній частині системи. Розглянуто фільтр Калмана, який взятов роботу для об’єднання даних з різних сенсорів для підвищення точності та стійкості оцінки параметрів руху. Взято до уваги, що застосування фільтра Калмана дозволяє зменшити вплив шумів і дрейфу, забезпечуючи більш надійну оцінку просторової орієнтації та динамічних характеристик руху. Отримані характеристики задовольняють вимоги технічного завдання, а саме робочі діапазони не менше ±4 g та ±1000 dps.

5 ПРОГРАМНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ ДОСЛІДЖЕННЯ СИСТЕМИ

У даному розділі наведено опис програмної реалізації інтелектуальної системи біомеханічного моніторингу нижніх кінцівок, а також результати її експериментального тестування. Розглянуто принципи роботи програмних модулів, алгоритми обробки даних інерціальних сенсорів, процедури перевірки працездатності та приклади фрагментів коду, що забезпечують функціонування системи в реальних умовах.

Особливу увагу варто приділити аналізу отриманих вимірювальних даних та побудові графічних залежностей, які характеризують кінематичні параметри рухів. Наведені результати дозволяють оцінити точність роботи системи, її стабільність та здатність забезпечувати достовірний біомеханічний аналіз, необхідний для подальшого використання у фізіотерапевтичній практиці.

5.1 Процедура увімкнення та калібрування системи

Після подачі живлення пристрій біомеханічного моніторингу нижніх кінцівок переходить у режим початкової ініціалізації, під час якої здійснюється налаштування апаратних компонентів і підготовка інерціальних сенсорів *IMU* до роботи. На першому етапі мікроконтролер стабілізує системний такт і активує необхідні периферійні інтерфейси, зокрема канал зв’язку *I2C*, через який здійснюється взаємодія із сенсорами, розташованими на сегментах нижніх кінцівок. Після цього контролер зчитує ідентифікаційні регістри кожного *IMU*. Якщо сенсор відповідає коректним значенням *WHO_AM_I*, система вважає його працездатним і переходить до встановлення робочих параметрів.

Для забезпечення високої точності подальших вимірювань пристрій задає *IMU* фіксовані діапазони роботи акселерометра та гіроскопа, а також вмикає вбудовані фільтри нижніх частот, що зменшують рівень високочастотних шумів. Після конфігурації сенсорів система переходить до одного з ключових етапів – калібрування нульових зсувів. У цей момент пристрій по-

винен залишатися нерухомим, що дозволяє отримати статистично стабільні вибірки сигналів. Протягом певного часу зчитуються дані акселерометра та гіроскопа, після чого обчислюється середнє значення для кожної осі. Таке усереднення дає можливість визначити постійні похибки *(bias)*, які притаманні кожному сенсору через виробничі толерантності та термічні відхилення. Отримані значення автоматично заносяться до внутрішніх змінних і надалі віднімаються від кожної нової вибірки даних, що забезпечує стабільність та точність подальшої оцінки кутів і прискорень.

Процес калібрування можна проілюструвати коротким фрагментом коду на рисунку 5.1.

```
IMU_Data data = imu_read(address);
bias_gx += data.gx;
bias_gy += data.gy;
bias_gz += data.gz;
```

Рисунок 5.1 — Фрагмент коду калібрування

У цьому прикладі показано, яким чином система накопичує вимірювання гіроскопа для подальшого обчислення середнього значення, яке й визначає нульовий зсув. Подібним чином відбувається і калібрування акселерометра.

Після завершення калібрування система перевіряє стабільність отриманих значень, і якщо дисперсія вимірювань не перевищує встановлений поріг, пристрій переходить у робочий режим. На цьому етапі активуються буфери даних, таймери синхронного зчитування та механізми компенсації зміщень. Система також готує структури для зберігання відфільтрованих значень, а також алгоритмів оцінки кутової динаміки сегментів нижніх кінцівок.

Після завершення всіх процедур підготовки пристрій вважається повністю готовим до реєстрації біомеханічних параметрів рухів. *IMU*-сенсори починають передавати дані у безперервному режимі, забезпечуючи вимірювання прискорень, кутових швидкостей та інших необхідних параметрів, які система надалі обробляє для відновлення кінематичних характеристик рухів під час ходьби чи виконання реабілітаційних вправ. На рисунку 5.2 наведено по-

рівняння сирого сигналу гіроскопа та сигналу після обробки. Видно, що початкові дані мають значну кількість високочастотних шумів, які ускладнюють визначення реальної кінематичної траєкторії руху. Після застосування фільтра ковзного середнього сигнал набуває чіткої форми, знижується амплітуда шумів та покращується читабельність даних. Таким чином, фільтрація є необхідним етапом для забезпечення точності подальшого аналізу рухів нижніх кінцівок.

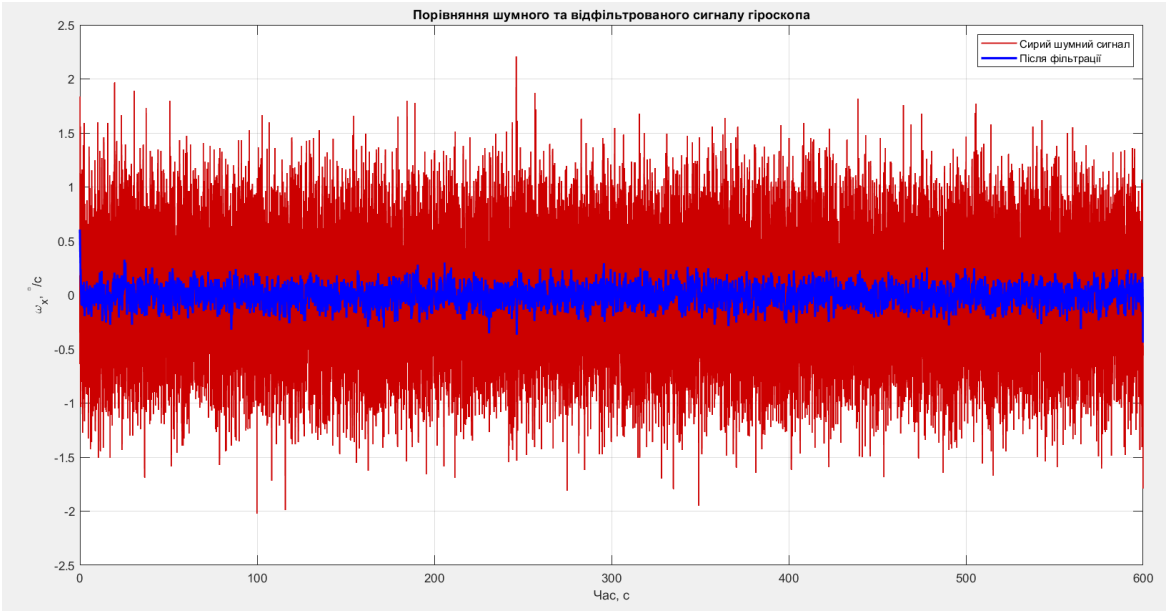


Рисунок 5.2 — Порівняння калібрування

Після попередньої фільтрації дані інерціальних сенсорів набувають необхідної якості для подальшого аналізу. На цьому етапі система переходить до обчислення кінематичних характеристик руху нижніх кінцівок. Основними параметрами, що визначаються з оброблених сигналів, є кутові швидкості, прискорення сегментів та орієнтація кожного *IMU* у просторі. Для відновлення орієнтації застосовується інтегрування сигналів гіроскопа з урахуванням компенсації дрейфу, а також методи комбінування інформації акселерометра та гіроскопа, що забезпечують стабільність оцінки кута навіть під час тривалої ходьби.

Отримані орієнтації дозволяють визначити кути згинання та розгинання у суглобах нижніх кінцівок. Наприклад, різниця орієнтацій сенсорів, закріп-

лених на стегні та гомілці, використовується для розрахунку кута у колінному суглобі. Аналогічно, положення сенсора на стопі дає змогу оцінити фазу опори, момент відштовхування та інші ключові параметри циклу ходи. Таким чином, система на основі *IMU*-сенсорів забезпечує отримання повноцінної біомеханічної інформації без застосування складних зовнішніх трекінгових установок.

Після завершення етапів калібрування та стабілізації вимірювальних каналів систему переводять у режим реєстрації рухових параметрів. У цьому режимі інерціальний сенсор, закріплений на нижній кінцівці, здійснює безперервне вимірювання кутових швидкостей і лінійних прискорень із фіксованою частотою дискретизації. Кожне вимірювання супроводжується точною часовою міткою, що забезпечує синхронність даних та можливість подальшої реконструкції кінематичної траєкторії руху. Важливою характеристикою роботи системи є те, що всі дані зберігаються у вигляді структурованого файлу, який формується безпосередньо на пристрої в процесі запису. Збереження здійснюється у текстовому форматі, що включає впорядковані числові значення у кожному рядку, завдяки чому файл легко імпортується у самостійно користувачем у скрипт який перетворює зібрані дані на звіт для фізіотерапевта.

Під час запису пристрій не лише фіксує «сирі» дані, що надходять від акселерометра та гіроскопа, але й паралельно обчислює ключові похідні параметри, необхідні для оцінювання рухової активності користувача. На основі кутових швидкостей формується оцінка миттєвої динаміки руху сегмента, тоді як аналіз прискорень дозволяє виявляти окремі характерні події, зокрема початок і завершення рухового циклу. Завдяки цьому пристрій отримує можливість визначати такі важливі характеристики, як стабільність руху, вираженість коливань кінцівки, а також амплітуду змін положення у просторі. Окрім того, система здійснює згладжування вимірювань і обчислює усереднені показники, що дозволяє уникнути впливу випадкових шумів і отримати більш точну оцінку реальної біомеханічної поведінки користувача.

Сформований файл містить послідовність часових вибірок, у яких наведені значення кутових швидкостей, лінійних прискорень та, за потреби, попередньо розрахованих орієнтацій сенсора. Така структура дозволяє досліднику або фізіотерапевту здійснювати подальшу реконструкцію руху, визначати характерні фази та аналізувати зміни біомеханічних параметрів у динаміці. Завдяки стабільності та повторюваності структури файлу його обробка може бути автоматизована, що відкриває можливість застосування алгоритмів машинного навчання або інтелектуальних модулів інтерпретації даних. У підсумку система забезпечує повноцінний набір інформації, необхідної для якісного кількісного аналізу рухів нижніх кінцівок, а отримані дані можуть бути використані для діагностики, моніторингу стану користувача та оцінювання ефективності реабілітаційних заходів.

У процесі роботи система формує комплекс біомеханічних метрик, які відображають особливості рухової активності нижньої кінцівки та дозволяють здійснювати кількісну оцінку кінематичних характеристик. Вихідні дані з інерціального сенсора, що містять кутові швидкості та лінійні прискорення, проходять попередню фільтрацію, після чого на їх основі обчислюються параметри, що характеризують як динаміку рухів, так і їх регулярність та стабільність. Однією з ключових метрик є амплітуда коливань сегмента, яка визначається за зміною кутової швидкості та дозволяє оцінити обсяг руху протягом кожного циклу. Цей показник відображає якість виконання рухових дій та дозволяє порівнювати інтенсивність різних етапів руху.

Окрім амплітудних характеристик система визначає і частотні параметри, зокрема частоту повторення рухових циклів. За періодичністю змін кутових швидкостей обчислюється темп роботи нижньої кінцівки, що є важливим індикатором для аналізу ходи та оцінювання ритмічності виконання рухів. Значну інформаційну цінність мають також пікові значення кутових швидкостей, які відображають максимальну інтенсивність руху у межах одного циклу. Такі пікові величини допомагають оцінити швидкість реакції та динаміку навантаження на сегмент кінцівки.

На основі аналізу прискорень система визначає моменти початку та завершення окремих фаз руху. Це дає змогу розмежувати циклічні компоненти рухової активності та отримати часові характеристики кожної фази. Важливим показником є стабільність руху, яка визначається шляхом оцінювання варіабельності кутових швидкостей та прискорень у межах повторюваних рухів. Зменшення стабільності, що проявляється у нерівномірності зміни цих сигналів, може вказувати на порушення координації або втому м’язів. На основі відфільтрованих даних система також формує показники плавності рухів, що відображають ступінь відсутності різких прискорень чи уповільнень і характеризують якість моторного контролю.

Таким чином, сформований набір метрик охоплює амплітудні, частотні та часові характеристики рухів, а також показники їх стабільності. Сукупність цих параметрів забезпечує комплексне уявлення про функціональний стан нижньої кінцівки та може використовуватися для подальшої оцінки ефективності фізіотерапевтичних процедур, контролю прогресу пацієнта або дослідження особливостей рухових патернів у динаміці.

5.2 Робота механізму передачі файлів з ESP32

Механізм передачі файлів у розробленій системі базується на використанні локального веб-сервера, інтегрованого безпосередньо в мікроконтролер *ESP32*. Після завершення сеансу вимірювань інерціальні дані, зібрані *IMU*-сенсором, зберігаються у внутрішній пам’яті пристрою у вигляді окремих файлів формату *CSV*. Для забезпечення доступу користувача до цих даних *ESP32* автоматично активує точку доступу або підключається до локальної *Wi-Fi*-мережі, після чого стає доступним через web-інтерфейс.

В основі передачі даних лежить обмін за протоколом *HTTP*. Коли користувач відкриває локальну *HTML-сторінку* у браузері, веб-сервер *ESP32* відповідає на запити до спеціальних ендпоінтів. Ендпоінт */files* повертає список доступних вимірювальних файлів, формуючи структурований опис кожної сесії: назву файлу, розмір і час створення. Інтерфейс на стороні браузера ві-

дображає цю інформацію у вигляді зручного списку який зображено на рисунку 5.3

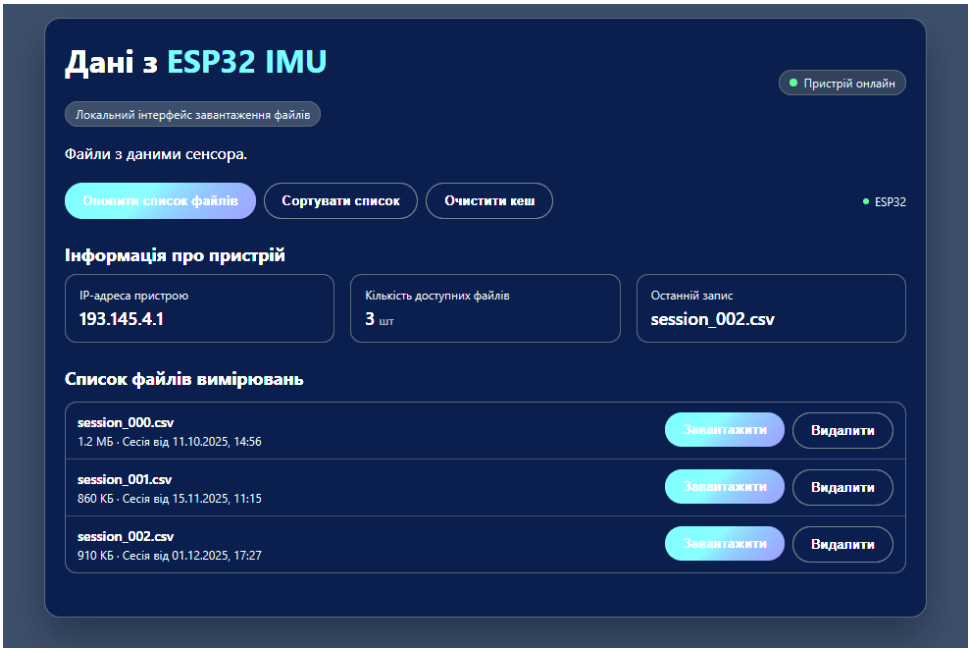


Рисунок 5.3 — Інтерфейс передачі готових файлів

Передача файлу ініціюється натисканням кнопки «Завантажити». У цей момент браузер відправляє *GET-запит* до ендпоінта */download?name=...*, де параметр *name* визначає конкретний файл у пам’яті *ESP32*. Веб-сервер зчитує файл із внутрішньої файлової системи та надсилає його клієнтові у вигляді потоку байтів з відповідним *MIME-типом*. Оскільки взаємодія відбувається в межах локальної мережі, передача характеризується низькою затримкою та високою швидкістю, не потребуючи додаткових ресурсів чи програмних інструментів.

Особливістю цього підходу є повна автономність: для роботи механізму не потрібні сторонні сервери, інтернет-з’єднання або спеціалізовані програми. Будь-який смартфон, планшет чи комп’ютер із веб-браузером може отримати доступ до даних у зручній та наочній формі. Додатково такий спосіб передачі підвищує інформаційну безпеку, оскільки обмін відбувається локально, без передачі даних через зовнішні мережі.

Таким чином, реалізований механізм передачі файлів з *ESP32* забезпечує надійну, швидку та інтуїтивно зрозумілу взаємодію між користувачем і системою збору біомеханічних даних. Локальний веб-інтерфейс виступає прос-

тим та ефективним засобом доступу до результатів вимірювань і є оптимальним рішенням для автономних переносних систем моніторингу.

Подальша обробка отриманих файлів здійснюється вже на стороні користувача після їх завантаження з локального веб-сервера *ESP32*. *CSV*-файли з інерціальними даними імпортуються до локальної програмної системи аналізу, де виконуються етапи парсингу, попередньої фільтрації та структурування часових рядів. На цьому етапі дані приводяться до уніфікованого формату, що забезпечує коректність подальших алгоритмічних операцій незалежно від тривалості сесії або кількості зразків. Такий підхід дозволяє відокремити етап збору даних від етапу інтелектуального аналізу, підвищуючи гнучкість і масштабованість системи.

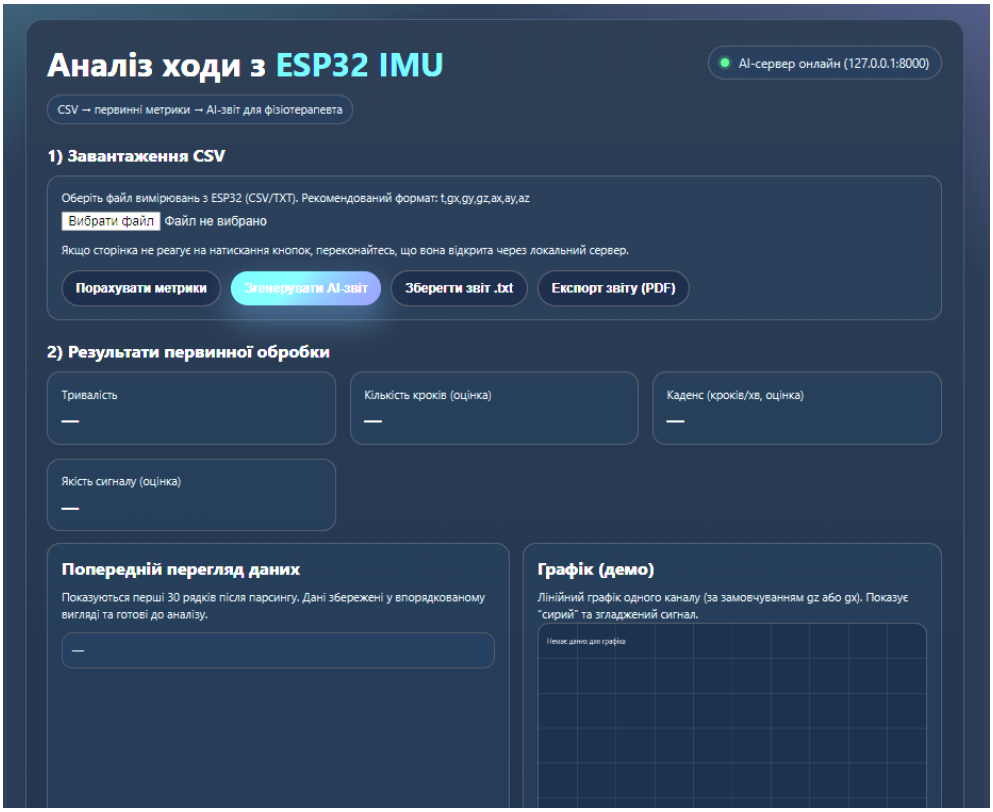


Рисунок 5.4 — Модуль завантаження *CSV*-файлів

Інтеграція механізму локальної передачі файлів із подальшим програмним аналізом формує цілісний цикл роботи системи: від автономного вимірювання рухової активності до отримання аналітичних показників та інтерпретованих результатів. Завдяки використанню стандартних вебтехнологій і текстового формату даних забезпечується сумісність із різними операційни-

ми системами та програмними середовищами, що є важливою вимогою для дослідницьких і навчальних застосувань. У результаті запропонований підхід створює надійну основу для побудови інтелектуальних біомеханічних систем, орієнтованих на практичне використання в умовах обмежених ресурсів і відсутності постійного підключення до глобальних мереж. Для відображення тексту, отриманого від штучного інтелекту, було сформовано окреме вікно(рис.5.5).

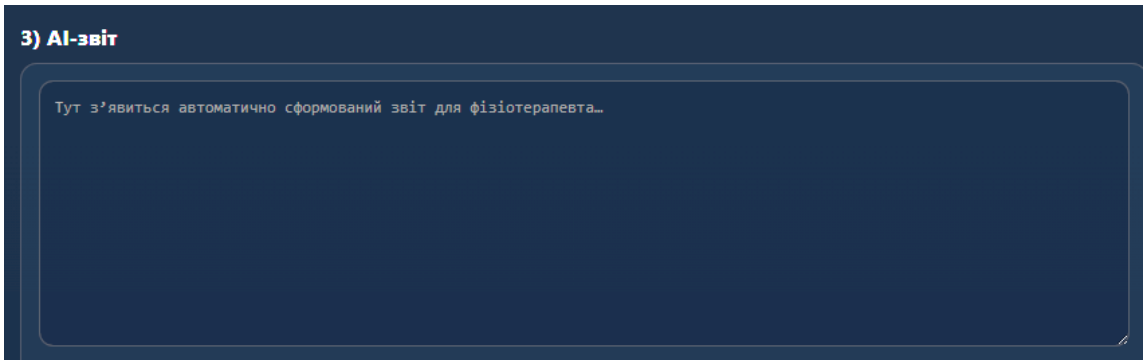


Рисунок 5.5 — Вікно формування звіту

Результати первинної обробки *IMU*-даних, включаючи часові характеристики, оцінку кількості кроків, каденсу та графічну візуалізацію сигналів, подано на рисунку 5.6.

Рисунок 5.6 — Результати первинної обробки *IMU*-даних

Успішне завершення процедури генерації аналітичного звіту підтверджується відповідним системним повідомленням локального *AI*-сервера (рис. 5.7).

Рисунок 5.7 — Повідомлення інтерфейсу про успішне формування AI-звіту локальним сервером

Звіт доступний для читання відразу після відповіді сервера.

5.3 Висновки до розділу

У цьому розділі було реалізовано та детально описано практичну частину впровадження розробленої системи збору та передачі біомеханічних даних на основі мікроконтролера *ESP32* з *IMU*-сенсором. Зокрема, було розроблено алгоритм ввімкнення та початкового калібрування системи, який виконується безпосередньо після запуску пристрою та забезпечує коректну ініціалізацію акселерометра і гіроскопа. Калібрування реалізовано шляхом зчитування серії вимірювань у стані спокою з подальшим обчисленням зсувів нульових рівнів, що дозволяє зменшити систематичні похибки та підвищити точність реєстрації параметрів руху під час аналізу ходи. У ході роботи було налаштовано фіксовані діапазони вимірювань акселерометра та гіроскопа, а також активовано вбудовані фільтри нижніх частот, що дозволяє зменшити вплив високочастотних шумів і підвищити якість вихідних сигналів. Реалізований алгоритм калібрування нульових зсувів базується на зчитуванні статистично стабільних вибірок у стані повної нерухомості пристрою з подальшим

усередненням значень по кожній осі вимірювання. Отримані значення постійних похибок автоматично використовуються для корекції всіх наступних вибірок даних, що забезпечує компенсацію виробничих та температурних відхилень сенсора.

Також у розділі реалізовано механізм збереження результатів вимірювань у внутрішній файловій системі *ESP32* у вигляді окремих *CSV*-файлів, кожен з яких відповідає одній сесії вимірювання та містить часові мітки і значення каналів інерціального сенсора. Для забезпечення доступу до цих файлів на мікроконтролері розгорнуто локальний веб-сервер, який працює в режимі точки доступу або в межах локальної *Wi-Fi*-мережі. На рівні прикладного програмного забезпечення реалізовано набір HTTP-ендпоінтів для отримання списку доступних файлів та їх завантаження на клієнтський пристрій.

З боку користувача розроблено локальний вебінтерфейс, який дозволяє переглядати доступні файли вимірювань, ініціювати їх передачу та імпортувати отримані *CSV*-дані для подальшого аналізу. Передача файлів здійснюється за стандартним протоколом *HTTP* без використання сторонніх серверів або спеціалізованих програм, що забезпечує автономність системи, низьку затримку обміну та незалежність від доступу до мережі Інтернет.

6 ОПИС КОНСТРУКЦІЇ ТА КОРПУСУ ПРИСТРОЮ

Корпус розробленого вимірювального пристрою виконано у вигляді двокомпонентної конструкції та складається з основної частини (корпусу) і знімної кришки. Такий підхід до конструктивного виконання забезпечує зручний доступ до внутрішніх електронних компонентів, спрощує процес складання та технічного обслуговування пристрою, а також підвищує надійність механічного захисту елементів системи.

6.1 Основа корпусу

Основа корпусу є несучим елементом конструкції та призначена для розміщення основних електронних компонентів пристрою. Загальний вигляд основи корпусу наведено на рисунку 6.1. На бічній поверхні основи корпусу виконано конструктивний отвір для доступу до кнопкового вимикача живлення, що дозволяє керувати пристроєм без розбирання корпусу. Окрім цього, в основі корпусу передбачено два окремі отвори для виведення роз’ємів *Type-C*, які використовуються для живлення та передачі даних.

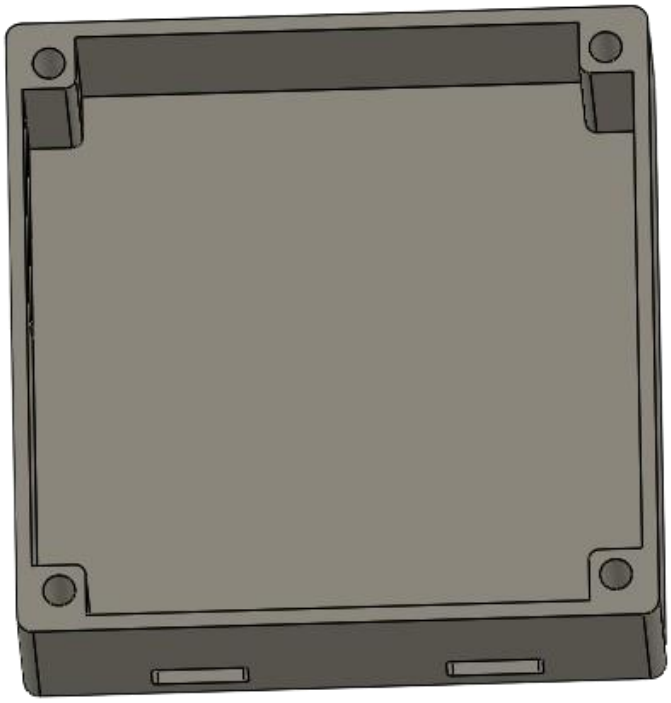


Рисунок 6.1 — Загальний вид основи корпусу

У внутрішньому об’ємі основи передбачено місце для фіксованого монтажу друкованої плати з мікроконтролером *ESP32*, *IMU*-сенсором та допоміжними компонентами. Такий спосіб монтажу забезпечує стабільне положення плати та виключає її зміщення під час експлуатації, що є критично важливим для коректної роботи інерціального сенсора. Розташування отворів під елементи керування і комунікаційні інтерфейси показано на рисунку 6.2.

Рисунок 6.2 — Розташування отворів під елементи керування і комунікаційні інтерфейси

Таке конструктивне рішення забезпечує зручність підключення зовнішніх пристроїв та підвищує ергономіку використання системи.

6.2 Кришка корпусу

Кришка корпусу виконує захисну та функціональну роль і призначена для закриття основи корпусу з одночасним забезпеченням доступу до елементів індикації та керування. Загальний вигляд кришки корпусу наведено на рисунку 6.3. У кришці передбачено отвір для кнопки керування, а також вікно для відображення інформації на дисплеї, що дозволяє користувачеві контролювати стан пристрою без порушення цілісності корпусу.

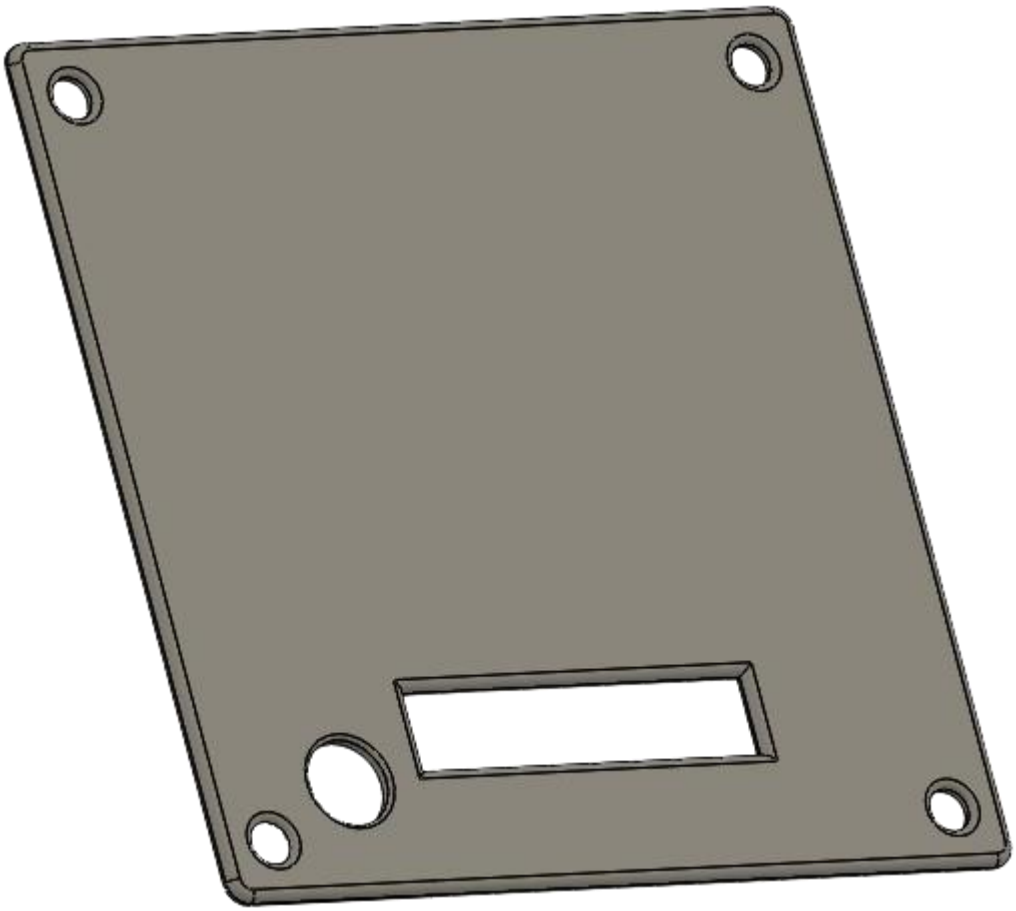


Рисунок 6.3 — Кришка конструкції

Дисплей та допоміжні елементи, розміщені у кришці, встановлюються з фіксованим монтажем, що забезпечує їх стабільне положення та надійність при експлуатації.

6.3 Збірка корпусу

Для перевірки сумісності частин корпусу було виконано рендер моделі в програмі *SOLIDWORKS* (рис.6.4). Результатом є збірка пристрою.

З’єднання основи корпусу з кришкою здійснюється за допомогою гвинтового кріплення. Гвинти розміщені у кутових зонах конструкції, що забезпечує рівномірний притиск кришки по всьому периметру та підвищує механічну міцність зібраного пристрою. Такий спосіб збірки дозволяє багаторазово розбирати корпус для обслуговування або заміни без пошкодження його елементів та без втрати експлуатаційних характеристик. На рисунку 6.5 зображено готовий пристрій з кріпленням на кінцівці студента-моделі.

Рисунок 6.4 — Рендер корпусу в *SOLIDWORKS*

Рисунок 6.5 — Вигляд готового пристрою

6.4 Виготовлення корпусу

Для виготовлення корпусу існує безліч технологій. Зважаючи на те, що пристрій є прототипом використано метод *3D* друку, а саме *FDM* технологію. Дана технологія характеризується накладанням шарів пластику. З огляду на вимоги проекту обрано *PLA* пластик. З його переваг можна відзначити легкість в роботі, міцність. Маса надрукованого корпусу дорівнює 20 грам. Для початку було обрано програму для нарізання моделі, а згодом передано файл

для виконання друку. Модель друкувалась 20 хвилин, що є хорошим показником відносно часу виготовлення. На рисунку 6.6 показано модель принтеру *BambuLab*, який використано для друку.

Рисунок 6.6 — Процес друку корпусу

6.5 Висновки до розділу

У даному розділі було розглянуто процес проектування корпусу розробленого вимірювального пристрою інерціальної системи. Корпус розроблено з урахуванням особливостей застосування пристрою як пристрою для носіння та для аналізу руху, що зумовило вимоги до компактності, міцності та зручності експлуатації.

У ході проєктування реалізовано двокомпонентну конструкцію, яка складається з основи та кришки. Такий підхід дозволив раціонально розмістити електронні компоненти, забезпечити їх фіксований монтаж і водночас зберегти можливість доступу до внутрішніх елементів під час складання або обслуговування пристрою. В основі корпусу передбачено конструктивні отвори для елементів керування та інтерфейсів підключення, що забезпечує зручність використання без необхідності розбирання корпусу.

Кришка корпусу виконана з урахуванням необхідності доступу до елементів індикації та керування, зокрема дисплея і кнопки. Збирання корпусу за допомогою гвинтового з’єднання забезпечує міцність та витривалість конструкції та можливість багаторазового розбирання без можливості пошкодити корпус елементів корпусу.

7 РОЗРОБКА СТАРТАП ПРОЄКТУ

7.1 Опис ідеї проєкту

На основі результатів попередніх розділів роботи, у яких було проаналізовано сучасний стан систем біомеханічного моніторингу, особливості використання *IMU*-сенсорів та виявлено ключові науково-технічні проблеми, сформовано концепцію стартап-проєкту інтелектуальної системи біомеханіки нижніх кінцівок на основі *IMU*-сенсорів.

Ідея стартапу передбачає створення комплексного апаратно-програмного рішення, яке забезпечує:

- бездротовий збір даних з інерційних вимірювальних модулів, закріплених на сегментах нижніх кінцівок;
- обчислення в реальному часі ключових біомеханічних параметрів ходьби та рухової активності (кутові швидкості, прискорення, кути у суглобах, довжина кроку, симетрія, фаза опори тощо);
- інтелектуальний аналіз отриманих даних (виявлення патологічних шаблонів ходи, оцінка ризику падіння, динаміка відновлення);
- візуалізацію результатів та формування звітів для лікаря, реабілітолога, тренера або самого користувача.

Ключова ідея полягає у створенні доступної, мобільної та інтелектуальної альтернативи класичним лабораторіям біомеханіки, які зазвичай потребують дорогого обладнання, спеціальних приміщень та складної інфраструктури.

Пропонована система базується на таких принципах:

- Носимість та мобільність — пристрій кріпиться на кінцівку не обмежуючи рухів користувача та дозволяючи проводити вимірювання у природних умовах (клінічний коридор, домашнє середовище, спортивний майданчик).

- Бездротовий зв’язок — передача даних від сенсорів до центрального модуля (смартфон, планшет, ПК) здійснюється через Bluetooth Low Energy або інший енергоефективний протокол.
- Інтелектуальна обробка даних — у системі передбачається використання алгоритмів фільтрації, кватерніонної обробки, кінематичної моделі нижніх кінцівок та моделей машинного навчання для класифікації типів ходи, виявлення відхилень і оцінки прогресу реабілітації.
- Зрозуміла інтерфейсна візуалізація — результати подаються у вигляді інформативних графіків, таблиць, індикаторів ризиків та структурованих звітів, що спрощує інтерпретацію для лікарів та інших спеціалістів.
- Можливість віддаленого моніторингу — хмарна складова дозволяє надавати послуги телемедицини: лікар отримує доступ до даних пацієнта, які збираються вдома, та може коригувати програму відновлення.

Розроблювана інтелектуальна система може бути застосована в кількох ключових напрямах:

1. Медична реабілітація

- пацієнти після інсульту, черепно-мозкових травм, травм нижніх кінцівок;
- контроль ефективності програм фізичної терапії;
- об’єктивна оцінка функціонального стану до та після курсу лікування.

2. Ортопедія та протезування

- підбір ортезів та протезів з урахуванням біомеханічних параметрів;
- налаштування протезів нижніх кінцівок;
- моніторинг адаптації пацієнта до нових ортопедичних засобів.

3. Спортивна медицина та тренувальний процес

- аналіз техніки бігу, стрибків, ходьби у спортсменів;
- раннє виявлення перевантажень та асиметрій, що можуть призвести до травм;
- оптимізація індивідуальних програм тренувань.

4. Геронтологія та профілактика падінь

- оцінка стабільності ходи у людей літнього віку;
- виявлення показників, пов’язаних з підвищеним ризиком падіння;
- тривалий моніторинг динаміки рухової активності.

5. Наукові дослідження та освітні цілі

- використання в університетах та дослідницьких лабораторіях для вивчення біомеханіки ходьби;
- підтримка студентських та аспірантських робіт у галузі біомеханіки, реабілітації, спортивної науки.

Аналіз наведених напрямків застосування дозволяє виділити основні групи потенційних користувачів та вигоди, які вони отримують від використання системи. Для структуризації інформації доцільно подати її у вигляді таблиці.

Таблиця 7.1 — Функціональні можливості системи, напрями застосування та очікувані вигоди

Зміст ідеї	Напрямки застосування	Вигоди кля користувача
Носима система з *IMU*-сенсорами для оцінки ходи та рухів нижніх кінцівок	Медична реабілітація; ортопедія	Об’єктивні кількісні показники стану пацієнта; можливість корекції лікування на основі реальних даних.
Інтелектуальний аналіз біомеханіки з алгоритмами МН	Реабілітація; геронтологія	Раннє виявлення погіршення параметрів ходи, оцінка ризику падінь, підвищення безпеки пацієнта.
Хмарний сервіс збереження та візуалізації результатів	Телемедицина, дистанційний моніторинг	Віддалений доступ лікаря до історії пацієнта, зменшення кількості очних візитів, персоналізація терапії.
Інструмент аналізу техніки руху	Спортивна медицина, тренувальний процес	Оптимізація техніки, зменшення ризику травм, підвищення спортивних результатів.
Мобільна лабораторія біомеханіки на базі IMU	Наукові дослідження, освіта	Можливість проведення експериментів поза стаціонарною лабораторією, зниження вартості досліджень.
Інтеграція з наявними сенсорними системами та ПЗ	Клініки, спортивні центри з уже встановленим обладнанням	Використання існуючої інфраструктури, зменшення витрат на модернізацію, розширення функціоналу без повної заміни систем.

Завдяки даній таблиці можна зробити висновок, що базовими потенційними ринками для стартап-проєкту є:

- медичні заклади (клініки, лікарні, реабілітаційні центри);
- приватні реабілітаційні та ортопедичні кабінети;
- спортивні клуби та академії;
- дослідницькі та освітні установи;
- компанії, що вже використовують IMU-сенсори та потребують розширеної аналітики.

У межах цих ринків формуються окремі цільові групи клієнтів: лікарі-реабілітологи, ортопеди, фізичні терапевти, спортивні тренери, наукові співробітники та безпосередньо самі пацієнти/спортсмени, які отримують доступ до персоналізованої інформації про свій руховий стан.

7.2 Технологічний аудит ідеї проекту

Метою технологічного аудиту є системний аналіз технологій, які необхідні для реалізації стартап-проєкту інтелектуальної системи біомеханіки нижніх кінцівок на основі *IMU*-сенсорів, а також оцінка їх наявності, доступності, рівня зрілості та можливостей впровадлення. Проведення аудиту дає змогу визначити, наскільки ідея проєкту є технологічно життєздатною, які компоненти вже існують на ринку, а які потребують додаткових наукових досліджень або інженерних розробок. У рамках аудиту систематизовано технології, що охоплюють апаратну, програмну, алгоритмічну, телекомунікаційну та хмарну складові проєкту, а також методи аналізу біомеханічних параметрів.

У своїй основі система передбачає використання таких ключових технологій:

1. *IMU*-сенсори (акселерометр, гіроскоп, магнітометр): використовуються для збору сигналів руху нижніх кінцівок, вимірювання кутових швидкостей, прискорень та орієнтації у просторі.

2. Протоколи бездротової передачі даних: забезпечують зв'язок між сенсорами та центральним модулем (смартфоном, планшетом, ПК) у реальному часі.

3. Алгоритми фільтрації та обробки IMU-сигналів: включають фільтри Калмана, комплементарні фільтри, кватерніонну обробку та методи інтеграції сигналів для відновлення рухових траєкторій.

4. Математичні моделі біомеханіки нижніх кінцівок: містять кінематичні моделі суглобів, моделі фаз ходи, параметри оцінки симетрії, стабільності та амплітуди рухів.

Узагальнені результати технологічного аудиту наведено у таблиці 5.2.

Таблиця 7.2 — Аналіз технологій реалізації та доступності компонентів системи

Ідея	Технології реалізації	Наявність технології	Доступність технології
Створення носимої системи з IMU-сенсорами для аналізу рухів	Акселерометри, гіроскопи, магнітометри; інтегровані *IMU*-модулі *(MPU-9250, BNO055, BMI160* тощо)	Технології широко представлені на ринку; існують десятки виробників	Висока: сенсори доступні за низьку вартість, мають документовані інтерфейси та *SDK*
Бездротовий обмін даними між сенсорами і центральним модулем	*Bluetooth Low Energy (BLE), ANT+, Wi-Fi Low Power*	Повністю доступні, активно використовуються у носимих пристроях	Висока: *BLE*-чіпи та модулі легко інтегруються у прототипи та промислові рішення
Обробка *IMU*-сигналів та обчислення орієнтації	Кватерніонні фільтри, фільтр Калмана, *Madgwick, Mahony*	Існують відкриті бібліотеки та наукові реалізації	Висока: алгоритми опубліковані, доступні для використання й адаптації
Інтерфейс для лікаря / спортсмена / пацієнта	*Web-dashboard*, мобільний додаток, модулі візуалізації	Технології широко доступні	Висока: фреймворки *React, Flutter, Angular* доступні для розробки *UI*

7.3 Аналіз ринкових можливостей запуску стартап-проєкту

Ринок біомеханічних систем, цифрової реабілітації та спортивної аналітики перебуває на етапі активного розвитку, що створює сприятливі пе-

редумови для комерціалізації стартап-проєкту, заснованого на застосуванні інтелектуальної системи біомеханіки нижніх кінцівок на основі *IMU*-сенсорів. Глобальні тенденції свідчать про стабільне зростання попиту на засоби об'єктивного контролю рухової активності, аналізу ходи та телемедичних сервісів, що пояснюється низкою системних факторів. Серед них — зростання кількості пацієнтів, які потребують тривалої фізичної реабілітації після травм, ортопедичних операцій, неврологічних порушень, а також загальне старіння населення та відповідне збільшення кількості людей із розладами ходи. Одночасно суттєво розширюється сектор носимих сенсорних технологій, що перетворює мобільний біомеханічний аналіз із дорогого лабораторного інструменту на масовий споживчий продукт.

Проведений огляд ринку дозволяє дійти висновку, що інтелектуальні системи, здатні здійснювати аналіз руху в реальному часі, особливо цінуються у сфері медицини та спортивної підготовки. Медичні заклади зацікавлені у використанні цифрових платформ, які забезпечують кількісну оцінку прогресу реабілітації та дозволяють відстежувати стан пацієнта поза межами клініки.

Спортивний сектор потребує інструментів аналізу техніки руху та профілактики травм, а ринок спортивної аналітики демонструє стале розширення завдяки впровадженню алгоритмів машинного навчання та сенсорних систем, які підвищують ефективність тренувального процесу.

Окремим важливим сегментом є геронтологія, де мобільні системи оцінки ходи застосовуються для прогнозування ризику падінь, аналізу стабільності та контролю вікових змін рухової активності. Варто зазначити, що значна частина ринкових ніш, пов'язаних з аналізом рухів, досі або недостатньо насичена технологічними рішеннями, або заповнена високовартісними системами, доступними лише великим науковим центрам. Традиційні лабораторії біомеханіки, що використовують високоточні оптичні системи, є надзвичайно дорогими та потребують спеціально обладнаних приміщень.

Системи на основі *IMU*-сенсорів, представлені на ринку провідними

виробниками, хоч і демонструють високу точність, проте часто мають значну вартість, що обмежує їх доступність для приватних клінік, малих реабілітаційних центрів та спортивних шкіл. У сегменті споживчих спортивних пристроїв ситуація протилежна: такі пристрої є доступними, але не забезпечують глибокого біомеханічного аналізу, необхідного для медицини чи професійного спорту.

Таким чином, між високотехнологічними системами, призначеними для великих центрів, і масовими споживчими трекерами існує простір для появи рішень середнього цінового сегменту — саме до цієї категорії належить запропонований стартап.

Особливе ринкове значення має поєднання в одному рішенні кількох функцій: мобільності, інтелектуальної обробки даних, телемедичного доступу та відносної економічності виробництва. Це дозволяє формувати гнучку модель застосування продукту — від традиційних клінічних сценаріїв до тренувального процесу та домашнього моніторингу. Система може бути інтегрована в інфраструктуру медичних установ, використана як елемент спортивної аналітики або як засіб персонального контролю фізичної активності. Така універсальність значно підвищує комерційний потенціал стартапу, оскільки охоплює відразу декілька ринкових сегментів, кожен із яких характеризується стійким попитом.

Конкурентний аналіз демонструє, що на ринку існують як високоточні стаціонарні лабораторії руху, так і кілька виробників мобільних *IMU*-рішень. Проте більшість з них не поєднують у собі комплексної хмарної аналітики, сервісів телеребілітації та адаптації під широке коло користувачів.

Реабілітаційні та спортивні центри часто змушені використовувати декілька розрізнених систем: окремо — сенсори для збору даних, окремо — програмні засоби для аналізу, а також зовнішні сервіси для збереження історії пацієнтів. Запропонований стартап вирішує цю проблему за рахунок інтеграції всієї інфраструктури в єдиний технологічний комплекс. Ця інте-

грація є однією з ключових конкурентних переваг, що робить продукт здатним конкурувати не лише ціною, а й функціональністю.

З огляду на глобальні аналітичні дані, обсяги ринку медичної реабілітації, цифрової медицини та спортивних сенсорних систем демонструють стійке зростання. Це свідчить про наявність достатнього фінансового потенціалу для впровадження нових технологічних рішень, а також високої ймовірності швидкого масштабування бізнесу.

У країнах Європейського Союзу, США та Азії вже сформовано широкі програми підтримки цифрових медичних стартапів, зокрема через грантове фінансування та партнерства з медичними установами. Такий міжнародний контекст розширює можливості для виходу продукту на зовнішні ринки. Узагальнюючи результати аналізу, можна стверджувати, що ринок демонструє високий рівень готовності до впровадження інтелектуальної системи біомеханіки нижніх кінцівок. Сприяють цьому наявні тенденції цифровізації медицини, потреби сучасної реабілітології, розвиток спортивної індустрії та розширення сегмента носимих сенсорних пристроїв.

Отже, ринкові можливості запуску стартап-проєкту оцінюються як значні, а потенціал подальшого масштабування — високий як у межах медичного сектору, так і у спорті, науці та домашньому використанні.

7.4 Розробка ринкової стратегії стартап-проєкту

Розробка ринкової стратегії є ключовим етапом підготовки стартап-проєкту до комерціалізації, оскільки визначає механізми виходу продукту на ринок, способи формування попиту, створення конкурентних переваг та забезпечення довгострокового розвитку підприємства. Для інтелектуальної системи біомеханіки нижніх кінцівок на основі *IMU*-сенсорів ринкова стратегія повинна враховувати специфіку одразу кількох галузей — медицини, спортивної аналітики, реабілітаційних послуг та цифрових технологій. Відповідно, стратегія має бути багаторівневою та передбачати різні сценарії просування для окремих груп користувачів.

На першому етапі доцільно визначити оптимальну модель виходу продукту на ринок. З огляду на результати ринкового аналізу, найбільш перспективним є поетапний підхід, який передбачає початкове впровадження продукту у вузькоспеціалізованих сегментах, де попит на біомеханічний аналіз є найбільш вираженим та швидко конвертується у рішення про купівлю. Передусім це приватні реабілітаційні центри, клініки фізичної терапії та спортивно-медичні установи, які зацікавлені у цифрових інструментах об’єктивної оцінки стану пацієнтів та спортсменів. Такий підхід дозволяє сформувати портфель перших клієнтів, отримати валідацію технології в реальних умовах та зібрати дані для подальшого вдосконалення продукту і навчання алгоритмів машинного навчання.

Наступним важливим аспектом є формування маркетингової стратегії, яка має підкреслювати ключові переваги системи — мобільність, доступність, інтелектуальну обробку даних та інтеграцію з хмарними сервісами. На відміну від дорогих лабораторних систем, запропонований продукт не потребує складної інфраструктури, а тому може позиціонуватися як універсальний інструмент для широкого спектра користувачів.

Маркетингова комунікація повинна ґрунтуватися на демонстрації практичної цінності: для лікарів — це можливість проводити об’єктивний контроль реабілітації; для тренерів — підвищення ефективності тренувань; для пацієнтів — доступ до персоналізованих рекомендацій та віддаленого моніторингу. Значну роль відіграватиме співпраця зі спеціалістами у сфері реабілітації та спортивної медицини, які можуть стати амбасадорами технології.

Стратегія ціноутворення має враховувати двокомпонентну структуру продукту — апаратну частину (*IMU*-сенсори) та програмну платформу (мобільний застосунок і хмарний сервіс). Таким чином, доцільно використовувати комбіновану модель монетизації, яка поєднує продаж обладнання та підписку на програмне забезпечення. Такий підхід поширений на ринку медичних та спортивних технологій і дозволяє забезпечити стабільний дохід

та фінансування процесів оновлення програмної частини. Підписка може включати різні рівні доступу — базовий аналіз ходи, розширені біомеханічні показники, прогнозування ризику падінь, клієнтську аналітику та телемедичні функції. Це створює можливість масштабування продукту та адаптації під різні категорії клієнтів.

Важливою складовою ринкової стратегії є вибір відповідних каналів збуту. Для медичних та реабілітаційних закладів найбільш ефективним буде прямий продаж через спеціалізовані презентації, участь у науково-практичних конференціях та партнерство з дистриб'юторами медичної техніки. Для спортивного сектору доцільним є залучення тренерських центрів, спортивних шкіл та федерацій, що дозволяє швидко збільшити охоплення цільової аудиторії. У сегменті *B2C* акцент робиться на цифрових каналах — мобільних маркетплейсах, онлайн-рекламі та співпраці з фітнес-платформами. Додатковим напрямком розвитку можуть стати освітні програми та співпраця з університетами, що не лише розширює ринок, а й підвищує наукову репутацію проєкту.

Стратегічні переваги стартапу формуються навколо трьох ключових факторів: доступності, інтелектуальності та мобільності. На відміну від більшості конкурентів, запропонована система поєднує глибокий біомеханічний аналіз із можливістю використання в будь-яких умовах, без складної лабораторної інфраструктури. Це дозволяє охопити значно ширшу аудиторію, включно з тими закладами та користувачами, які не мають ресурсів для придбання дорогих стаціонарних систем. Додаткову конкурентну перевагу створює використання алгоритмів машинного навчання, здатних аналізувати індивідуальні особливості ходи та прогнозувати відхилення, що підвищує практичну цінність продукту.

ВИСНОВКИ

У процесі виконання роботи проведено аналіз сучасних інерційних вимірювальних систем і пристроїв для оцінки руху людини, в результаті чого виявлено основні обмеження існуючих рішень, зокрема: високу вартість, закритість програмної архітектури та обмежені можливості подальшого аналізу і візуалізації даних, відсутність можливості самостійно виконувати відстеження. У створеній системі реалізовано відкриту архітектуру та локальну обробку результатів.

Виконано вимоги до системи, які включають автономність роботи, компактність (габаритні розміри 60 мм × 60 мм × 20 мм), стабільність вимірювань при частоті дискретизації до 100 Гц, можливість збереження даних та їх аналізу. На основі цих вимог виконано вибір апаратної платформи (*ESP32)*, інерційного сенсора (9 каналів: 3 осі акселерометра, 3 осі гіроскопа та 3 осі магнітометра) і засобів зв’язку.

Механізм збереження та передачі вимірювань у форматі *CSV* через локальний веб-сервер *ESP32* із використанням протоколу *HTTP* та *API*, що забезпечує повну автономність системи та простий доступ до результатів вимірювань без необхідності використання сторонніх серверів або спеціалізованого програмного забезпечення.

Здійснено локальну програмну систему обробки та візуалізації даних, яка виконує парсинг, попередню фільтрацію інерційних сигналів, розрахунок основних параметрів ходи (тривалість, кількість кроків, каденс, оцінка якості сигналу) та їх графічне представлення у вебінтерфейсі. Впроваджено модуль автоматизованого формування аналітичного звіту з використанням інструментів штучного інтелекту, що дозволяє узагальнювати результати вимірювань та надавати інтерпретовані висновки для фахівця. Спроєктовано та реалізовано корпус пристрою з урахуванням вимог до системи, який забезпечує фіксований монтаж електронних компонентів і зручність експлуатації. Також він характеризується малою масою. Загальна кількість використаного матеріалу

становить близько 20 грам, це мінімізувало вагу конструкції без погіршення її експлуатаційних характеристик. Корпус виготовлено методом *FDM*-друку з використанням сопла діаметром 0,4 мм та 100 % заповнення.

Для підвищення точності та стабільності вимірювань параметрів ходи доцільно розглянути використання більш сучасних інерційних сенсорів із нижчим рівнем шуму, кращими характеристиками дрейфу та розширеними можливостями апаратної фільтрації. Завдяки цьому можна зменшити вплив похибок вимірювань і підвищити достовірність розрахованих біомеханічних показників.

Перспективним напрямом розвитку системи є створення окремого веб-застосунку або мобільного застосунку для збереження, візуалізації та аналізу результатів вимірювань. Цей підхід забезпечить зручний доступ до історії сесій, графічне відображення динаміки параметрів ходи, а також можливість інтеграції з іншими системами реабілітації або медичними інформаційними сервісами. Доцільним є подальше розширення алгоритмів інтелектуальної обробки даних шляхом застосування спеціалізованих методів машинного навчання для аналізу інерціальних сигналів. Навчання таких моделей на великих масивах реальних даних ходи дозволить підвищити точність виявлення особливостей руху, автоматично класифікувати типи ходи та формувати більш персоналізовані аналітичні висновки.

Для збільшення часу автономної роботи пристрою рекомендується впровадження додаткових режимів енергозбереження, зокрема оптимізація частоти опитування *IMU*-сенсора, використання режимів сну мікроконтролера *ESP32* та зменшення активності бездротового модуля у фоновому режимі. Це дозволить підвищити енергоефективність системи без суттєвого погіршення якості вимірювань.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Movella — Xsens DOT [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.movella.com/products/xsens-dot.
2. Movella Developers — Xsens DOT FAQ [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://developers.movella.com/hc/en-us/articles/4408955854481-Xsens-DOT-FAQ.
3. Movella Developers — Xsens DOT BLE Service Specification [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://developers.movella.com/hc/en-us/articles/360018546599-Xsens-DOT-BLE-Service-Specification.
4. Moticon *ReGo* Sensor Insoles Pricelist (EUR) [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.moticon.com.
5. Cramer L.A., Wimmer M.A., Malloy P., O'Keefe J.A., Knowlton C.B., Ferrigno C. Validity and Reliability of the Insole3 Instrumented Shoe Insole for Ground Reaction Force Measurement during Walking and Running [Електронний ресурс] // Sensors. – 2022. – Vol. 22, No. 6. – Article 2203. – Режим доступу до ресурсу: https://doi.org/10.3390/s22062203.
6. Shimmer Research — Shimmer3 IMU Unit: Product Specifications and Consensys Software Documentation [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.shimmersensing.com/product/shimmer3-imu-unit.
7. Espressif Systems. ESP32-C3 Datasheet [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32-c3.
8. DigiKey. Introduction to ESP32-C3: Secure and Connected Microcontroller [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.digikey.com.
9. Espressif Systems. ESP32-S3 Technical Reference Manual [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.espressif.com/en/products/socs/esp32-s3.

10. Nordic Semiconductor. nRF52840 Product Specification [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://infocenter.nordicsemi.com.
11. Raspberry Pi Foundation. RP2040 Datasheet [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://datasheets.raspberrypi.com/rp2040.
12. InvenSense. MPU-6050 Product Specification [Електронний ресурс]. – 2020. – Режим доступу до ресурсу: https://invensense.tdk.com.
13. TDK InvenSense. ICM-20948 Datasheet and Application Notes [Електронний ресурс]. – 2021. – Режим доступу до ресурсу: https://invensense.tdk.com.
14. Bosch Sensortec. BNO055 Intelligent 9-Axis Absolute Orientation Sensor Datasheet [Електронний ресурс]. – 2020. – Режим доступу до ресурсу: https://www.bosch-sensortec.com.
15. OLED дисплей 0.91″ 128×32 [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.rcscomponents.kiev.ua/product/dysplei-oled-0-91-128x32-bilyi-tekst_149700.html.
16. TP4056 Type-C Lithium Charger Module [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://printec.com.ua/tp4056-1a-4-2v-type-c-lithium-charger-with-protection/.
17. Advanced Navigation. Inertial Measurement Unit (IMU): An Introduction [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: https://www.advancednavigation.com/tech-articles/inertial-measurement-unit-imu-an-introduction/.
18. VectorNav. Theory of MEMS Accelerometers & Gyroscopes [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-primer/theory-of-operation/theory-mems.
19. Tangram Vision. IMU Fundamentals, Part 1: Introduction to IMUs [Електронний ресурс]. – 2023. – Режим доступу до ресурсу: https://www.tangramvision.com/blog/learn-imu-fundamentals-part-1-of-5.

20. STMicroelectronics. Accelerometers – MEMS and Sensors [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.st.com/en/mems-and-sensors/accelerometers.html.
21. Inertial Labs. MEMS Technology: The Backbone of Modern-Day Sensors [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://inertiallabs.com/mems-technology-the-backbone-of-modern-day-sensors/.
22. VectorNav. MEMS Gyroscope Technology Overview [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-primer/gyroscopes.
23. Analog Devices. MEMS Gyroscope Fundamentals [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.analog.com/en/resources/technical-articles/mems-gyroscope-fundamentals.html.
24. Honeywell. Magnetoresistive Sensors: Theory of Operation and Applications [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://sensing.honeywell.com/magnetic-sensors.
25. Texas Instruments. Understanding Magnetic Sensing Using the Hall Effect [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.ti.com/lit/an/slyy198/slyy198.pdf.
26. STMicroelectronics. 3-Axis Magnetometer LIS3MDL Application Note [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.st.com/resource/en/application_note/dm00137445.pdf.
27. TDK InvenSense. ICM-20948 Datasheet [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://invensense.tdk.com/products/motion-tracking/9-axis/icm-20948/.
28. Welch G., Bishop G. An Introduction to the Kalman Filter [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://www.cs.unc.edu/~welch/media/pdf/kalman_intro.pdf.

29. Madgwick S. An Efficient Orientation Filter for Inertial and Inertial/Magnetic Sensor Arrays [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: https://x-io.co.uk/res/doc/madgwick_internal_report.pdf.

ДОДАТОК А. ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ

«ЗАТВЕРДЖУЮ»	«УЗГОДЖЕНО»
В. о. зав. кафедрою ПРЕ	Керівник проекту
_____ Андрій Мовчанюк	_____ Вікторія ГОЛОВНЯ
«___» _____ 2025 р.	«___» _____ 2025 р.

ТЕХНІЧНЕ ЗАВДАННЯ НА ДИПЛОМНИЙ ПРОЄКТ

Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів

РЕ41МП.941329.001 ТЗ

2025 р.

1 НАЗВА І ПІДСТАВА ДЛЯ ВИКОНАННЯ

1.1 Назва виробу:

Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів

1.2 Підстава для виконання:

Технічне завдання видане кафедрою прикладної радіоелектроніки радіотехнічного факультету НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського» відповідно до навчального плану підготовки магістрів за спеціальністю 172 «Електронні комунікації та радіотехніка».

2 ВИКОНАВЕЦЬ

Виконавець — студентка магістратури радіотехнічного факультету, групи РЕ-41мп, Штик Тетяна Василівна.

3 ВИРОБНИКИ

— НТУУ «КПІ ім. Ігоря Сікорського» — підготовка комплекту технічної документації;

— Підприємства адитивного виробництва — виготовлення корпусу пристрою методом*FDM 3D*-друку з матеріалу PETG.

4 МЕТА ВИКОНАННЯ ТА ПРИЗНАЧЕННЯ ПРОДУКЦІЇ

4.1 Мета виконання:

Розробка компактної інтелектуальної системи для відстеження динаміки ходьби в процесі носіння протезу.

4.2 Призначення продукції:

Система призначена для самостійного моніторингу динаміки ходьби в процесі носіння протезу для формування частих звітів фізіотерапевту.

5 СКЛАД ПРОДУКЦІЇ

До складу інтелектуальної системи входять:
— модуль IMU20948;
— мікроконтролерний модуль ESP32C3;
— OLED-дисплей для відображення вимірюваних параметрів;
— акумуляторна літій-полімерна батарея;
— модуль заряджання TP4056 з роз’ємом USB Type-C;
— кнопка керування;

— кнопка перемикання;
— корпус пристрою з кришкою;
— з’єднувальні провідники та кріпильні елементи.

6 ТЕХНІЧНІ ВИМОГИ

6.1 Основні характеристики:

— передача даних через *BLE* та/або *Wi-Fi*
— функція калібрування;
— наявність портів: *USB-C*;
— живлення від літій-полімерного акумулятора напругою 3,7 В;
— робочі діапазони не менше ±4 g та ±1000 dps;

— підтримка інтерфейсів сенсорів I^2C

— обсяг оперативної пам'яті ≥ 400 КБ, флеш-пам'ять 4 МБ
— відображення результатів на OLED-дисплеї.

6.2 Надійність:

Система повинна бути ремонтопридатною. Середній наробіток на відмову — не менше 1000 годин. Середній строк служби — не менше 2 років при дотриманні умов експлуатації.

6.3 Умови експлуатації:

Температурний діапазон роботи: від +5 °C до +40 °C. Відносна вологість повітря — до 80 % без конденсації вологи.

6.4 Конструктивні вимоги:

Корпус пристрою має складатися з нижньої частини та верхньої частини, бути розбірним та мати регульоване кріплення. Конструкція повинна забезпечувати доступ до роз'єму заряджання та налаштування.

Габарити корпусу не більше:

Довжина — 80 мм;

Ширина — 80 мм;

Висота — 30 мм.

6.5 Вимоги до безпеки:

Система повинна бути електробезпечною, не містити відкритих струмопровідних частин та відповідати вимогам безпечної експлуатації побутових електронних пристроїв.

7 ТЕХНІКО-ЕКОНОМІЧНІ ВИМОГИ

Собівартість виготовлення пристрою в умовах дрібносерійного виробництва не повинна перевищувати еквівалент 30 доларів США.

ВИМОГИ ДО КОНСЕРВАЦІЇ І ПАКУВАННЯ

Пакування: помістити пристрій в кейс з пластику, який містить ложемент.

8 ВИМОГИ ДО ДОКУМЕНТАЦІЇ

Розроблювана документація повинна бути оформлена відповідно до вимог ДСТУ 3008:2015 та стандартів ЄСКД.

9 СТАДІЇ ТА ЕТАПИ ПРОЄКТУ

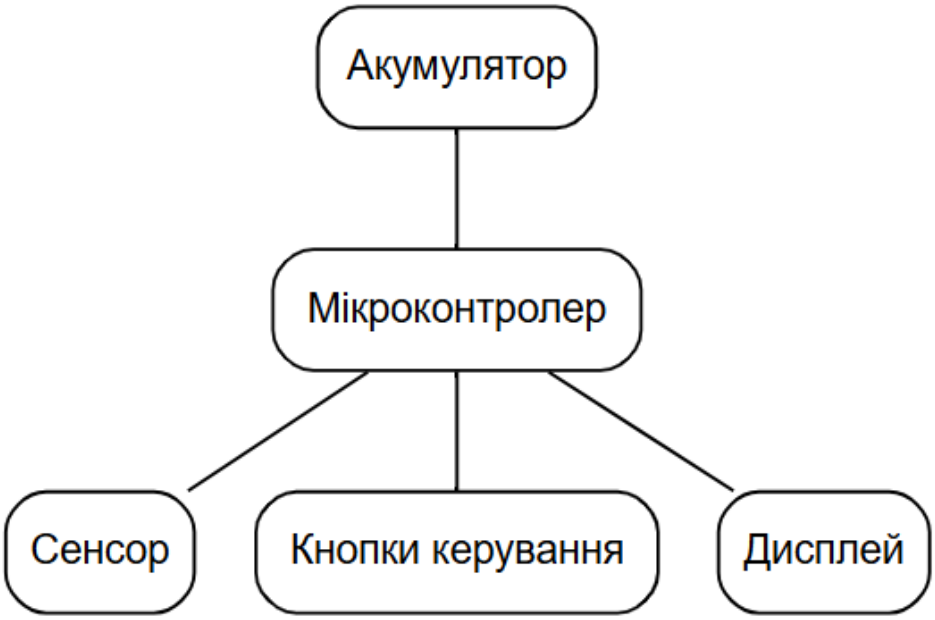
— розробка та аналіз технічного завдання;
— вибір елементної бази;
— розробка принципової схеми;
— програмна реалізація системи;
— розробка *3D*-моделі корпусу;

— тестування системи;
— оформлення пояснювальної записки та графічних матеріалів.

10 ПОРЯДОК ПРИЙМАННЯ ПРОЄКТУ

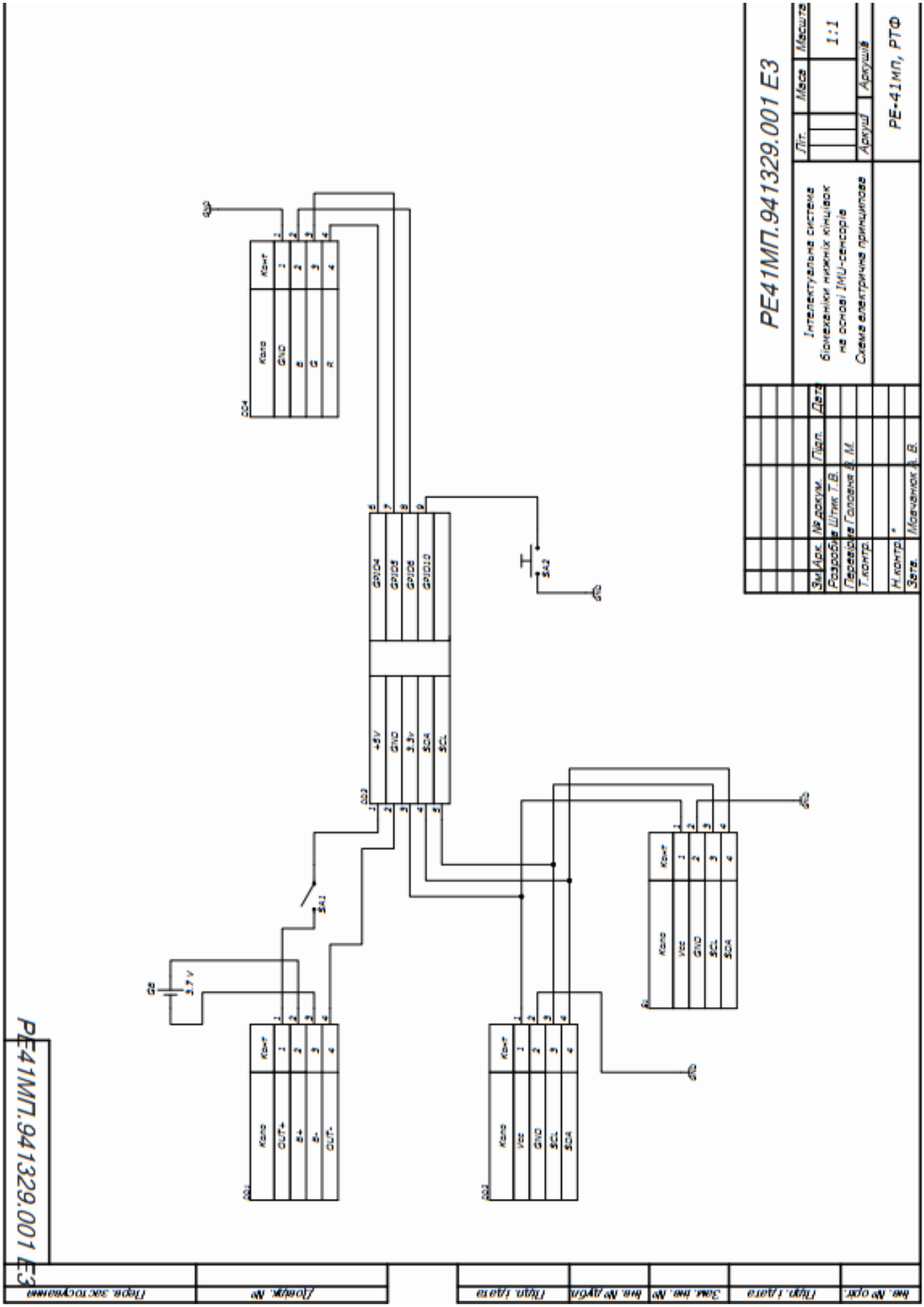
Приймання результатів виконання проєкту здійснюється шляхом публічного захисту магістерської дисертації та подання повного комплекту пояснювальної та графічної документації.

ДОДАТОК Б. СТРУКТУРНА СХЕМА



ДОДАТОК В. АЛГОРИТМ ОБРОБКИ ТА ВІЗУАЛІЗАЦІЇ РЕЗУЛЬТАТІВ ВИМІРЮВАНЬ

ДОДАТОК Г. СХЕМА ЕЛЕКТРИЧНА ПРИНЦИПОВА АПАРАТНОГО ІНТЕРФЕЙСУ



ДОДАТОК Ґ. СПЕЦИФІКАЦІЯ НА ПРИСТРІЙ

Форм.	Зона	Поз.	Позначення	Найменування	Кільк.	Примітка
				Документація		
А4			РЕ41МП.941329.001 ПЗ	Пояснювальна записка	1	
А3			РЕ41МП.941329.001 Е3	Схема електрична принципова	1	
А4			РЕ41МП.941329.001 ПЕ	Перелік елементів	1	
				Деталі		
А4		1	РЕ01.941329.001	Основа корпусу	1	
А3		2	РЕ01.732339.002	Кришка корпусу	1	
				Інші вироби		
				Гвинти DIN 912 3 x 22 мм	4	
				Застібка текстильна чорна 20мм	1	
				Матеріали		
				Припій Sn60Pb40 ПОС61 ГОСТ21931-76		
				Флюс AMTECH NC-559-ASM		
				Термоклей 7 мм HF-20/7		

Первинне застосування

Довідковий №

Підпис і дата

Інв. № дубл.

Зам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № оріг.

Зм.	Арк.	№ докум.	Підпис	Дат	РЕ41МП.941329.001			
Розроб.		Штик Т.В.			Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів	Літера	Аркуш	Аркушів
Перевір.		Головня В. М.					1	1
Т.						РЕ41МП, РТФ		
Н.		•						
Затв.		Мовчанюк А.В.						

ДОДАТОК Д. ПЕРЕЛІК ЕЛЕМЕНТІВ

Поз. позн.	Найменування	Кільк.	Примітка
	Акумулятори		
GB1	Li-ion LP802035, 400 мА*г, 3,7	1	
	Мікросхеми		
DD1	TP4056H, Billiton 1.1 A 5 В	1	
DD2	ESP32-C3,Espressif 3,7 / 5 В	1	
DD3	ICM20948, PRINTEC 3,3 / 5 В	1	
DD4	RGB LED, PRINTEC 3 / 5 В	1	
	Дисплеї		
S1	Oled-дисплей SSD1306 0.96", 128 x 32, Adafruit 3,3 / 5 В	1	
	Перемикачі		
SA1	KCD1-12-101	1	
SA2	SWT-6/12	1	

Первинне застосування

Довідковий №

Підпис і дата

Інв. № дубл.

Взам. інв. №

Підпис і дата

Інв. № орig.

Зм.	Арк.	№ докум.	Підп	Дат
Розроб.		Штик Т. В.		
Перевір.		Головня В.М.		
Т.контр				
Н.контр				
Затв.		Мовчанюк А.В.		

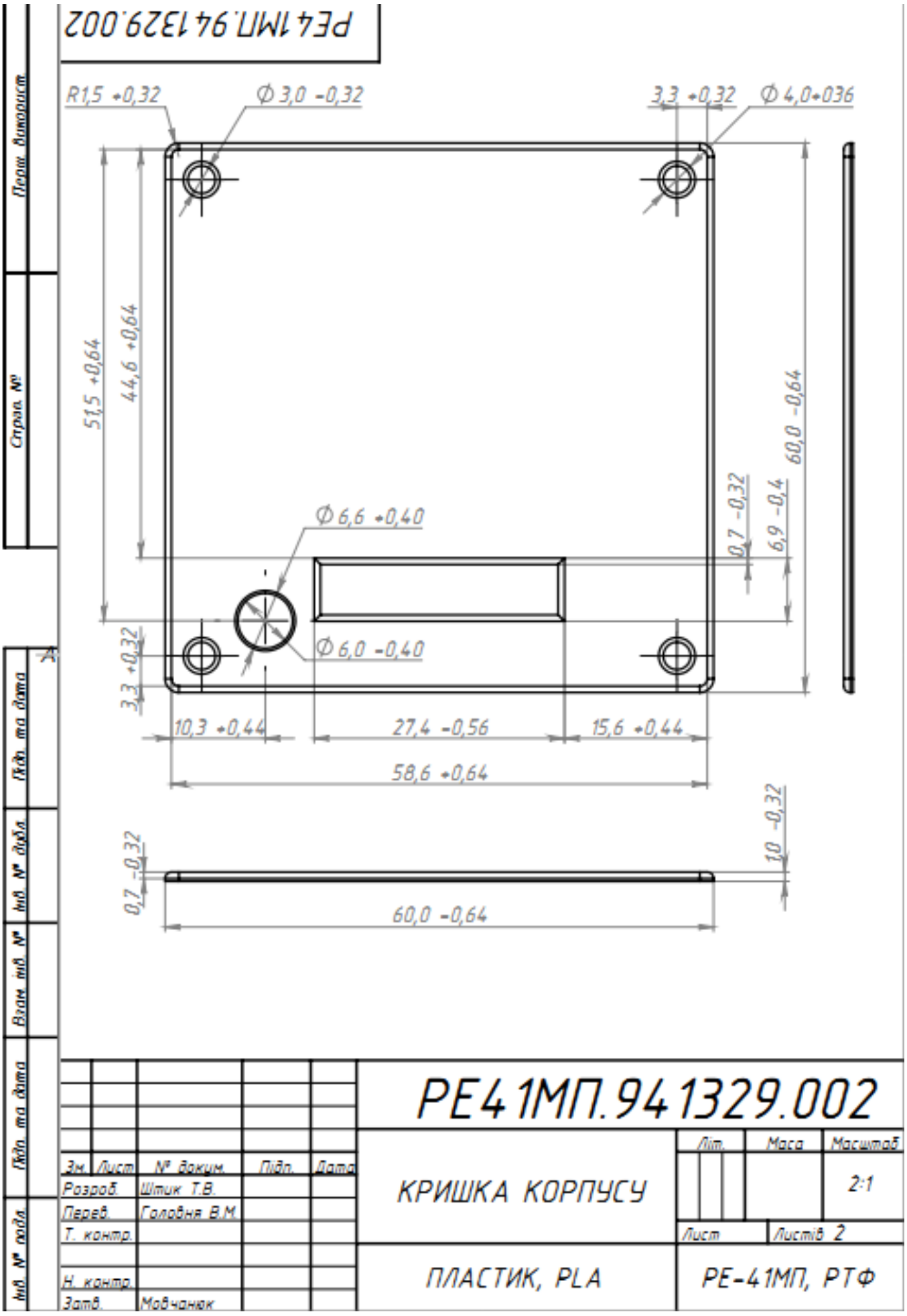
РЕ41МП.941329.001 ПЕ

Інтелектуальна система біомеханіки нижніх кінцівок на основі IMU- сенсорів

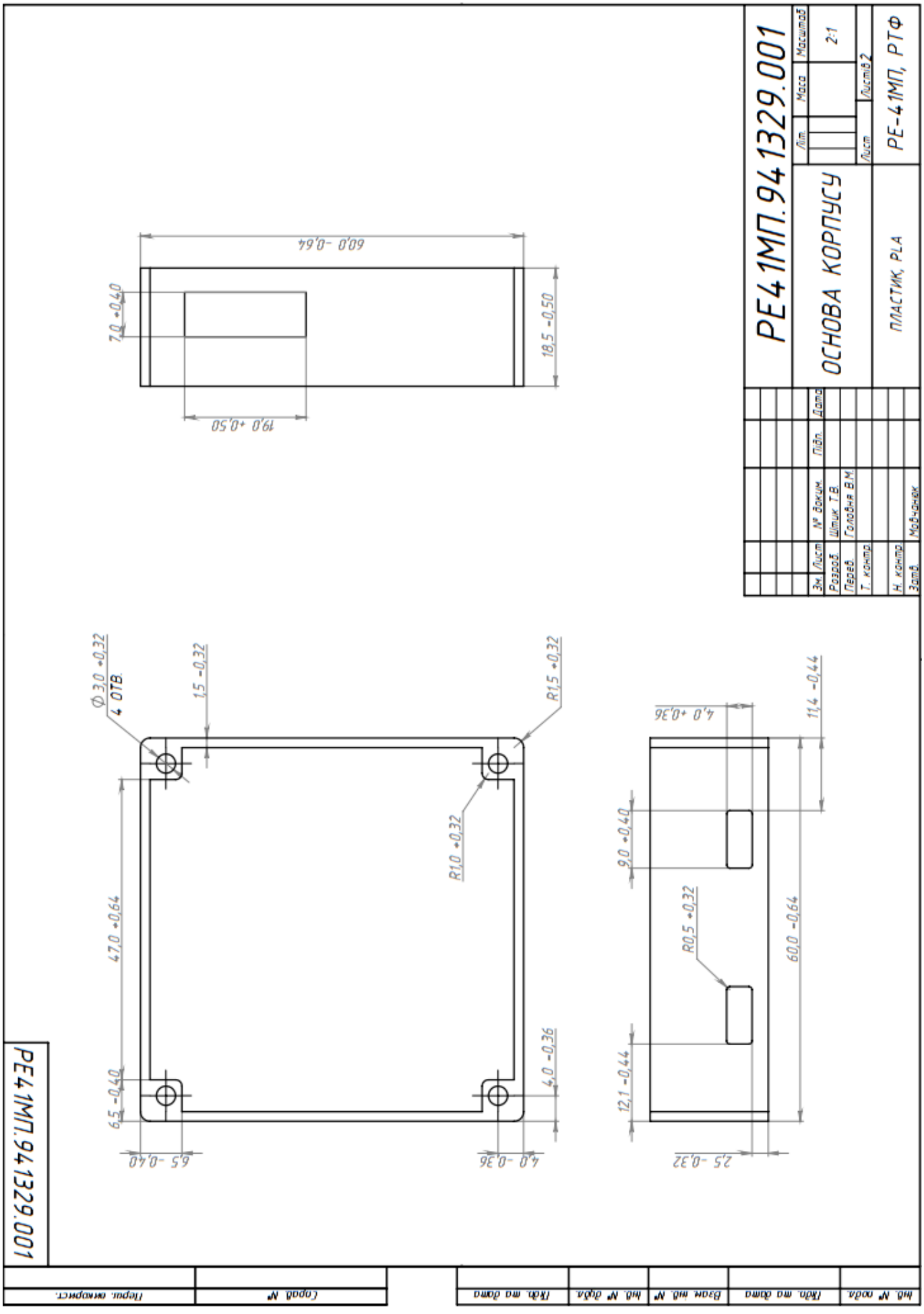
Літера	Аркуш	Аркушів
	1	1

РЕ41мп,РТФ

ДОДАТОК Е. ПЕРЕДНЯ ЧАСТИНА КОРПУСУ



ДОДАТОК Є. ЗАДНЯ ЧАСТИНА КОРПУСУ



ДОДАТОК Ж. ЛІСТИНГ КОДУ

Бекенд API реалізації:

```
from fastapi import FastAPI
from fastapi.middleware.cors import CORSMiddleware
from fastapi.responses import JSONResponse
from pydantic import BaseModel
from openai import OpenAI


client = OpenAI(api_key="")

app = FastAPI(title="ESP32 IMU AI Analyzer")

: allow_origins=["*"] не можна разом з allow_credentials=True
app.add_middleware(
    CORSMiddleware,
    allow_origins=["*"],
    allow_credentials=False,
    allow_methods=["*"],
    allow_headers=["*"],
)

class Metrics(BaseModel):
    durationSec: float
    steps: int
    cadence: float
    quality: str

@app.get("/health")
```

```
def health():
    return {"ok": True, "service": "backend", "port": 8000}

@app.post("/api/analyze")
def analyze(m: Metrics):
    try:
        prompt = f"""
Згенеруй професійний звіт для фізіотерапевта українською мовою на основі даних ходи.

Дані:
- Тривалість: {m.durationSec:.1f} с
- Кроки: {m.steps}
- Каденс: {m.cadence:.1f} крок/хв
- Якість сигналу: {m.quality}

Пиши суцільним текстом: короткий опис ходи, можливі особливості та рекомендації. звіт має бути візуально гарним иа докладним.
"""

        r = client.chat.completions.create(
            model="gpt-4o-mini",
            messages=[{"role": "user", "content": prompt}],
        )
        return {"reportText": r.choices[0].message.content}

    except Exception as e:
        return JSONResponse(
            status_code=500,
            content={"error": "AI request failed", "details": str(e)}
```

ВІДОМІСТЬ ДИПЛОМНОГО ПРОЄКТУ

№ з/п	Формат	Позначення	Найменування	Кількість листів	Примітка
1	А4		Завдання на дипломний проєкт	2	
2	А4	РЕ41МП.941329.001 ПЗ	Пояснювальна записка	78	
3	А3	РЕ41МП.941329.001 ЕЗ	Схема електрична принципова	1	
4	А3	РЕ41МП.941329.001	Основа корпусу	1	
5	А4	РЕ41МП.941329.002	Кришка корпусу	1	
6	А4	РЕ41МП.941329.001	Специфікація на пристрій	1	
7	А4	РЕ41МП.941329.001 ПЕ	Перелік елементів	1	

				РЕ41МП.941329.001		
	ПІБ	Підп.	Дата			
Розробн.	Штик Т. В.			Відомість дипломного проєкту	Лист	Листів
Керівн.	Головня В. М.				1	1
Консульт.					КПІ ім. Ігоря Сікорського, каф. ПРЕ, Гр. РЕ-41мп	
Н/контр.						
Зав.каф.						