

Міністерство освіти і науки України
Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет комп'ютерної інженерії та управління
(повна назва)

Кафедра електронних обчислювальних машин
(повна назва)

КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА

Пояснювальна записка

Рівень вищої освіти другий (магістерський)

Програмно-апаратний комплекс моніторингу прогресу
реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового
апарату
(тема)

Виконав:

студент II курсу, групи СПМ-22-6
Руских О.В.
(прізвище, ініціали)

Спеціальність 123 «Комп'ютерна інженерія»
(код і повна назва спеціальності)

Тип програми освітньо-наукова
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма Системне програмування
(повна назва освітньої програми)

Керівник: доц. Барковська О.Ю.
(посада, прізвище, ініціали)

Допускається до захисту

Зав. кафедри ЕОМ

Коваленко А.А.
(прізвище, ініціали)

2024 р.

Харківський національний університет радіоелектроніки

Факультет _____ комп'ютерної інженерії та управління _____

Кафедра _____ електронних обчислювальних машин _____

Рівень вищої освіти _____ другий (магістерський) _____

Спеціальність _____ 123 «Комп'ютерна інженерія» _____
(код і повна назва)

Тип програми _____ освітньо-наукова _____
(освітньо-професійна або освітньо-наукова)

Освітня програма _____ Системне програмування _____
(повна назва)

ЗАТВЕРДЖУЮ:

Зав. кафедри _____
(підпис)

“ _____ ” _____ 20__ р.

ЗАВДАННЯ

НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ

студенту _____ Руских Олександр Валерійовичу _____
(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи _____ Програмно-апаратний комплекс моніторингу прогресу
реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату _____

затверджена наказом по університету від “ 01 ” квітня 2024 р. № 257Ст

2. Термін подання студентом роботи до екзаменаційної комісії _____ 15 червня 2024 р.

3. Вхідні дані до роботи _____

ммікроконтролер ESP8266, датчики тиску force resistive sensor FSR402,

графічний дисплей SSD1306

середовище розробки Arduino IDE 2.3.2, Visual Studio Code 1.90.0,

EasyEDA version 6.5.40,

система контролю версій - GitHub desktop Version 3.3.18,

бібліотека комп'ютерного зору OpenCV

4. Перелік питань, що потрібно опрацювати у роботі _____

1. Розробка апаратної частини системи (стабілометр)

2. Розробка програмної частини системи

3. Проведення експериментів, вдосконалення системи

5. Перелік графічного матеріалу із зазначенням креслеників, схем, плакатів, комп'ютерних ілюстрацій (слайдів) 16 слайдів

6. Консультанти розділів роботи (заповнюється за наявності консультантів згідно з наказом, зазначеним у п.1)

Найменування розділу	Консультант (посада, прізвище, ім'я, по батькові)	Позначка консультанта про виконання розділу	
		підпис	дата

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів роботи	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1	Огляд характеристик баропододинамометричних систем	02.04.24-08.04.24	
2	Вивчення фізіологічних особливостей людини	09.04.24-16.04.24	
3	Створення функціональної моделі системи	17.04.24-22.04.24	
4	Розробка методології проведення досліджень	23.04.24-06.05.24	
5	Проведення експериментів	07.05.24-23.05.24	
6	Оформлення матеріалів кваліфікаційної роботи	24.05.24-03.06.24	
7	Подання кваліфікаційної роботи керівникові та її попередній захист	04.06.24-07.06.24	
8	Подання кваліфікаційної роботи на рецензування	08.06.24-12.06.24	

Дата видачі завдання 01 квітня 2024 р.

Студент

Русек
(підпис)

Керівник роботи

[підпис]
(підпис)

доц.Барковська О.Ю.

(посада, прізвище, ініціали)

РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка кваліфікаційної роботи: 82 с., 34 рис., 12 табл., 1 дод., 25 джерел.

КОМП'ЮТЕРНА МЕРЕЖА, ІНТЕРНЕТ, МАРШРУТИЗАТОР, ПРОТОКОЛ, СЕРВЕР, ШЛЮЗ, FIREWALL, WI-FI, WLAN.

Метою роботи є розробка системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату за допомогою методів апаратної непроменевої та комп'ютерно-оптичної діагностики із можливістю легкого транспортування створеної системи, можливістю високоточної діагностики в режимі реального часу, а також можливістю збереження та аналізу змін опорно-рухового апарату протягом часу.

У ході виконання кваліфікаційної роботи було проаналізовано системи для збору кінематичних параметрів пацієнта, системи для збору пододинамометричних параметрів пацієнта; розроблено модель запропонованої системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату, а також прототип портативної баропододинамометричної платформи; проведено дослідження впливу характеристик маркерів та освітлення при реєстрації кінематичних параметрів на точність детектування маркерів для подальшого визначення кутів нахилу ліній тазу та плечей.

Подальші дослідження будуть зосереджені на розширенні діапазону параметрів, необхідних для діагностування стану пацієнта та аналізу перебігу лікування, завдяки електроміографічним показникам.

ABSTRACT

Master's thesis: 82 pages, 34 figures, 12 tables, 1 appendices, 25 sources.

FIREWALL, GATE, INTERNET, PROTOCOL, ROUTER, SERVER, WI-FI, WIRELESS NETWORK, WLAN.

The aim of the work is to develop a system for monitoring the rehabilitation progress of patients with musculoskeletal disorders using non-radiological hardware and computer-optical diagnostic methods, with the ability to easily transport the created system, provide high-precision diagnostics in real-time, as well as store and analyze changes in the musculoskeletal system over time.

In the course of the qualification work, systems for collecting kinematic parameters of the patient and systems for collecting pododynamic parameters of the patient were analyzed; a model of the proposed system for monitoring the rehabilitation progress of patients with musculoskeletal disorders was developed, as well as a prototype of a portable baropodometric platform; a study was conducted on the impact of marker characteristics and lighting during the registration of kinematic parameters on the accuracy of marker detection for further determination of the tilt angles of the pelvis and shoulder lines.

Further research will focus on expanding the range of parameters necessary for diagnosing the patient's condition and analyzing the course of treatment through electromyographic indicators.

ЗМІСТ

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ І ТЕРМІНІВ	8
ВСТУП	9
1 АНАЛІЗ ПРОБЛЕМНОЇ ОЛАСТІ.....	11
1.1 Обґрунтування актуальності обраної теми	11
1.2 Огляд проблемної області	18
1.3 Аналіз існуючих систем виявлення та контролю порушень постави	24
1.4 Обґрунтування доцільності вдосконалення існуючих рішень	31
2 АПАРАТНО-МЕТОДОЛОГІЧНА БАЗА ДОСЛІДЖЕННЯ	33
2.1 Аналіз технологій для вирішення поставленої задачі.....	33
2.2 Аналіз методологічного підґрунтя для рішення поставленої задачі	34
2.3 Визначення апаратної бази для виконання експериментальної частини проекту	37
3 РІШЕННЯ ПОСТАВЛЕНОЇ ЗАДАЧІ	42
3.1 Реалізація програмної частини	44
3.1.1 Експеримент 1. Точність детектування маркерів в умовах простої сцени	49
3.1.2 Експеримент 2. Точність детектування маркерів в умовах складної сцени	53
3.2 Реалізація та вдосконалення апаратної підсистеми для зняття бароподометричних показників.....	57
3.2.1 Опис компонентів засобу	58
3.2.2 Схема роботи засобу	62
3.2.3 Опис програмного забезпечення, яке використовується в засобі.....	65
3.2.4 Функціональні можливості засобу	66

ВИСНОВКИ.....	69
ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ	71
ДОДАТОК А Графічний матеріал кваліфікаційної роботи.....	74

ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ, СИМВОЛІВ, ОДИНИЦЬ, СКОРОЧЕНЬ
І ТЕРМІНІВ

АЦП – аналого-цифровий перетворювач

ЕЕГ – електроенцефалограма

ЕКГ – електрокардіограма

МОЗ – Міністерство охорони здоров'я

ПАК – програмно-апаратний комплекс

ШІ – штучний інтелект

ADC – аналого-цифровий перетворювач (англ., Analog to Digital Converter)

СТ – комп'ютерна томографія (англ., Computed Tomography)

ESP – екстрасенсорне сприйняття (англ., Extra Sensory Perception)

GPIO – загальний ввід/вивід (англ., General-Purpose Input/Output)

I2C – міжінтегральна схема (англ., Inter-Integrated Circuit)

SPI – послідовний периферійний інтерфейс (англ., Serial Peripheral Interface)

UART – універсальний асинхронний приймач-передавач (англ., Universal Asynchronous Receiver-Transmitter)

ВСТУП

Актуальність теми реабілітації пацієнтів після травм опорно-рухового апарату зараз стоїть гостро, особливо для військових, які боронять нашу країну від нападів агресора. Призначенням методів реабілітації є забезпечення максимальної реінтеграції таких осіб в суспільство та повернення їм якомога більш активного та незалежного життя із максимально можливим відновленням функціональності. Для цього корисним є стеження за процесом покращення стану при дотриманні процедур та рекомендацій лікаря, тобто – моніторинг за станом пацієнта.

Серед методів реабілітації, що застосовуються, можна відмітити: використання протезів, ортопедичних засобів та адаптивних пристосувань (забезпечують широкий спектр рухів, підтримують стабільність, зручність та комфорт у повсякденному житті), фізіотерапія та оздоровчі вправи (спрямовані на відновлення м'язів, розвиток координації та відновлення рухових навичок), психологічна підтримка та консультування (допомагає зрозуміти та прийняти нову реальність, забезпечує підтримку у подоланні стресу та психологічних труднощів), хірургічні втручання та реабілітаційні програми (можуть бути необхідні додаткові хірургічні втручання для поліпшення функціональності протезів або корекції патологічних змін).

Звісно, реабілітація ортопротезованих солдат, які постраждали внаслідок порушень опорно-рухового апарату, постійно вимагає інноваційних підходів та ефективних засобів моніторингу та оцінки прогресу у процесі відновлення функцій.

Сучасні технології програмно-апаратних комплексів відкривають широкі можливості для створення систем моніторингу, які забезпечують якісне відстеження прогресу реабілітації та підвищують якість надання медичної допомоги. Проте, не всі існуючі забезпечують мобільність системи моніторингу та доступність для самостійного використання вдома із

можливістю збереження результатів прогресу в електронному вигляді для подальшого аналізу спеціалістом. У зв'язку з цим, дана наукова робота, спрямована на розробку та впровадження програмно-апаратного комплексу моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів з порушеннями опорно-рухового апарату, зокрема ортопротезованих солдат, які отримали поранення під час російсько-української війни, є актуальною та затребуваною у нас час.

Ця робота має на меті розробити ефективні інструменти та методи моніторингу, що дозволять точно визначати стан пацієнтів, оцінити вплив фізіотерапії та оздоровчих вправи на динаміку відновлення опорно-рухового апарату. Подальше застосування цього комплексу може значно підвищити ефективність та результативність реабілітаційних заходів для військовослужбовців, що постраждали у зоні військових дій.

Враховуючи важливість цієї проблеми та потребу в ефективних інструментах реабілітації для поранених військових, дана наукова робота відкриває нові можливості для покращення якості життя та повернення до активної соціальної участі тих, хто понесли втрати від наслідків війни.

1 АНАЛІЗ ПРОБЛЕМНОЇ ОЛАСТІ

1.1 Обґрунтування актуальності обраної теми

У сучасному світі, де технології розвиваються стрімкими темпами, є дуже важливим мати ефективні рішення для спостереження процесу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату. Реабілітація є критично важливим процесом, який допомагає людям повернутися до повноцінного життя після травм чи хвороб. Цей комплекс стане в нагоді для дітей із порушенням постави, реабілітації поранених військових, дітей що отримали травми під час проведення бойових дій. Окрім цього цей комплекс має стати у нагоді для стеження за процесом реабілітації спортсменів, які отримали травми під час проведення змагань або тренувань, дітей з вадами опорно-рухового апарату. З оглядом на сучасний військовий стан в Україні, де кількість поранених з опорно-руховим апаратом зростає щоденно, програмно-апаратний комплекс моніторингу прогресу реабілітації є рішенням, яке об'єднує технології та наукові підходи для забезпечення найкращих результатів лікування. Комплекс дозволить вести процес реабілітації та відновлення пацієнтів з ортопротезами, які проходять довгостроковий процес реабілітації. Також ПАК (програмно-апаратний комплекс) зможе допомогти спортсменам під час тренувань стежити за станом свого опорно-рухового апарату.

При розробці програмно-апаратного комплексу для моніторингу процесу реабілітації пацієнтів з порушеннями опорно-рухового апарату можуть бути застосовані різноманітні наукові методи, зокрема методи штучного інтелекту, такі як машинне навчання та глибоке навчання для аналізу сенсорних даних в реальному часі за допомогою різноманітних пристроїв Internet of Things (IoT), що відстежують фізичну активність пацієнтів, їхню позицію та рухи; методи комп'ютерного зору для аналізу

зображень пацієнтів під час виконання вправ та оцінки рухів, позицій та динаміки змін; методи математичної статистики для аналізу біомеханічних параметрів, наприклад, кутові швидкості, кількість кроків тощо; методи обробки сигналів для аналізу фізіологічних сигналів, таких як ЕЕГ, ЕКГ, сигнали від датчиків руху для виявлення патологічних змін або голосові сигнали, що можуть свідчити про больові відчуття пацієнтів [1]; методи та моделі прогнозування для прогнозування ефективності реабілітаційних заходів та ризику ускладнень для планування програм реабілітації;

Ці наукові методи можуть бути використані окремо або в поєднанні залежно від конкретних потреб та особливостей програмно-апаратного комплексу для моніторингу реабілітації пацієнтів з порушеннями опорно-рухового апарату.

Таблиця 1.1 – Напрямки автоматизації медицини та застосування ШІ в діагностиці

Напрямок автоматизації	Приклад застосування
Робототехніка	роботизовані хірургічні системи [3]; екзоскелети з підтримкою ШІ [4-5]; роботи-асистенти.
Методи штучного інтелекту	аналіз медичних зображень (рентгенівських знімків, МРТ, КТ тощо) [6-8]; підтримка прийняття рішень та надання рекомендацій на основі аналізу даних пацієнтів [9]; персоналізована медицина для створення персоналізованих планів лікування.
Телемедицина	віртуальні візити до лікарів онлайн для людей, які живуть у віддалених районах або мають обмежену мобільність; віддалений моніторинг стану здоров'я пацієнтів.

Тема дослідження є актуальною як з практичної, так і з наукової точки зору. Це зумовлено, по-перше, воєнними діями на території України, які тривають вже третій рік та є причиною збільшення кількості пацієнтів із бойовими травмами, пораненнями від вибухів, опіками, травмами внаслідок обвалів будівель тощо. По-друге, автоматизація медицини та впровадження методів штучного інтелекту (ШІ) в медичну діагностику [1-2] та реабілітологію – це напрямок, який має потенціал революційно покращити надання та отримання медичної допомоги.

Тож, алгоритми машинного навчання можуть аналізувати медичні зображення, дані пацієнтів та інші клінічні джерела, допомагаючи лікарям в швидкій та точній діагностиці. Вони можуть також прогнозувати ризики хвороб і ефективність терапій.

Окрім зазначених вище напрямків автоматизації, слід відмітити важливість сучасних технологій у процесі лікування людей із вадами опорно-рухового апарату та у процесі реабілітації ортопротезованих пацієнтів. В умовах війни в Україні ця тема є вкрай важливою і для військовослужбовців, і для цивільного населення. За даними МОЗ України, від лютого 2022, станом на листопад 2023 року, понад 50 тисяч людей втратило внаслідок війни одну чи декілька кінцівок. Відновлення частин тіла, які були втрачені або пошкоджені внаслідок травми, захворювання або вроджених патологій можливо завдяки процесу протезування.

Стан сучасних технологій протезування нижніх кінцівок дають змогу створювати максимально функціональні та комфортні протези. На серпень 2023 року в різних куточках України працювало понад 80 виробників протезів, які виробляють допоміжні (технічні) засоби реабілітації, серед яких виділяють функціональні та косметичні протези верхніх та нижніх кінцівок.

У залежності від рівня ампутації кінцівки, протез може включати колінний шарнір (для ампутацій на рівні стегна) або не включати (для протезів гомілки і стопи) [10-11]. Конструкція колінного шарніра є надскладною, оскільки він витримує значні навантаження і при цьому

повинен мати достатньо ступенів свободи для різних видів активності. Особливостями гомілкостопного протезу, колінного шарніру та протезу стопи є система амортизації, підстроювання під швидкість руху, кут згинання, зусилля згинання та інші характеристики фізичної активності користувача [12]. Це досягається використанням активних систем, що керуються мікропроцесорами та регулюють функції в режимі реального часу (наприклад, налаштування під швидкість та ширину кроку).

Використання як активних, так і пасивних систем вимагає від користувача постійних тренувань, фізіологічних процедур та слідування лікаря-ортопеда за ходом пацієнта для виконання різних видів діяльності, бо форма і розміри залишку кінцівки будуть змінюватися, а протези виходити з ладу.

Метою протезування є компенсація відсутньої або лікування порушеної функції органів опори і руху за допомогою спеціальних механічних пристроїв — протезів. Проте слід відзначити і наслідки протезування кінцівок, серед яких можна виділити:

- покращення мобільності та незалежності користувача;
- зменшення болю та дискомфорту після ампутації;
- покращення психологічного стану завдяки підвищенню активності;
- фантомні болі;
- порушення постави.

Останні два зазначених наслідки є негативними, бо вони є проявом продовження психологічного та фізичного відчуття втрати кінцівки.

Проте, не лише протезування нижніх кінцівок може призвести до порушення постави (рисунок 1.1).

Залежно від типу порушень постави розвиваються такі наслідки [13-14]:

- напруга та біль в шиї, верхній частині спини, попереку та плечах;
- ризик порушень кровообігу на окремих ділянках тіла, оскільки кістково-м'язовий скелет нерівномірно задіяний у навантаженнях;
- порушення функції легень, бо постійний нахил вперед призводить до зменшення ємності легень та глибини вдиху. Також здійснюється тиск на серце;

- стиснення органів черевної порожнини, що може негативно позначитися на роботі органів шлунково-кишкового тракту;
- може відбуватися защемлення нервових закінчень, розвиватися невралгія;
- структурні захворювання опорно-рухової системи.

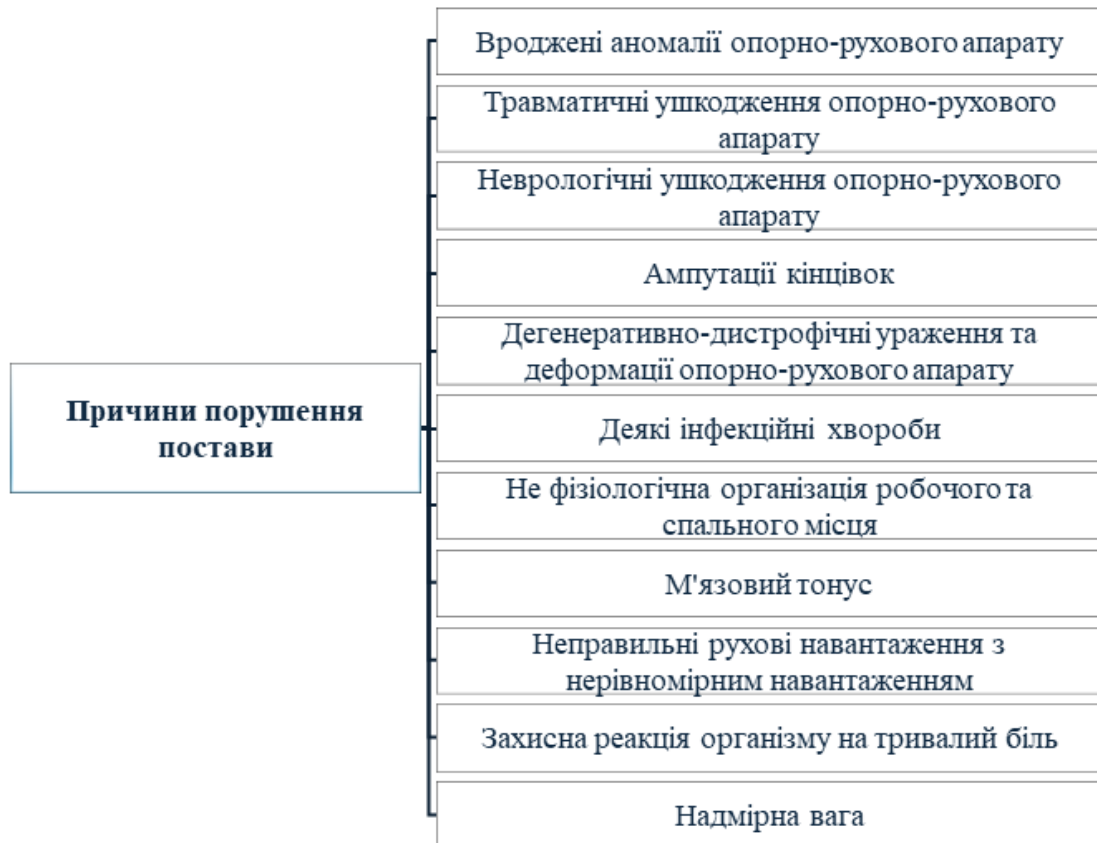


Рисунок 1.1 – Причини порушення постави

Розуміючи можливі наслідки порушення постави слід велику увагу приділяти реабілітації, яка націлена на виправлення постави, а також на методи моніторингу прогресу реабілітації та покращення стану пацієнта.

Актуальним для України на сьогодні є напрямок ортопедії та функціональної реабілітації травмованих під час та внаслідок воєнних дій, а також дитяча ортопедія.

Затребуваність функціональної реабілітації ортопротезованих пацієнтів в Україні зумовлена:

- зростанням кількості ортопротезованих внаслідок війни в Україні значно зростає кількість людей, які потребують протезування;

- недосконалістю протезів та ризиками ускладнень (навіть найсучасніші протези можуть бути важкими, незручними та не завжди відповідати всім потребам користувача);

- покращенням якості життя, оскільки допомагає повернутися до роботи, навчання, спорту та інших видів активності, які були їм доступні до травми;

- економічною вигодою, забезпечуючи людям повернення до працездатності.

Затребуваність дитячої ортопедії зумовлена:

- зміною способу життя (зменшення фізичної активності у дітей через поширення сидячого способу життя, захоплення гаджетами та комп'ютерними іграми, зростання ваги дітей),

- збільшенням навантаження на хребет (через тривале сидіння за партою та носіння важких рюкзаків),

- екологічними факторами (які можуть негативно впливати на розвиток кісткової та м'язової систем),

- генетичною схильністю (наприклад, плоскостопість або дисплазія кульшового суглоба можуть мати спадковий характер),

- недостатньою профілактикою (недотримання рекомендацій щодо профілактичного огляду дітей у ортопеда, ігнорування перших ознак ортопедичних проблем).

Медична сфера є одним з найбільш яскравих прикладів впливу комп'ютерної графіки та машинного зору. Застосування цих технологій у медичній діагностиці дозволяє покращити точність виявлення хвороб та планування лікування [1-2]. Наприклад, дослідження показують, що алгоритми машинного навчання можуть успішно виявляти пухлини на ранніх стадіях, аналізуючи медичні зображення з точністю, яка перевищує можливості традиційних методів. Комп'ютерна графіка революціонує медицину, пропонуючи нові та інноваційні методи діагностики, лікування та медичної освіти (таблиця 1.2).

Таблиця 1.2 – Медичні напрямки та задачі, які вирішуються за допомогою методів комп'ютерної графіки

Медичний напрямок	Задачі, що вирішуються за допомогою оптичних систем
Ортопедія	3D реконструкція кісток і суглобів, планування операцій, моделювання імплантатів, діагностування травм та захворювань, фотограмметрія, створення 3D-моделі руху [15-16]
Кардіологія	Візуалізація серця та судин, аналіз кровотоку, діагностика аномалій, оцінка стану після операцій
Пульмонологія	Аналіз КТ зображень легень, виявлення вузлів та пухлин, оцінка обсягу легеневої тканини
Оториноларингологія	3D реконструкція вуха та носових пазух, діагностика захворювань ЛОР-органів, підготовка до хірургічних втручань
Хірургія	Хірургічне планування, навігація під час операцій, створення віртуальних симуляцій для навчання хірургів
Нейрохірургія	Візуалізація мозку, планування нейрохірургічних операцій, навігація при втручаннях
Офтальмологія	Візуалізація структур ока, діагностика захворювань сітківки, планування очних операцій
Дерматологія	Аналіз зображень шкіри для діагностики раку, виявлення новоутворень, моніторинг змін шкірних покривів
Онкологія	Візуалізація пухлин, планування радіотерапії, аналіз зображень для оцінки ефективності лікування
Стоматологія	3D сканування зубів, планування ортодонтичних процедур, створення моделей для імплантатів та протезів
Гінекологія	Ультразвукова візуалізація для діагностики та моніторингу стану вагітності, планування операцій на органах малого тазу
Урологія	Візуалізація нирок та сечовивідних шляхів, діагностика каменів та пухлин, планування урологічних операцій

Серед ключових застосувань КГ в медичній сфері можна відмітити перш за все візуалізацію медичних зображень (таких, як рентгенівські знімки, МРТ, КТ тощо), симуляцію хірургічних втручань, розробку персоналізованих медичних пристроїв на основі створення 3D-моделей (наприклад, для подальшого друку на 3-D принтері), медичну освіту та навчання (інтерактивні навчальні матеріали для вивчення анатомії, фізіології та хірургічних технік, створення віртуальних пацієнтів тощо), візуалізація анатомії [17-18].

Останній із перерахованих пунктів, а саме – візуалізація анатомії, є об'єктом дослідження в даній роботі. Під візуалізацією анатомії розуміємо створення 2D- та 3D-моделей анатомічних структур, таких як органи, кістки та м'язи за допомогою методів оптичної діагностики та комп'ютерної графіки. Актуальним для України на сьогодні є напрямок ортопедії та функціональної реабілітації травмованих під час та внаслідок воєнних дій, а також дитяча ортопедія.

1.2 Огляд проблемної області

Традиційні обстеження дітей проводить лікар-ортопед, традиційний прогрес реабілітації ортопротезованих пацієнтів оцінює лікар-ортопед, фізичний терапевт та реабілітолог [17]. Під час фізичного обстеження та оцінки функціональності хребта та суглобів лікарі оцінюють рухові обмеження, біль та неприємні відчуття при пальпації, стабільність та стійкість суглобів, моторні можливості, стан хребта, рівень лопаток, плечей, тазу, які можуть мати зміщення від норми внаслідок ряду фізіологічних та біомеханічних причин (рисунок 1.2) [19].

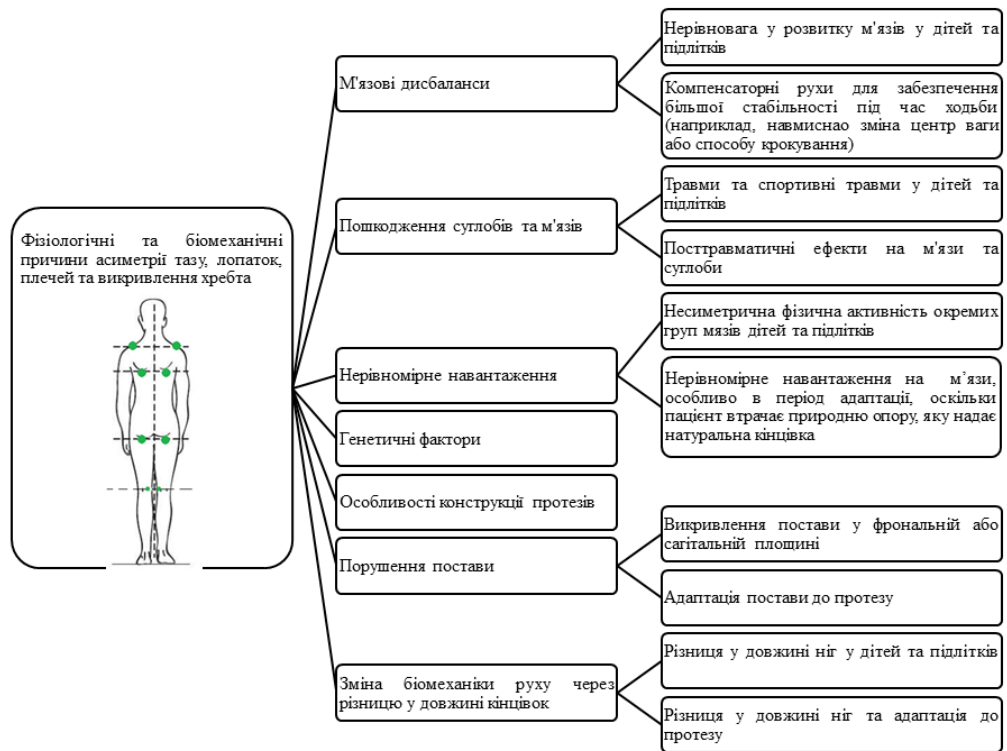


Рисунок 1.2 – Причини асиметрії суглобів верхньої частини тулуба та тазу

Асиметрія тазу, лопаток, плечей та викривлення хребта можуть мати різні фізіологічні та біомеханічні причини, які включають, але не обмежуються, м'язовим дисбалансом, порушенням постави, травмами або захворюваннями, нерівномірним навантаженням та генетичними факторами. У випадку ортопротезованих пацієнтів додатково можуть виникати причини, пов'язані з адаптацією до протезу, такі як нерівномірне навантаження на протез та зміни у поставі для компенсації його особливостей. Такі зміни можуть призвести до нерівномірного розташування та функціонування лопаток, плечей та тазу, що додатково ускладнює реабілітаційний процес та вимагає індивідуального підходу до кожного пацієнта.

Оцінити асиметрію плечей, тазу та лопаток, ступінь викривлення хребта та м'язовий дисбаланс можливо автоматизованими методами, а саме:

- комп'ютерна томографія (КТ),
- магнітно-резонансна томографія (МРТ),
- рентген,
- фотограмметрія,

- тощо.

Нейтральне положення стоячої людини з фізіологічної точки зору виглядає так (рисунок 1.3):

- тіло займає вертикальне положення;
- руки опущені вздовж тулуба;
- голова тримається прямо;
- ноги стикаються з опорною поверхнею підошовною стороною стоп.
-

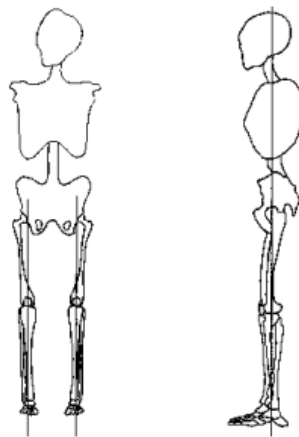


Рисунок 1.3 – Нейтральне положення стоячої людини

Це природне положення, вироблене в процесі тривалої еволюції, і воно є вихідним і кінцевим положенням для рухів і фізичних вправ

Нейтральне положення стоячої людини з фізіологічної точки зору - це таке, коли тіло знаходиться у правильному балансі і опорі, щоб забезпечити оптимальне функціонування опорно-рухового апарату та мінімізувати навантаження на м'язи та суглоби. Основні принципи нейтрального положення включають:

- пряма спина: голова повинна бути прямою, а хребет - рівним і зігнутим у природних точках (легка кривизна у шийній і поперековій областях);
- рівна лінія від голови до стопи: переносний апарат повинен бути рівний, без жодних кривизн або зігнутих ділянок;
- рівномірний розподіл ваги: вага тіла повинна рівномірно розподілятися між обома ногами, а також між передньою і задньою частинами стоп;

- вільне плече і руки: плечі повинні бути розслабленими, а руки - вільними і природно опущеними вздовж тулуба;

- слабе напруження м'язів: м'язи повинні бути розслабленими, без надмірного напруження;

- правильне розташування стоп: стопи повинні бути розташовані на поверхні рівно, без зайвого перетискання або випрямлення.

Нейтральне положення стоячої людини є важливим для підтримання правильної постави, зменшення навантаження на м'язи і суглоби, а також для забезпечення оптимального кровообігу та дихання.

При цьому положенні людини загальний центр мас (ЗЦМ) проходить на рівні середини сходи стопи (рисунок 1.4).

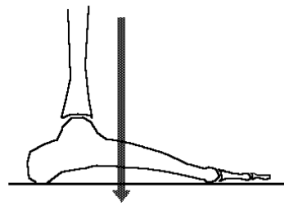


Рисунок 1.4 – Проекція центру мас на стопу

При цьому для підтримки рівноваги людина повинна контролювати щоб проекція ЗЦМ знаходилася в середині активної площі опору (рисунок 1.5).

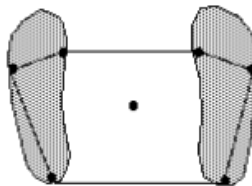


Рисунок 1.5 – Проекція центра мас на площу опору

Правила перевірки ходи, рівноваги, балансу хребта та суглобів включають оцінку функціональної стабільності, вирівнювання постави, а також діапазону рухів у суглобах. Ось деякі ключові аспекти:

- функціональна стабільність: Важливо оцінити, як тіло змінює свій центр маси під час активності, щоб забезпечити стабілізацію суглоба за рахунок динамічної стабільності;

- вирівнювання постави: Перевірка відносного положення голови, плечей, хребта, стегон, колін і гомілковостопних суглобів один до одного. Ідеальне вирівнювання вимагає мінімальної активності м'язів;

- діапазон рухів (ROM): Оцінка діапазону рухів у суглобах під час ходи, включаючи фази опори та маху.

Для більш детальної оцінки, фізичні терапевти можуть використовувати спеціалізовані тести та інструменти, щоб виміряти стабільність, рівновагу та ROM, а також для визначення будь-яких аномалій у ході чи поставі. Важливо також враховувати індивідуальні особливості пацієнта, такі як вік та загальний стан здоров'я.

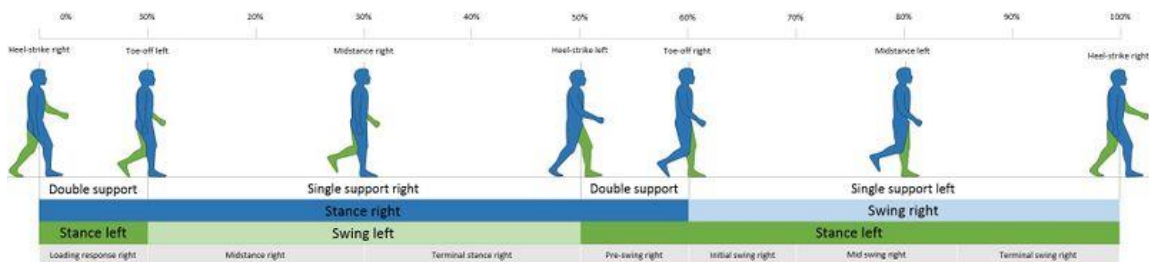


Рисунок 1.6 – Цикл ходи

Фази опори і маху ходи можна розділити на вісім етапів.

- початковий контакт (торкання п'ятою);
- завантаження стопи (стопа рівна);
- середина опорної фази (опора на одну ногу);
- завершальний етап опорної фази (підйом п'яти);
- підготовчий етап махової фази (відривання пальця);
- початковий етап махової фази;
- середній етап махової фази;
- завершальний етап махової фази (уповільнення).

Схему циклу ходи наведено на рисунку 1.6.

Таблиця 1.3 – Вимоги метаболічних витрат при втрати кінцівки

Травматична транстібіальна хода	потреба в енергії збільшена на 25%.	патерн ходьби, який розвивається після ампутації нижньої кінцівки нижче коліна
Васкулярна транстібіальна хода	40% збільшення потреби в енергії	патерн ходьби, який спостерігається у людей після ампутації нижньої кінцівки нижче коліна через васкулярні ускладнення, такі як діабетична нейропатія або периферична артеріальна хвороба.
Травматична трансфemorаль на хода	потреба в енергії збільшена на 68%.	патерн ходьби, який виникає після ампутації вище коліна. Цей тип ходи вимагає значної адаптації, оскільки втрата частини стегна впливає на здатність до рівноваги та мобільності.
Васкулярна трансфemorаль на хода	100% збільшення потреби в енергії	патерн ходьби, який виникає після ампутації вище коліна через васкулярні захворювання, такі як периферична артеріальна хвороба або діабетична нейропатія.

Після ампутації пацієнт використовує різні групи м'язів, щоб створити більш плавну модель ходи. Загальна витрата енергії вище через збільшення зусиль, необхідних для компенсації втрати кінцівки. Обсяг метаболічного споживання кисню в людини без ампутації прямо корелює зі збільшенням відстані та швидкості ходьби. Однак у людей з ампутуваними кінцівками ці метаболічні витрати вищі навіть за нормальної швидкості. У середньому ці підвищені вимоги наведені у таблиці 1.3.

Люди з ампутованими кінцівками повинні пройти повне функціональне та фізичне оцінювання, а реабілітація повинна базуватися на персоналізованих функціональних завданнях. Після ретельного оцінювання розробляються індивідуальні програми вправ. Усвідомлення нормальної ходи, відхилень і їх причин становить основу правильної реабілітації особи.

Існує багато методів, які можна використовувати під час реабілітації, і не всі вони підходять для кожної людини, тому програму та методи необхідно застосовувати для кожної людини індивідуально та регулярно переглядати, щоб переконатися, що вони залишаються адекватними.

При складанні програми реабілітації людини з ампутованими кінцівками необхідно враховувати попередній рівень активності, загальний стан здоров'я та потенціал для покращення, і вона повинна бути спрямована на перенесення функцій, отриманих у контрольованому середовищі, у власне домашнє функціональне середовище.

1.3 Аналіз існуючих систем виявлення та контролю порушень постави

Для забезпечення ефективного виявлення та контролю порушень постави використовуються різноманітні системи та методики. Огляд літератури показує, що ця проблема привертає значну увагу дослідників у галузях медицини, біомеханіки, інженерії та інших.

Насамперед нас цікавлять скринінгові та сенсорні програмно-апаратні засоби для виявлення порушень постави. Ці системи можуть використовувати різноманітні технології та методи для ефективного та швидкого аналізу стану хребта та скелетно-м'язової системи. Ось кілька прикладів таких програм:

- автоматизовані системи оцінки позиції тіла використовуються для аналізу зображень пацієнтів у стоячому або сидячому положенні. Зображення можуть бути отримані за допомогою веб-камери або спеціального обладнання, і потім оброблені за допомогою алгоритмів комп'ютерного зору

для визначення рівномірності розподілу ваги на обидва боки тіла, рівноваги плечей та рівномірності розподілу навантаження на стопи;

- системи аналізу хребта за допомогою спеціального обладнання, наприклад, сенсори можуть бути розміщені на тілі пацієнта, а потім використовуються для вимірювання кутів нахилу та обертання хребта під час виконання різних рухів;

- мобільні додатки, які можуть використовувати акселерометри та гіроскопи вбудованих смартфонів для аналізу рухів та позиції тіла. Ці додатки можуть надавати користувачеві звіти про його позу та рухову активність, а також надавати рекомендації щодо вправ та корекції позиції;

- скринінгові системи можуть використовувати інтерактивні платформи або ігри з розпізнаванням рухів для аналізу рухів та позиції тіла. Ці інтерактивні ігри можуть бути корисними для дітей або молодих пацієнтів, які не люблять традиційні методи скринінгу.

Для порівняння програмно-апаратних комплексів виявлення порушень постави можна розподілити їх на декілька категорій та порівняти за їх властивостями. Кожна має свої недоліки та переваги. Нижче наведена таблиця з порівняльним аналізом властивостей таких програм (таблиця 1.3). Наведена таблиця допоможе визначити напрямки розвитку та розробки нового комплексу із вдосконаленим функціоналом.

Таблиця 1.3 – Порівняння програмно-апаратних комплексів

Назва	Методика вимірювання	Вартість	Доступність	Недоліки
1	2	3	4	5
PostureScreen Mobile Мобільна система	Використання камери смартфона для вимірювання кутів та оцінки постави	\$49.99 (додаток для iOS та Android)	Доступно для завантаження у магазинах додатків	Відсутність датчиків тиску на ногах

Продовження таблиця 1.3

1	2	3	4	5
Zebri WinSpine Апаратна система	Використання датчиків для вимірювання рухів хребта та спостереження за постоурою	Від \$3000 до \$10000 (в залежності від комплектації та функціональності)	Зазвичай доступно через медичні заклади та спеціалізовані центри	Висока ціна, статична платформа для виміру тиску на поверхню
Computerized Spinal Assessment Комп'ютерна система	Вимірювання кутів та рухів хребта за допомогою комп'ютерних програм та датчиків	Від \$2000 до \$5000 (в залежності від програмного забезпечення та обладнання)	Зазвичай доступно через медичні заклади та спеціалізовані центри	Статична платформа для наглядом за хребтом, відсутність датчиків тиску на ногах
Teksan F-Scan64 System Апаратна система	Використання датчиків тиску на ногах	Від \$500 (в залежності від розміру та комплектації)	Доступно для фізичних осіб та медичних центрів	Відсутність візуального контролю постанови
Teksan F-Scan GO System Апаратна система	Використання датчиків тиску на ногах	Від \$500 (в залежності від розміру та комплектації)	Доступно для фізичних осіб та медичних центрів	Відсутність візуального контролю постанови
Teksan Strideway System Комп'ютерно апаратна	Використання чутливою до тиску платформи	Від \$2000 (в залежності від розміру та комплектації)	Доступно для фізичних осіб та медичних центрів	Статична платформа, відсутність візуального контролю постанови

Автоматизувати процес функціональної діагностики рухової патології, планування лікувального процесу, динамічного спостереження у процесі реабілітації та управління ним, оцінки віддаленого результату та довготривале прогнозування можливо використовуючи динамічні бароподометричні платформи, які є одним із методів аналізу ходи (рисунок 1.7) [24-25].

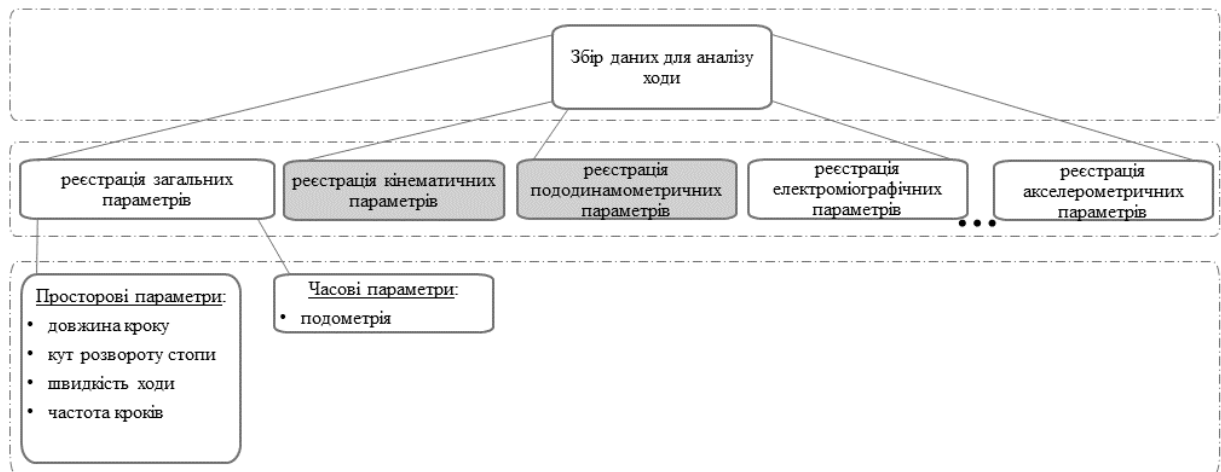


Рисунок 1.7 – Методи аналізу ходи

Якщо говорити про застосування подібних платформ у процесі реабілітації ортопротезованих військових, то клінічні дослідження ходи пацієнта допомагають виявити відповідну симптоматику та специфічні компенсаторні реакції, розуміння яких важливе для подальшої реабілітації. Прикладом може бути виявлення остеоартрозу суглобів здорової кінцівки, що може розвиватися при односторонній ампутації гомілки.

Серед сучасних методів діагностики хребта, положення плечей, лопаток і таза, можна виділити: неврологічні дослідження, рентгенологічні дослідження, комп'ютерна томографія (КТ), магнітно-резонансна томографія (МРТ), антропометрія (рисунок 1.8). Найбільш поширеним та об'єктивним методом контролю стану хребта в ортопедичній практиці, зокрема в корсетотерапії, є метод рентгенографії. Але, якщо взяти до уваги вплив на людину променевого навантаження, застосування рентгену має бути обмеженим, особливо тоді, коли потрібен багаторазовий контроль для визначення ефективності лікування та оцінки динаміки змін стану хребта та положення плечей, лопаток і таза. Тому для таких випадків актуальним є застосування неінвазивних, нешкідливих для організму методів обстеження хребта, зокрема антропометру.

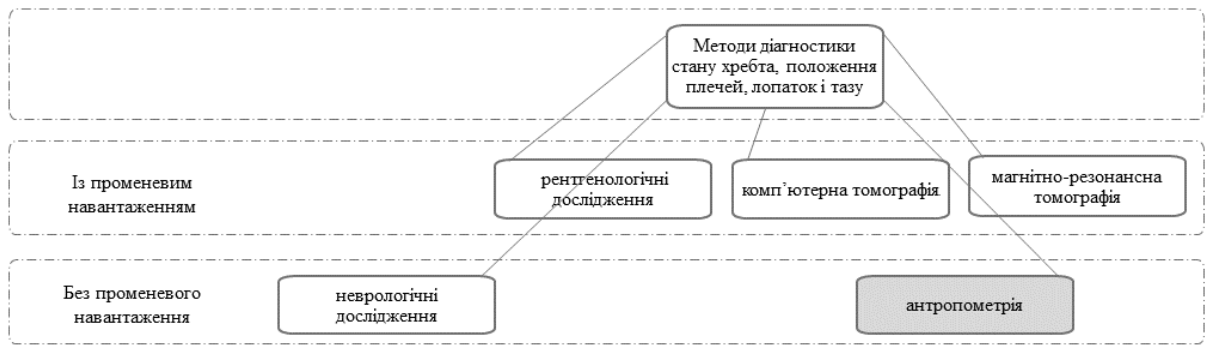


Рисунок 1.8 – Огляд методів обстеження положення плечей, лопаток і тазу та положення хребта у фронтальній площині

Під кінематичними параметрами розуміємо велике сімейство параметрів, що характеризують просторові рухи тазу, осьові рухи гомілки та стегна, траєкторії та амплітуди руху різних сегментів тіла, включаючи тулуб, верхні кінцівки, голову [20-21]. Під динамічними параметрами розуміємо силу взаємодії з опорою під час ходьби з подальшою побудовою векторних діаграм, траєкторій рухів центру тиску під стопою та ін. Можливо також вимірювати навантаження на окремі точки підошви стопи або на всю її площу з різною дискретністю для подальшого аналізу розподілу навантаження.

Аналіз ходи особливо виправданий під час вирішення наступних завдань [22-23]:

- діагностичні: діагностика та кількісне визначення асиметрії, балансу опорно-рухового апарату, стану координаторної та рухової сфери, діагностика рухової патології та ступеня відновлення пошкоджених органів та тканин;

- динамічне спостереження: допомога у виборі методу лікування, визначення характеру динаміки перебігу захворювання, визначення ефекту лікувальних процедур та маніпуляцій, оцінка терапії, що проводиться;

- експертні завдання: оцінка результату лікування, визначення адекватності засобів відновлення здоров'я (зокрема протезів).

Поєднання зазначених методів аналізу ходи (рисунок 1.7) у єдиній системі дозволить забезпечити високу діагностичну та прогностичну цінність дослідження.

Таблиця 1.4 – Огляд динамічних бароподометричних платформ на ринку

Платформа	Опис пристрою
1	2
<p>Zebris PodoScan II</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція</p> <p>Додаткові характеристики: широкий спектр функцій, висока точність</p>
<p>Novel Pedar X</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція</p> <p>Додаткові характеристики: проста у використанні, чіткий дисплей</p>
<p>Footscan Dynamic</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби</p> <p>Додаткові характеристики: портативна, доступна ціна</p>
<p>Gaitway 3D without elevation Gaitway 3D with elevation</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція, баланс</p> <p>Додаткові характеристики: багатифункціональна, використовується в багатьох наукових дослідженнях</p>

Продовження таблиця 1.4

1	2
<p>BTS Biodex System 3</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція, баланс, координація</p> <p>Додаткові характеристики: широкий спектр функцій, використовується в реабілітаційних центрах</p>
<p>AMTI (Advanced Mechanical Technology Inc)</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція, баланс</p> <p>Додаткові характеристики: багатофункціональна, використовується в багатьох реабілітаційних центрах</p>
<p>Bertec Corporation</p> 	<p>Тип вимірювань: розподіл тиску, сила тиску, швидкість ходьби, каденція</p> <p>Додаткові характеристики: простота у використанні, чіткий дисплей, доступна ціна</p>

Методи обробки та інтерпретації досліджень на динамометричних платформах на сьогодні активно розвиваються у біомеханічних лабораторіях, готуючись до потрапляння на діагностувально-лікувальний ринок.

1.4 Обґрунтування доцільності вдосконалення існуючих рішень

У сучасному світі значну увагу приділяється реабілітації пацієнтів з порушеннями опорно-рухового апарату. Прогресуреабілітація, яка передбачає поступове та систематичне відновлення функцій організму, вимагає комплексного підходу та використання сучасних програмно-апаратних комплексів (ПАК).

Наразі існують різноманітні ПАК, які використовуються для моніторингу стану пацієнтів. Однак, більшість з них мають ряд обмежень:

- обмежена функціональність (ПАК зосереджені на вузькому спектрі завдань, не забезпечуючи повного охоплення потреб пацієнта);
- висока вартість (обмежує доступність для багатьох медичних установ);
- складність у використанні (для освоєння персоналом без спеціальної підготовки).

Враховуючи вищевказані обмеження, існує очевидна потреба у вдосконаленні існуючих ПАК для моніторингу прогресу реабілітації. Вдосконалення має включати:

- розширення функціональності завдяки інтеграції додаткових сенсорів та алгоритмів для оцінки ширшого спектру показників здоров'я;
- зниження вартості завдяки використанню відкритих технологій та платформ для зменшення витрат на розробку та виробництво;
- спрощення інтерфейсу шляхом розробки інтуїтивно зрозумілих інтерфейсів, які полегшать використання ПАК медичним персоналом.

Вдосконалення програмно-апаратних комплексів моніторингу прогресу реабілітації є ключовим для підвищення якості життя пацієнтів з порушеннями опорно-рухового апарату. Інноваційний підхід до розробки та впровадження таких систем дозволить досягти значних успіхів у цій галузі.

1.5 Мета та задачі кваліфікаційної роботи

Метою роботи є розробка системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату за допомогою методів апаратної непроменевої та комп'ютерно-оптичної діагностики із можливістю легкого транспортування створеної системи, можливістю високоточної діагностики в режимі реального часу, а також можливістю збереження та аналізу змін опорно-рухового апарату протягом часу.

Для досягнення поставленої мети мають бути вирішені наступні задачі:

- аналіз систем для збору кінематичних параметрів пацієнта;
- аналіз систем для збору пододинамометричних параметрів пацієнта;
- створення моделі запропонованої системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату;
- розробка портативної баропододинамометричної платформи;
- проведення дослідження впливу характеристик маркерів та освітлення при реєстрації кінематичних параметрів на точність детектування маркерів для подальшого визначення кутів нахилу ліній тазу та плечей.

Подальші дослідження будуть зосереджені на розширенні діапазону параметрів, необхідних для діагностування стану пацієнта та аналізу перебігу лікування, завдяки електроміографічним показникам.

2 АПАРАТНО-МЕТОДОЛОГІЧНА БАЗА ДОСЛІДЖЕННЯ

2.1 Аналіз технологій для вирішення поставленої задачі

Для вирішення поставленої задачі були обрані сучасні технології які дозволяють об'єднати сенсорні датчики, сенсори візуального спостереження, бездротові технології передачі даних, мобільність та високу автономність роботи для довготривалої роботи комплексу. Також під час розробки була врахована можливість подальшої масштабованості проекту, як то додавання нових сенсорів тиску, чи заміна на сенсорі більшої або меншої площини, використання різноманітних бездротових типів передачі даних, таких як Wi-Fi, NFC, Bluetooth, для цього комплекс має бути оснащений вбудованим передавачем обраного типу передачі даних. Збереження даних на власний або на зовнішній носій, тобто мати достатню кількість власної вбудованої пам'яті та мати додаткові роз'єми для підключення зовнішніх носіїв. Використання вбудованих або зовнішніх відео сенсорів. Зміна інтерфейсу користувача та виведення даних. А також важливою умовою є використання комплексу у великому діапазоні зовнішньої температури та навантажень, як тиску так кручення, на комплекс сенсорів. Доречною умовою буде щоб комплекс зміг стати економічно виправданим, тобто мав не велику вартість як самого мікроконтролеру, так і зовнішніх сенсорів, а також низька собівартість виробництва, доступність у вільному продажі окремих компонентів з яких складається весь комплекс. Доцільним стане використання відомих мов програмування, таких як C++, Java Script, а також HTML, та популярних IDE для розробки та налагоджування коду, наприклад, Visual Code, Arduino IDE, тощо. Також буде корисним мати змогу підключати до мікропроцесора дисплея, для виводу службової інформації, або світлодіодів.

2.2 Аналіз методологічного підґрунтя для рішення поставленої задачі

Чутливий резистор, також відомий як датчик сили або просто FSR, є простим і недорогим датчиком, призначеним для вимірювання фізичного тиску, стиснення та ваги.

Його можна знайти в різноманітній портативній електроніці, включаючи електронні барабани, портативні ігрові пристрої та мобільні телефони.

Цей датчик відмінно вимірює тиск, але не настільки точно оцінює, яка вага на ньому (рисунок 2.1). Отже, якщо ви просто хочете знати, «чи був датчик стиснутий або натиснутий і наскільки сильно», це може бути хорошим вибором для вашого наступного проекту з зондування сили.

FSR - це просто змінний резистор, опір якого змінюється у відповідь на тиск, прикладений до зони чутливості.

Він складається з декількох тонких гнучких шарів. При стисненні більше вуглецевих елементів, які зазвичай чинять опір, вступають в контакт з струмопровідними слідами, тим самим знижуючи опір.

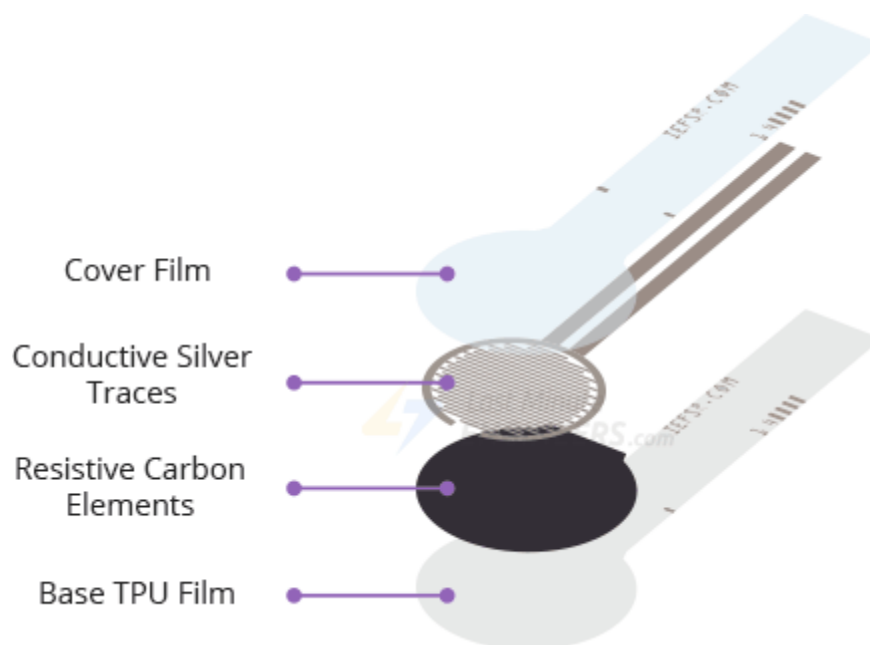


Рисунок 2.1 – Сенсор ваги / тиску

Доступний широкий вибір FSR, кожен зі своїм унікальним розміром, формою та діапазоном чутливості.

Більшість FSR (рисунок 2.2) мають круглі або прямокутні зондування. Прямокутні FSR ідеально підходять для зондування з широкою зоною, тоді як невеликі круглі датчики можуть забезпечити вищу точність.



Рисунок 2.2 – Загальний вигляд FSR

Діапазон зондування FSR є ще одним важливим аспектом, оскільки він визначає найнижчий і найвищий тиск, який він може виявити.

Чим менший діапазон чутливості FSR, тим більша його чутливість. Але, будь-який тиск, що перевищує максимальний діапазон датчика, неможливо виміряти (що також може пошкодити датчик). Наприклад, менший FSR з номінальним рейтингом 1 кг забезпечить більш чутливі показання від 0 до 1 кг, але не зможе відрізнити від 2 кг до 5 кг.

Як зазначалося раніше, FSR — це, по суті, резистор, величина опору якого змінюється залежно від величини тиску, прикладеного до нього.

При відсутності тиску датчик буде зчитувати нескінченний опір (більше 1 МОм). Додатковий тиск на головку датчика зменшує опір між його клемми, а скидання тиску відновлює опір до початкового значення.

На рисунку 2.3 наведено приблизний опір датчика FSR-402 при різних прикладених зусиллях. Тут для побудови даних використовуються логарифмічні шкали. Зверніть увагу, що графік лінійний вище 50g. Це пов'язано з тим, що дані датчики мають поріг включення. Це сила, яка

повинна існувати до того, як опір впаде нижче 100k, після чого зв'язок стає більш лінійним

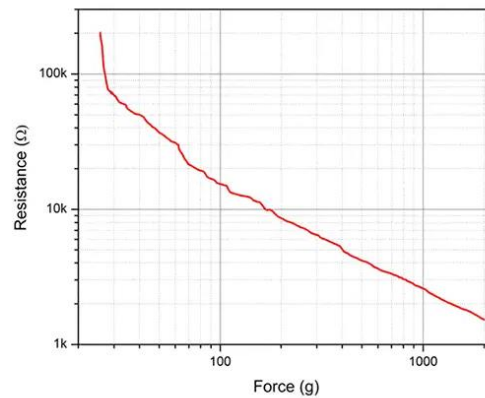


Рисунок 2.3 – Графік зміни опору датчика

Найпростішим способом зчитування FSR є з'єднання його зі статичним резистором для утворення ділянки напруги, який виробляє змінну напругу, яку може зчитувати аналого-цифровий перетворювач мікроконтролера.

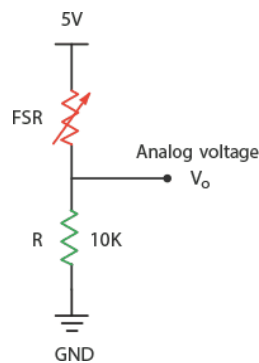


Рисунок 2.4 – З'єднання датчика із резистором

Важливо зазначити, що вихідна напруга, яку ви вимірюєте, є падінням напруги на понижуючому резисторі, а не падінням напруги на FSR.

Ми можемо використовувати це рівняння для обчислення вихідної напруги (V_o).

$$V_o = V_{CC} \frac{R}{R + FSR}$$

У цій конфігурації вихідна напруга збільшується зі збільшенням прикладеної сили.

Наприклад, при джерелі живлення 5 В і відтягуючому резисторі 10 К, коли немає тиску, опір FSR надзвичайно високий (близько 10 М). При цьому утворюється наступна вихідна напруга:

$$\begin{aligned} V_O &= 5V \frac{10k\Omega}{10k\Omega + 10M\Omega} \\ &= 0.005V \\ &\approx 0V \end{aligned}$$

Якщо докласти значне зусилля до FSR, опір знизиться приблизно до 250 Ω . В результаті вихідна напруга стає:

$$\begin{aligned} V_O &= 5V \frac{10k\Omega}{10k\Omega + 250\Omega} \\ &= 4.9V \\ &\approx 5V \end{aligned}$$

Як видно, вихідна напруга варіюється від 0 до 5В в залежності від величини зусилля, прикладеного до датчика.

Наведена нижче таблиця дає приблизне уявлення про аналогову напругу, яку можна очікувати від FSR при різних прикладених зусиллях.

2.3 Визначення апаратної бази для виконання експериментальної частини проекту

ESP32 8622 (рисунок 2.5) – це мікроконтролер, який використовується для створення Інтернету речей (IoT) та інших вбудованих систем. Він

базується на мікросхемі ESP32 від Espressif Systems і має високу продуктивність та багато функцій для розробки різноманітних пристроїв.

Основні характеристики ESP32 8622 включають:

- двоядерний процесор: ESP32 має два ядра, які працюють на частоті до 240 МГц. Це дозволяє виконувати багатозадачні програми та оброблювати дані з великою швидкістю;

- бездротові інтерфейси: ESP32 підтримує бездротові інтерфейси, такі як Wi-Fi та Bluetooth, що дозволяють підключатися до мережі Інтернет та взаємодіяти з іншими пристроями;

- вбудований Bluetooth інтерфейс: ESP32 підтримує Bluetooth Classic і Bluetooth Low Energy (BLE), що робить його ідеальним для розробки пристроїв IoT, які використовують Bluetooth для зв'язку зі смартфонами та іншими пристроями;

- велика кількість виводів GPIO: ESP32 має велику кількість виводів GPIO, які можуть використовуватися для підключення до різних сенсорів, актуаторів та інших пристроїв;

- підтримка різних периферійних пристроїв: ESP32 підтримує різні периферійні пристрої, такі як UART, SPI, I2C, ADC та інші, що робить його універсальним мікроконтролером для різних застосувань;

- низьке споживання енергії: ESP32 має режими сну та інші функції для зменшення споживання енергії, що дозволяє використовувати його в батарейних пристроях та інших додатках, де важлива довготривала автономна робота.

ESP32 8622 – це потужний та універсальний мікроконтролер, який забезпечує широкі можливості для розробки різноманітних IoT та вбудованих систем.

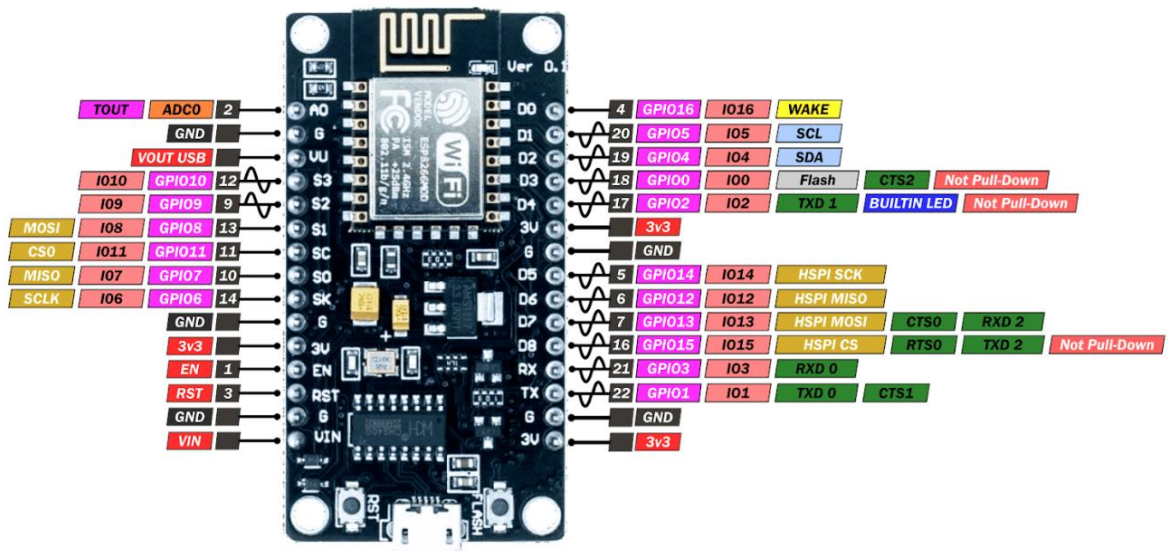


Рисунок 2.5 – Загальний вигляд ESP32 8622

Схема, за якою було реалізовано проект наведено на рисунку 2.6.

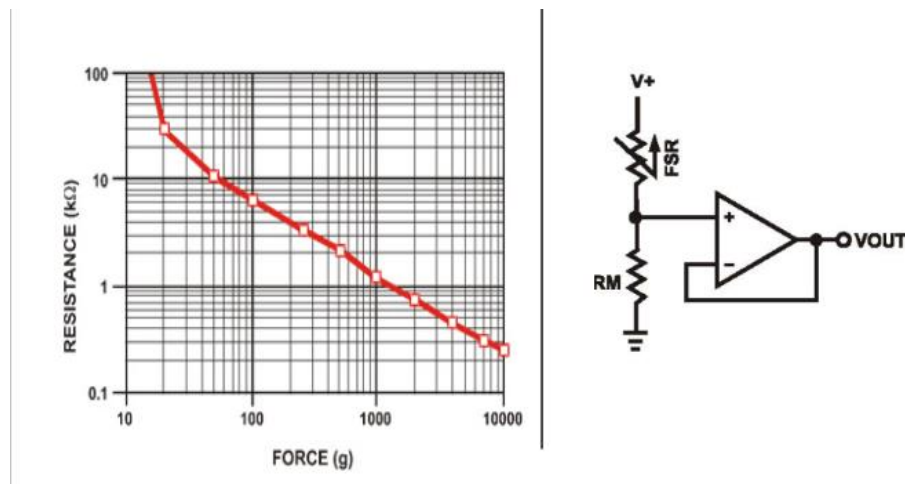


Рисунок 2.6 – Графік залежності опору від тиску та схема підключення датчику тиску

Діод використовується для того, щоб запобігти витоку струму від входу в АЦП до землі. Якщо опір FSR близький до максимального, показники АЦП близькі до нуля, іноді повертаються негативні значення.

Залежно від значення опорного опору змінюється напруга V_{out} (рисунок 2.7).

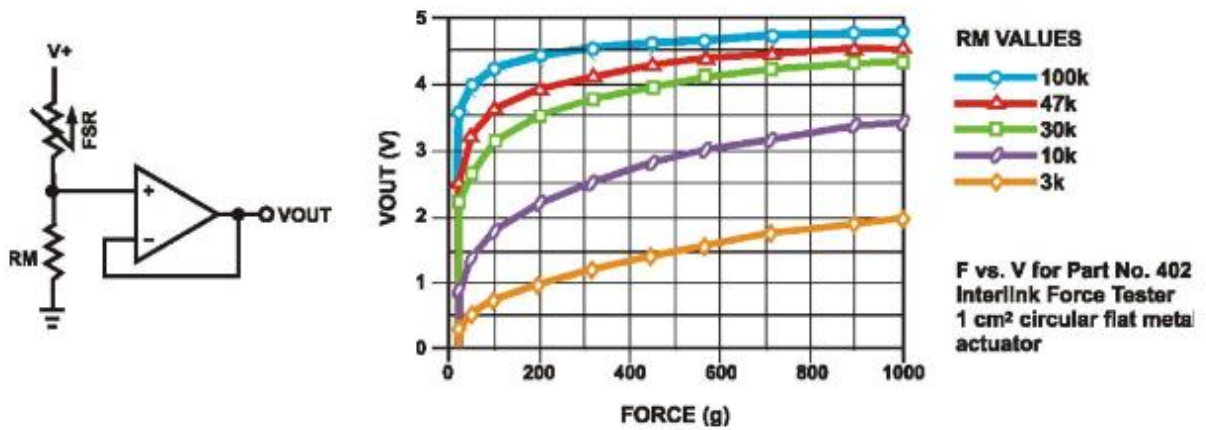


Рисунок 2.7 – Графік залежності напруги від опорного тиску

Опір 10 ком був обраний для більш оптимального використання АЦП.

До кожного АЦП можна підключити до 4 датчиків. Модуль АЦП підключається до мікроконтролера (рисунок 2.8), використовуючи шину I2C. Використовуючи адресний вхід у модулі АЦП, можна визначити одну з 4-х адрес для модуля.

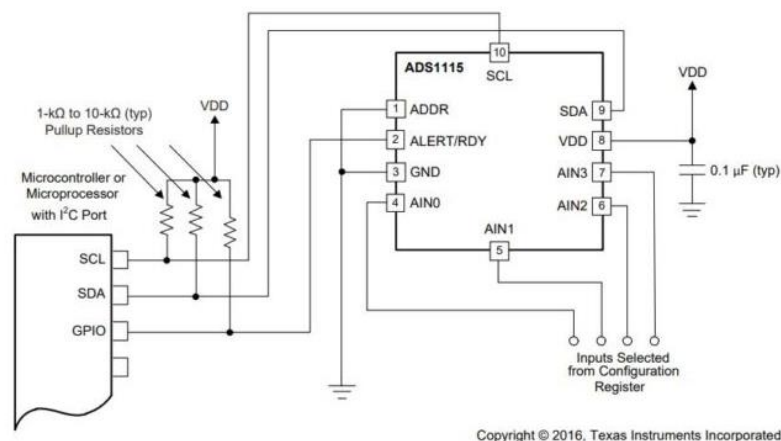


Рисунок 2.8 – Схема підключення АЦП

До шини I2C можна підключити кілька пристроїв послідовно. Для того, щоб забезпечити роботу кількох АЦП на одній шині, потрібно підключити вхідний сигнал ADDR кожного модуля відповідно до таблиці 2.1.

Таблиця 2.1 – Таблиця адресів підключення АЦП

ADR pin connection	Slave Address
GND	10010000
VDD	10010001
SDA	10001010
SCL	10001011

Завдяки цьому, шина I2C дозволяє швидко масштабувати проект. Окрім цього обрана схема передачі даних та зв'язку мікроконтролера та сенсорів має ще переваги як то, поширеність і сумісність, має велику кількість підпорядкованих пристроїв, загалом можна підключити до 127 пристроїв до однієї шини, простота у використанні, шина I2C використовує 2 лінії зв'язку, що спрощує підключення та зменшує кількість проводів загалом.

3 РІШЕННЯ ПОСТАВЛЕНОЇ ЗАДАЧІ

Хребет називають «опорною конструкцією» людського тіла. Він тримає весь кістяк, відповідає за рухові функції, захищає спинний мозок. На жаль, на той чи інший ступінь його захворювання страждає понад 80% працездатного населення планети. Серед найпоширеніших захворювань є остеохондроз, сколіоз, радикуліт, грижа міжхребцевого диска. Інші причини, що створюють додаткове незбалансоване навантаження на хребет, плечі, лопатки і таз, наведені на рисунку 3.1. Захворювання хребта розвиваються поступово й дають про себе знати різкими болями, коли хвороба вже прогресує, тому дуже важливо стежити за станом хребта.

В роботі пропонується оцінити наявність викривлення хребта із подальшим моніторингом стану реабілітації за допомогою методів апаратної непроменевої та комп'ютерно-оптичної діагностики, що поєднані у запропонованій моделі системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату [25].

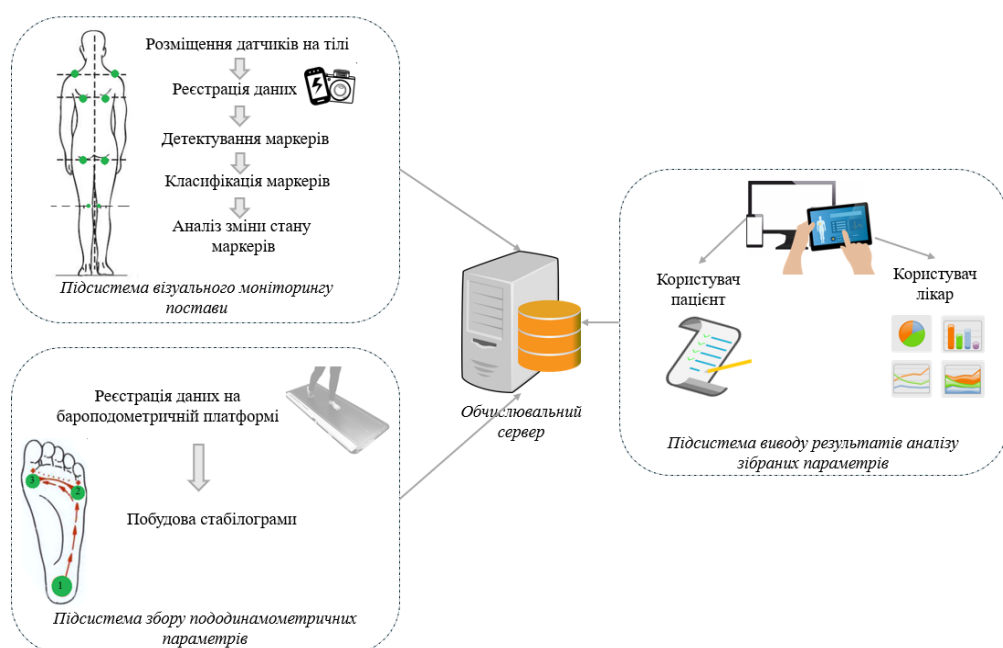


Рисунок 3.1 – Модель системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату

Перевагами запропонованої системи (рисунок 3.1) є те, що вона є абсолютно нешкідливою для організму (без променевого навантаження), репрезентативною та відтворюваною.

Підсистема збору пододинамометричних параметрів призначена для оцінки симетричності тиску стоп та представлена платформою із силовимірювальними датчиками, по якій крокує обстежуваний. Зусилля, що припадає на кожен датчик, дозволяє обчислювати проекцію загального центру мас тіла на площину опори.

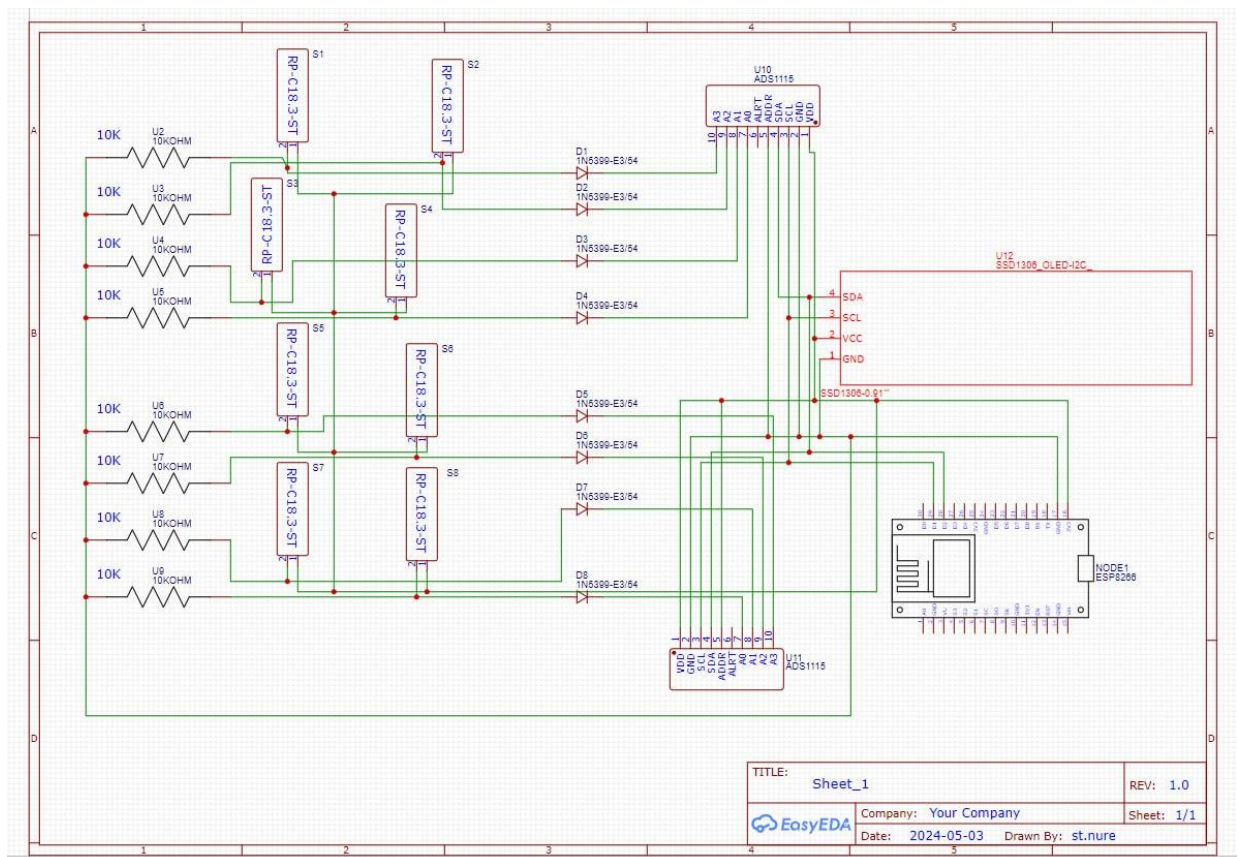


Рисунок 3.2 – Принципова схема підсистеми оцінки симетричності тиску
СТОП

Загальне живлення пристрою відбувається завдяки використанню 3V3 Out та GND виходам мікроконтролеру. До датчиків тиску приєднані діоди та опір. Напівпровідникові діоди 1N5399 використані як захист від оберненого струму у ланцюгу, а резистори, опір 10кОм, щоб обмежити струм на сенсорах тиску запобігаючи їх швидкому виведенню зі строю. Перетворення

зміни опору датчиків відбувається завдяки аналого-цифровим перетворювачам (АЦП) ADS1115. Вони зчитують зміну напруги на сенсорах під час тиску та перетворюють цю інформацію до цифрового вигляду. Також, до проекту, було додано дисплей SSD 1306 для виведення не складної інформації помилок, поточний IP адрес пристрою, тощо. Використання АЦП дозволило скоротити кількість використаних входів/виходів мікроконтролера до двох, що дає нам змогу у подальшому розвитку збільшити кількість сенсорів або підключити до нього нове обладнання (рисунок 3.2).



Рисунок 3.3 – Результат вимірювання ваги/тиску стоп, доступний лікарю для аналізу

Також використання мікроконтролеру ESP8266 дозволило нам швидко передавати дані з датчиків по бездротовій технології Wi-Fi завдяки вбудованому інтерфейсу (рисунок 3.3).

В межах підсистеми візуального моніторингу постави було виконано ряд досліджень вибору маркерів при реєстрації кінематичних параметрів для підвищення точності визначення кутів нахилу ліній тазу та плечей.

3.1 Реалізація програмної частини

Для оцінювання характеру патологічних скривлень хребта й порушень постави застосовують антропометричні дослідження, у процесі яких

вимірюють просторові координати контрольних точок на тілі людини в сагітальній та фронтальній площині [17-18]. Показання знімаються з кісткових виступів скелета, які служать розпізнавальними точками (рисунок 3.4). У разі незміненої анатомічної будови хребта кісткові виступи легко прощупуються або визначаються візуально. Знаючи топографію хребців і, відповідно, з'ясувавши їхнє місце на тулубі, виконують обстеження пацієнта за допомогою антропометра.

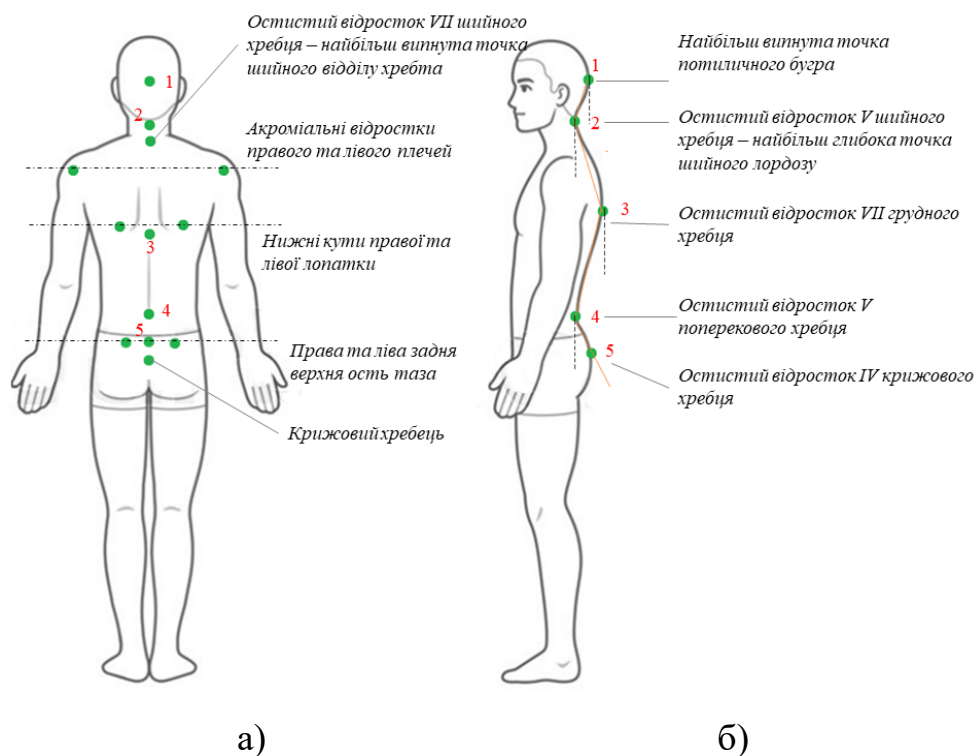


Рисунок 3.4 – Схематичне розташування розпізнавальних точок на тулубі: а) при обстеженні в фронтальній площині, б) при обстеженні у сагітальній площині

Для визначення сагітальної кривини хребта визначені точки послідовно з'єднують уявними прямими лініями й вимірюють кути, утворені між лініями й вертикаллю, опущеною з кожної точки (рисунок 3б). Результати вимірів значення кожного кута в сагітальній площині пацієнта автоматично порівнюються з нормою, властивою для його віку. Викривлення хребта вбік у фронтальній площині полягає у відхиленні положення хребта від прямої

лінії, може мати різну локалізацію вершини кута первинного викривлення (шийно-грудну, грудну, попереково-грудну, поперекову і комбіновану), що впливає на стан грудної клітки та тазових кісток. Викривлення хребта у фронтальній площині призводить до порушення правильного взаєморозташування внутрішніх органів і, відповідно, до збоїв у їх роботі. Проявом може бути те, що лопатки, плечі та таз з правого та лівого боку розташовуються на різних рівнях. Грудний сколіоз впізнається за вираженою асиметрією хребетного стовпа та талії, різнорівневим плечам та лопаткам. При зміщенні (перекосі) тазу з нормальних позицій відбувається зміна осі розподілу навантажень при русі. При відсутності м'язового дисбалансу, таз та плечі розташовані рівно. Біомеханіка рухів збалансована та розподіл векторів навантаження є також рівномірним.

Зміну анатомічної будови хребта можливо дослідити методами комп'ютерно-оптичної відеореєстрації рухів людини, характерною ознакою якої є наявність тільки оптичного каналу зв'язку апаратури, що реєструє, з обстежуваним (рисунок 3.5).

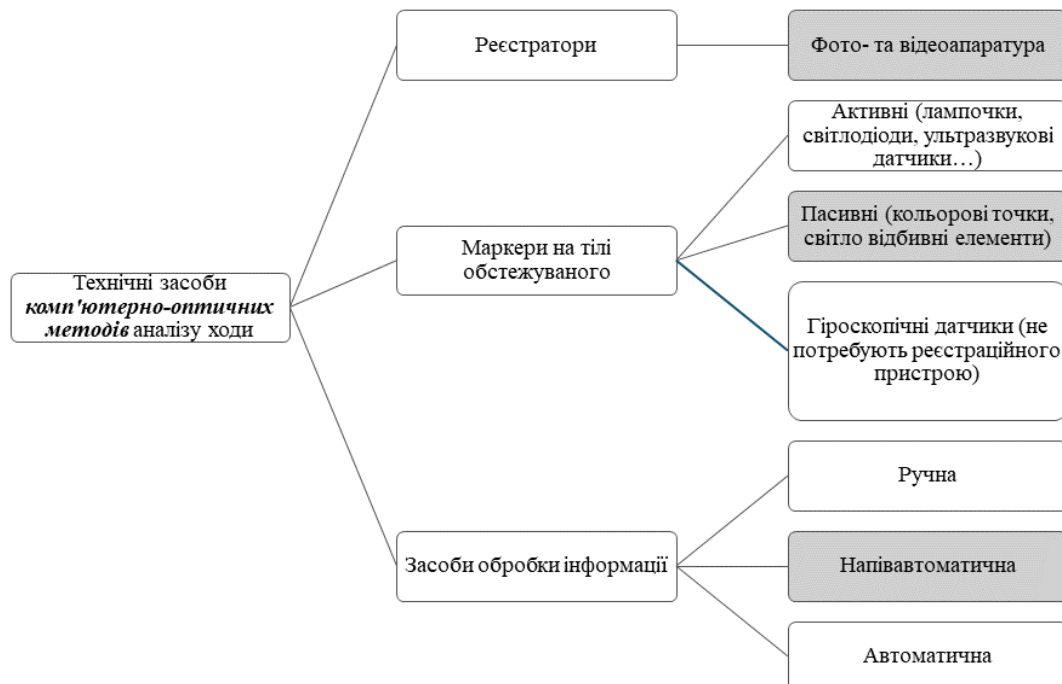


Рисунок 3.5 – Огляд засобів комп'ютерно-оптичного аналізу ходи обстежуваного

Виявлення м'язового дисбалансу [19-21] ще до зміщення хребців щодо свого природного положення у фронтальній та сагітальній площині можливо шляхом оцінки показників динамічної бароподометрії, а також інших показників м'язової активності [22-23]. Завчасне виявлення можливої причини викривлення хребта може мати позитивний характер та дозволяє не допустити ускладнення стану здоров'я пацієнта.

Оскільки практично будь-яка ортопедо-травматологічна патологія є руховою патологією, то зосередженість лікарів (ортопедів, травматологів, протезистів) виключно на анатомічних категоріях не дозволяє повністю відновити функціональний компонент пацієнта. Формування функціонального типу клінічного мислення можливо на основі клінічного аналізу руху людини.

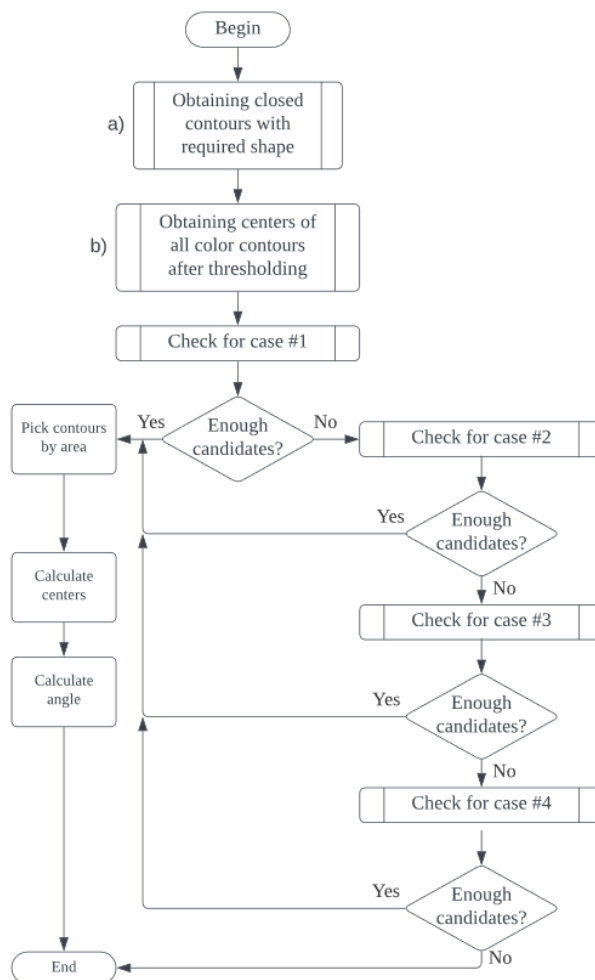


Рисунок 3.6 – Гібридний алгоритм для детектування маркерів

В роботі запропоновано гібридний підхід для детектування маркерів, в основі якого лежить алгоритм, показаний на рисунку 3.6, який комбінує: детектування за кольором та формою. Алгоритм має відштовхуватись від наявності контурів знайдених фігур через те, що вони мають тільки два стани: знайдено чи ні. Контури кольорів, у свою чергу, можуть бути знайдені частково, розбито на декілька контурів через складність підбору діапазону кольорів. Для створення програмних моделей було використано бібліотеку з відкритим кодом OpenCV, яка містить велику кількість готових рішень для обробки та аналізу зображень.

Алгоритм аналізу випадку №1 передбачає співставлення кожного контуру форми із усіма центрами контурів кольору. Якщо на території окремого контуру форми знаходиться центр контуру кольору, то це інтерпретується як шуканий маркер; інакше – як можливий кандидат.

Випадок №2 передбачає пошук контуру кольору з формою, що повністю підходить; для цього до контуру застосовується алгоритм ідентифікації форм. При позитивному результаті йде перевірка на обмеження. До обмежень входять: мінімальна площа; опорне значення площі, яке може бути отримане у випадку, коли було знайдено одного ідеального кандидата (шуканий маркер) після випадку №1.

У третьому випадку аналізується контури-кандидати, що було отримано після випадку №1. Тут також відбувається ідентична перевірка на обмеження.

Аналіз випадку №4 відбувається коли немає контурів форми та ідеальних за формою контурів кольору, що підходять. Його сенс полягає у пошуку контурів-сусідів, щоб уникнути хибно-позитивного детектування. За ідею було взято алгоритм пошуку на дереві в ширину.

Для проведення експерименту було записано 64 відео у форматі HD (1280x720 пікселі), 30 кадрів на секунду, у яких на людині причеплено на плечах два маркери; людина на протязі відео рухається, нахиляє корпус, приближується та віддаляється від камери.

Кожне відео було попередньо оброблено для корекції балансу білого та обрізано таким чином, що на кожному кадрі відео присутні два маркери. Усі відео можна поділити на дві великі групи за складністю сцени: проста та складна. Експеримент передбачає використання 4 кольорів маркерів: жовтий, зелений, помаранчевий, синій; 4 форм маркерів: восьмикутник, квадрат, коло, трикутник. Також кожне відео має два варіанти: звичайне та з додатковим освітленням, що направлено на людину (рисунок 3.7).

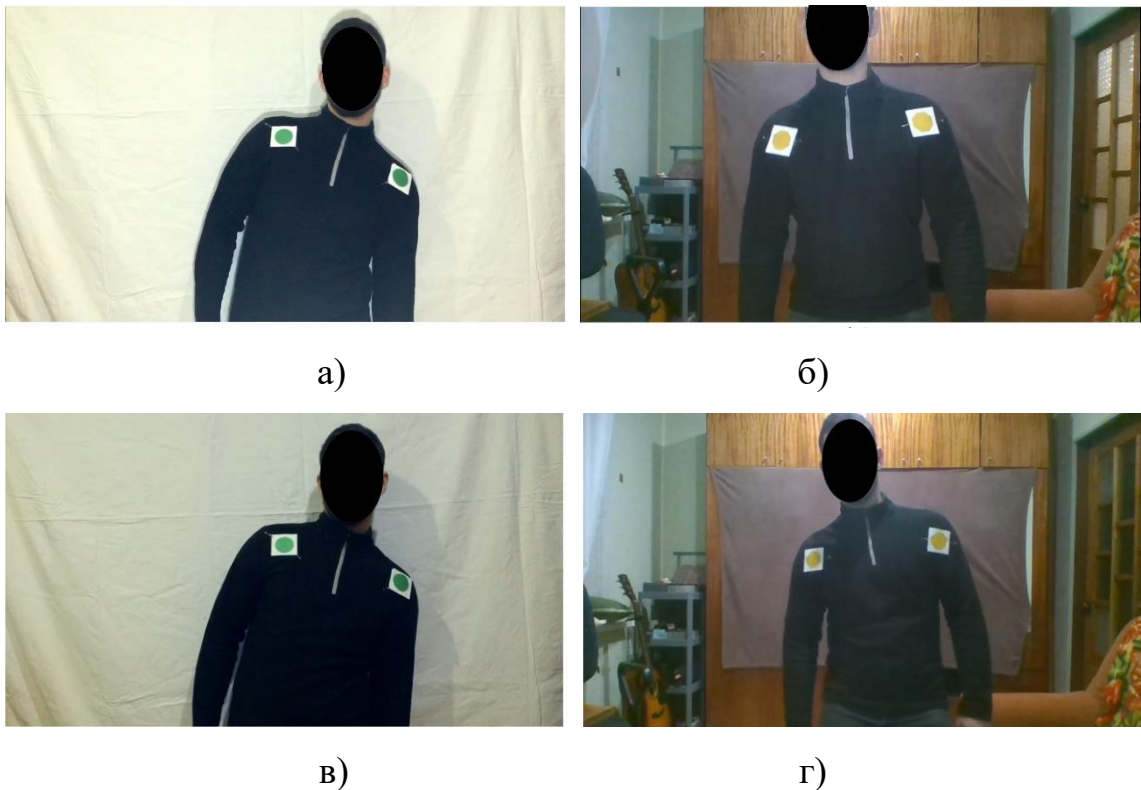


Рисунок 3.7 – Групи відео за складністю: а) проста сцена з додатковим освітленням, б) складна сцена з додатковим освітленням, в) проста сцена без додаткового освітлення, г) складна сцена без додаткового освітлення

3.1.1 Експеримент 1. Точність детектування маркерів в умовах простої сцени

Ознаками простої сцени є обмежена кількість об'єктів, що спрощує задачу детектування і знижує ймовірність перетинів та накладань об'єктів

один на одного. Фон сцени не містить складних текстур чи кольорових варіацій, що дозволяє алгоритмам легше виділяти об'єкти. Освітлення в сцені рівномірне і достатнє для того, щоб об'єкти були чітко видні. Об'єкти в сцені рідко перекривають один одного, що зменшує складність їх розділення. У сцені відсутні сильні джерела шуму або артефакти, які можуть ускладнювати процес детектування.

Таблиця 3.1 – Точність детектування маркерів на простій сцені, RGB

Color/ Shape	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle
	Без додаткового освітлення				Із додатковим освітленням			
Blue	75.93%	99.32%	90.64%	98.37%	50.69%	99.41%	94.51%	99.40%
Orange	78.49%	80.06%	76.42%	71.29%	89.49%	92.91%	85.00%	95.85%
Green	70.33%	83.81%	75.35%	71.94%	88.90%	99.44%	71.01%	80.27%
Yellow	97.59%	97.28%	100.00%	97.34%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%

Аналізуючи результати детектування, що наведено у таблиці 3.1, можна прийти до висновку, що при різному ступені освітленості точність детектування суттєво змінюється (якщо використовується колірний формат RGB). Також видно, що середня точність детектування маркерів, що мають форму восьмикутника – найнижча (80.59% – без додаткового освітлення, 82.27% – з додатковим освітленням), а похибка – найвища (32.56% та 17.17% відповідно), що може бути пов'язано зі схожістю фігури із колом, що нівелює частину роботи гібридного алгоритму пов'язану із детектуванням за формою.

Стовпчасті діаграми візуально відображають точності детектування для кожної комбінації кольору та форми, розділені на дві умови: без додаткового освітлення та з додатковим освітленням. Вхідні дані надані у форматі RGB.

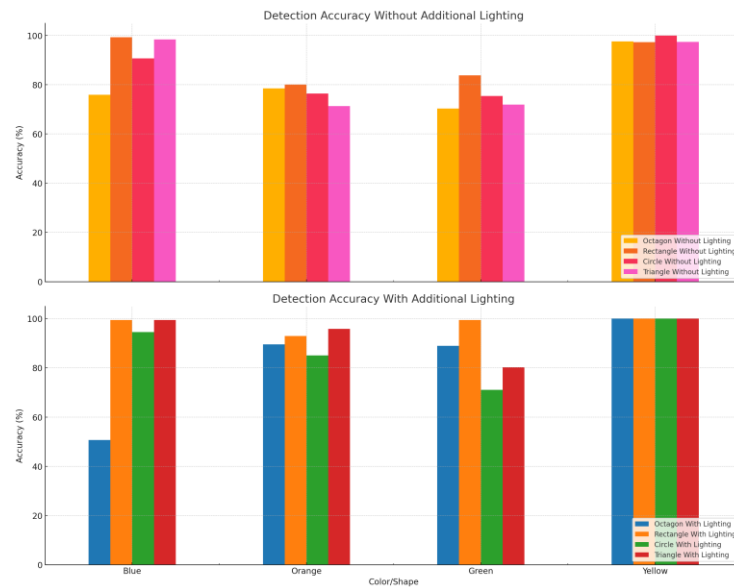


Рисунок 3.8 – Наочне подання отриманих результатів точності детектування маркерів на простій сцені, формат RGB

Сині та помаранчеві маркери показують найбільшу змінність у точності детектування за різних умов освітлення. Жовті маркери показують відмінні результати для всіх форм та умов, що свідчить про їхню стійкість до умов освітлення. Зелені маркери показують високу точність для прямокутників за обох умов освітлення, але точність для кругів знижується при додатковому освітленні.

Таблиця 3.2 – Точність детектування маркерів на простій сцені, HSV

Color/ Shape	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle
	Без додаткового освітлення				Із додатковим освітленням			
Blue	98.34%	100.00%	100.00%	97.89%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%
Orange	100.00%	99.86%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%
Green	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%
Yellow	100.00%	99.85%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%	100.00%

При виконанні аналізу результатів детектування таблиці 3.2, можна помітити, що на відміну від колірного формату RGB, формат HSV

демонструє стабільну точність детектування при різному рівні освітлення та вищу точність детектування в цілому. Також видно, що похибка детектування вище у таких фігур як: восьмикутник, коло. Це можна пояснити природністю цієї фігури (такі форми можуть з'являтися при відбитті світла тощо) та тим, що коло детектування кола відбувається за евристичним алгоритмом. Похибка восьмикутника, у більшості випадків, може бути обумовлена схожістю із колом у деяких моментах.

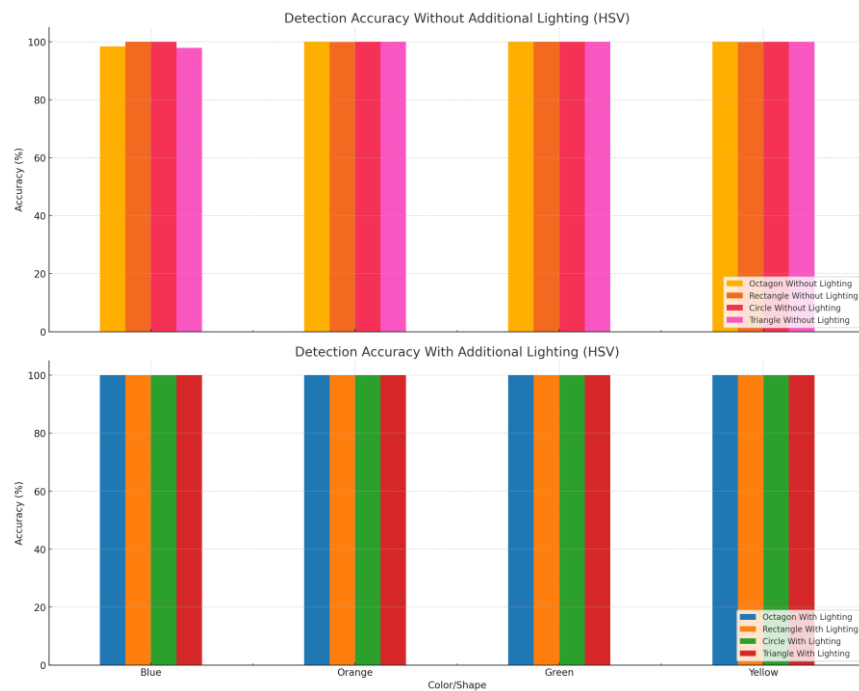


Рисунок 3.9 – Наочне подання отриманих результатів точності детектування маркерів на простій сцені, формат HSV

Стовпчасті діаграми візуально відображають точності детектування для кожної комбінації кольору та форми, розділені на дві умови: без додаткового освітлення та з додатковим освітленням. Вхідні дані розглядалися у форматі HSV. Сині маркери мають незначну різницю в точності між формами без додаткового освітлення, але всі форми досягають ідеальної точності з додатковим освітленням. Помаранчеві маркери мають високу точність детектування для всіх форм за обох умов освітлення. Зелені та жовті маркери демонструють ідеальну точність детектування для всіх форм за всіх умов.

У колірному просторі HSV точність детектування маркерів значно вища за всіх умов освітлення. Всі форми і кольори в HSV досягають майже ідеальної точності як без додаткового освітлення, так і з ним.

3.1.2 Експеримент 2. Точність детектування маркерів в умовах складної сцени

Ознаками складної сцени є велика кількість об'єктів, що збільшує ймовірність їх перетинів та ускладнює задачу детектування. Фон сцени може містити безліч текстур, кольорів і деталей, що ускладнює виділення об'єктів. Освітлення може бути нерівномірним, включати тіні, бликові зони або бути недостатнім, що ускладнює процес виявлення об'єктів. Об'єкти часто перекривають один одного, що робить їх розділення більш складним. Об'єкти можуть сильно відрізнятися за формою, розміром, кольором і текстурою, що ускладнює їх класифікацію та розпізнавання. У сцені може бути присутня велика кількість шумів і артефактів, які можуть заплутувати алгоритми детектування. Об'єкти можуть знаходитися в русі, змінюючи свої позиції та форми, що вимагає використання більш складних алгоритмів відстеження і передбачення.

Таблиця 3.3 – Точність детектування маркерів на складній сцені, RGB

Color/ Shape	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle
	Без додаткового освітлення				Із додатковим освітленням			
Blue	37.46%	49.68%	64.14%	39.74%	68.28%	88.38%	76.27%	87.48%
Orange	5.25%	14.38%	34.35%	9.42%	88.28%	90.07%	54.30%	68.93%
Green	26.28%	63.18%	69.82%	11.64%	68.14%	84.94%	79.13%	29.61%
Yellow	0.56%	51.20%	11.37%	0.00%	78.25%	97.61%	20.37%	43.30%

Із результатів детектування, зазначених у таблиці 3.3, видно, що детектування маркерів в умовах складної сцени, використовуючи колірний формат RGB, є нетривіальною задачею, бо у більшості випадках точність

детектування суттєво зменшується як з додатковим освітленням, так і без нього. Поясненням цьому може бути проблемність підбору діапазону кольорів, коли зміна порогу одного з каналів призводить до захоплення (видалення) у діапазон непотрібного (потрібного) кольору, відтінку. Через це можна підняти питання принципової неможливості підбору такого діапазону, за допомогою якого можна виділити окремий колір при різному ступені освітленості.

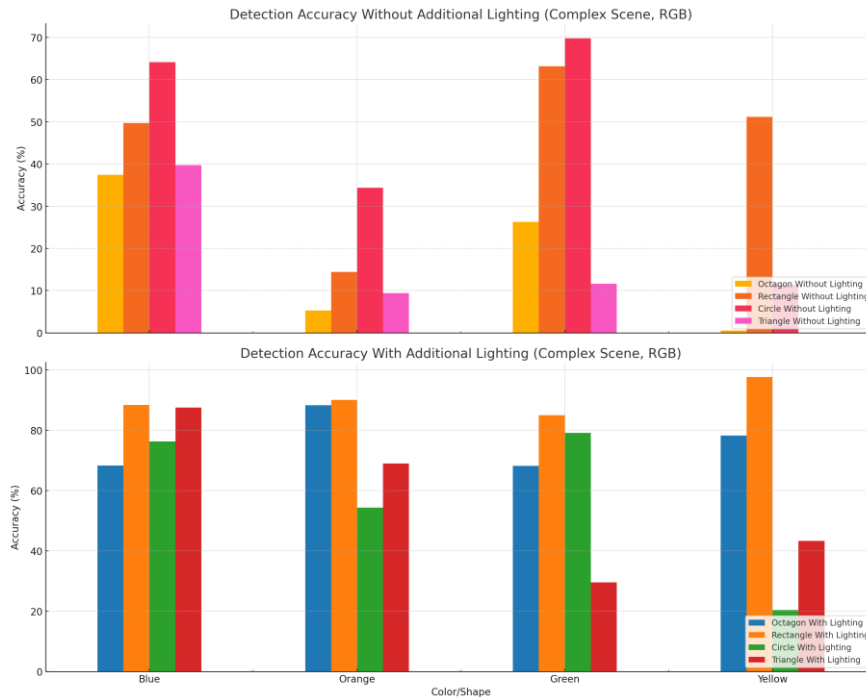


Рисунок 3.10 – Наочне подання отриманих результатів точності детектування маркерів на складній сцені, формат RGB

Стовпчасті діаграми візуально відображають точності детектування для кожної комбінації кольору та форми, розділені на дві умови: без додаткового освітлення та з додатковим освітленням. Вхідні дані надані у форматі RGB.

Сині маркери демонструють значне покращення точності з додатковим освітленням, особливо для прямокутників та трикутників. Помаранчеві маркери показують низьку точність без додаткового освітлення, але з додатковим освітленням точність значно зростає для всіх форм. Зелені маркери мають відносно високу точність для кола та прямокутників без

додаткового освітлення, але точність для трикутників залишається низькою навіть з додатковим освітленням.

Жовті маркери мають найнижчу точність без додаткового освітлення, але точність значно покращується з додатковим освітленням, особливо для прямокутників.

Таблиця 3.4 – Точність детектування маркерів на складній сцені, HSV

Color/ Shape	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle	Octagon	Rectangle	Circle	Triangle
	Без додаткового освітлення				Із додатковим освітленням			
Blue	74.92%	99.68%	94.02%	96.15%	99.50%	100.00%	100.00%	97.60%
Orange	67.47%	96.77%	100.00%	95.72%	100.00%	100.00%	100.00%	97.04%
Green	96.58%	100.00%	100.00%	71.67%	98.76%	98.03%	100.00%	75.84%
Yellow	100.00%	95.88%	98.56%	65.57%	100.00%	100.00%	100.00%	98.85%

Аналізуючи результати детектування, що наведено у таблиці 3.4, можна прийти до висновку, що використання колірною формату HSV є більш ефективним підходом для детектування маркерів в умовах складної сцени. Проте точність детектування не дорівнює 100% в усіх випадках, що перш за все пов'язано із великою кількістю предметів різних кольорів і форм на фоні, що очевидно впливає на результат.

Стовпчасті діаграми візуально відображають точності детектування для кожної комбінації кольору та форми, розділені на дві умови: без додаткового освітлення та з додатковим освітленням. Вхідні дані надані у форматі HSV.

Сині маркери демонструють високу точність детектування як без додаткового освітлення, так і з ним. Помаранчеві маркери показують майже ідеальну точність за всіх умов освітлення, особливо для кіл. Зелені маркери мають високу точність для більшості форм, але точність для трикутників залишається відносно низькою навіть з додатковим освітленням.

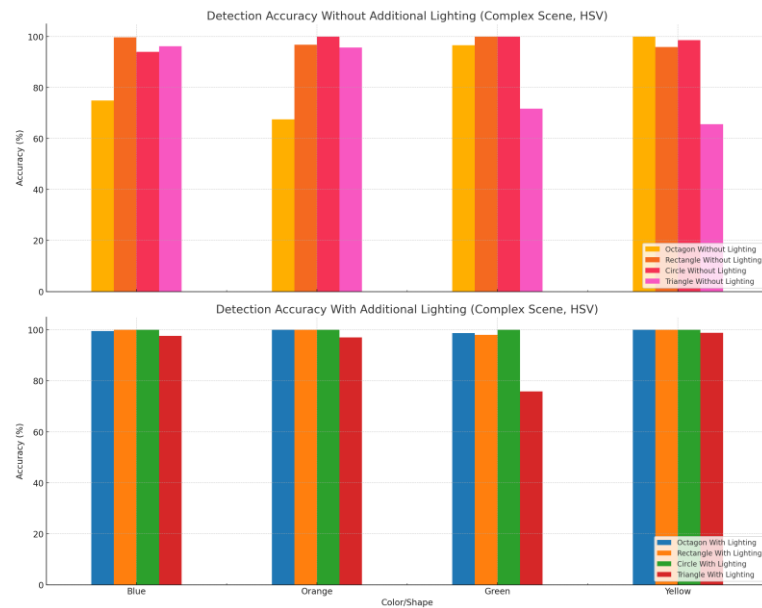


Рисунок 3.11 – Наочне подання отриманих результатів точності детектування маркерів на складній сцені, формат HSV

Жовті маркери показують дуже високу точність, особливо для восьмикутників та кіл, але точність для трикутників залишається відносно низькою.

У колірному просторі HSV точність детектування значно вища для всіх форм і кольорів, як без додаткового освітлення, так і з ним. Додаткове освітлення значно покращує точність детектування у колірному просторі RGB, особливо для помаранчевих і жовтих маркерів. У HSV прямокутники та кола загалом мають вищу точність детектування порівняно з восьмикутниками та трикутниками. У RGB точність детектування трикутників, особливо зелених, залишається низькою навіть за умов додаткового освітлення.

Аналізуючи різницю між RGB та HSV форматами при використанні гібридного алгоритму детектування, можна побачити, що навіть при розгляді чистої сцени середня ефективність детектування у RGB форматі становить 87.85% при похибці 10.69%, коли середня ефективність детектування у HSV форматі – 99.87% при похибці 1.37% (+12.02% та –9.32% відповідно).

Це можна пояснити структурою кожного формату: RGB формат має 3 канали, кожен з яких відповідає за всі характеристики кольору одразу; HSV у

свою чергу має 3 канали, кожен з яких відповідає за окрему характеристику кольору, що робить таке представлення кольору більш стійким до змін у освітленні за умови, що діапазон було підібрано гарно.

Таким чином, HSV формат краще підходить для детектування маркерів за кольором.

Підвищити точність детектування об'єктів на складній сцені можливо використання спеціалізованих більш складних алгоритмів та методів, таких, як використання глибоких нейронних мереж (моделі YOLO, SSD, Faster R-CNN), попередня обробка даних (нормалізація освітлення, придушення шумів та виділення контурів), врахування контексту, багатомодальні підходи (використання даних із кількох джерел, таких як камери, LiDAR та радары). Це може забезпечити більш точне та надійне детектування об'єктів у складних сценах.

3.2 Реалізація та вдосконалення апаратної підсистеми для зняття бароподометричних показників

Засіб для оцінки тиску стопи в процесі ходи - баропододинамометр - може бути цінним інструментом для покращення медичного обслуговування, фізичної підготовки та психологічної підтримки військовослужбовців в Україні (рисунок 3.12).

В роботі увагу зосереджено саме на медичній сфері застосування, де запропонована система може бути використана для:

- оцінки тяжкості травм стопи та гомілки, вимірюючи розподіл тиску під час ходьби. Це може допомогти лікарям приймати рішення щодо лікування та реабілітації;

- для моніторингу прогресу одужання поранених, вимірюючи зміни в тиску стопи протягом часу. Це може допомогти лікарям оцінити ефективність лікування та визначити, коли пацієнт готовий повернутися до активної діяльності. Для пацієнта це може бути додатковою психологічною

підтримкою та допомогти у відновленні після травми, надаючи зворотний зв'язок щодо ходьби та допомагаючи повернутися ортопротезованим або травмованим до нормальної активності.;

- діагностики проблем зі стопами, таких як плоскостопість, варусна та вальгусна пронація, які можуть бути поширені серед військовослужбовців, які багато ходять і бігають, а також серед дітей молодшого віку та підлітків;

- для виявлення факторів ризику травм стопи та гомілки, вимірюючи розподіл тиску під час ходьби. Це може допомогти зменшити ризик травм завдяки зміни ходи або використанню ортопедичної устілки.

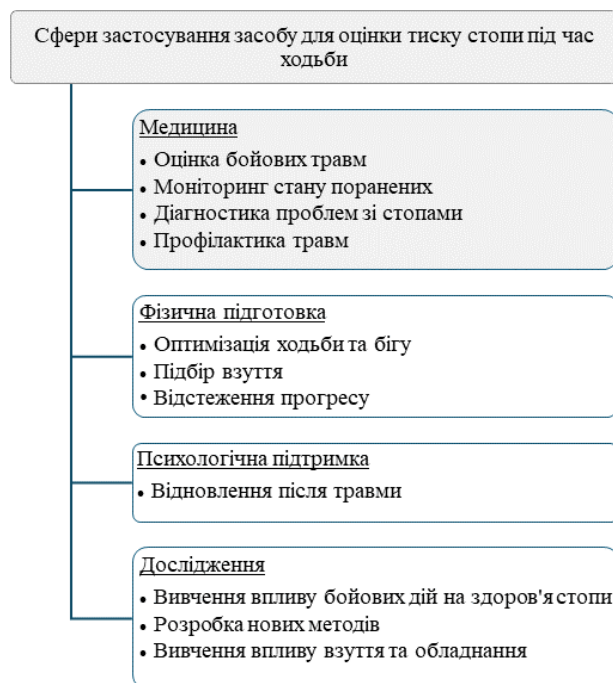



Рисунок 3.12 – Сфера застосування та затребуваність засобу для оцінки тиску стопи під час ходи

3.2.1 Опис компонентів засобу

Загальна робота системи полягає в зборі та аналізі даних отриманих з сенсорів тиску, що розташовані на устілці яка, в свою чергу, підібрана до розміру стопи пацієнта. Сенсори тиску також розташовані за схемою що

оптимально повторює основні (важливі) точки опору стопи людині при різноманітній ходьбі або положенню стопи у стані спокою. Враховуючи швидкий час реакції сенсорів, система дозволяє швидко отримувати, перетворювати та передавати дані до робочої станції лікаря. Сенсори тиску, під час зміни тиску, змінюють свій опір і це впливає на напругу що проходить крізь них у стані спокою. Ця зміна напруги фіксується аналого-цифровими перетворювачами та передається до мікроконтролера вже у вигляді цифрової змінної що може бути оброблена для подальшої обробки та відображення на веб-сторінці. Задля прискорення та більш наглядного відображення було обрано частоту оновлення даних в 1 секунду. Сторінка за отриманими даними будує графіки тиску за контрольними точками згідно частоти оновлення даних. Також на веб сторінці присутні актуальні данні з сенсорів як-то напруга, опір, тиск у ньютонах та загальна вага на сенсор у кілограмах. Для зручності лікаря до пристрою було додано графічний OLED дисплей що дозволяє виводити мінімально необхідну інформацію про стан системи, наприклад, поточний IP адрес пристрою для веб сторінки, помилки, які можуть трапитися під час ініціалізації системи, наприклад, відмова датчиків чи загальна помилка у роботі системи. Передача даних відбувається за рахунок вбудованого в мікроконтролер Wi-Fi передавача який використовує загальну мережу та отримує власний локальний IP адрес мережі.

Таблиця 3.5 – Опис компонентів у вигляді таблиці

Пристрій	Опис	Фото
1	2	3
Мікроконтролер		
Тип мікроконтролера (ESP8266 CH-340)	процесор Tensilica Xtensa L106	
Тактова частота	80 MHz 32-bit	
Об'єм пам'яті	< 16 MB (в залежності від пристроя)	
Інтерфейси зв'язку	IEEE 802.11 b/g/n Wi-Fi з підтримкою WEP та WPA/WPA2	

Продовження таблиці 3.5

Датчики тиску		
Тип датчиків тиску	force resistive sensor FSR402	
Діапазон чутливості до прикладеної сили	Від 0.1 до 100 Ньютонів	
Час реакції	< 3 мікро секунда	
Чутлива область	Ø 12 мм	
Частота оновлення даних	1 секунда	
Інші компоненти		
Джерело живлення	Power bank 10000 mAh	
Бездротовий модуль	Вбудований в мікроконтролер	
1	2	3
Інтерфейс користувача (якщо використовується)	Графічний дисплей SSD1306	
Аналого-цифровий перетворювач	Оцифровує зміну напруги з сенсорів тиску	

Пристрій живиться за рахунок джерела живлення який має змогу підтримувати напругу на виході 3.3-5.0 V. Це можуть бути як портативні джерела живлення (Power bank), USB виходи комп'ютерів, або мобільних пристроїв що мають змогу використовуватися в ролі мобільних акумуляторів. Також загальна мобільність може бути підтримана за рахунок вбудовування власного акумулятора до самого пристрою. Використання загальних джерел живлення та універсальної напруги на усіх компонентах системи дозволило позбутися перетворювачів напруги. Сенсори, аналого-цифровим перетворювачам (АЦП) та OLED дисплей отримують необхідне живлення від мікроконтролеру з його виходів 3.3V та GND. Для забезпечення точності вимірювання та позбавлення оберненого струму у пристрою

сенсори тиску підключені до АЦП за допомоги опору та напівпровідникових діодів. В пристрої було обрано опір 10 кОм, щоб бажаний діапазон чутливості був найбільш оптимальний до сили та обмежити струм на сенсорах. Зміна напруги на сенсорах, під час тиску, фіксується АЦП які підключені через напівпровідникові діоди, щоб позбутися від'ємних даних від сенсорів якщо в ланцюзі з'явиться обернений струм. На рисунку 3.13 представлена загальна схема підключення сенсорів тиску

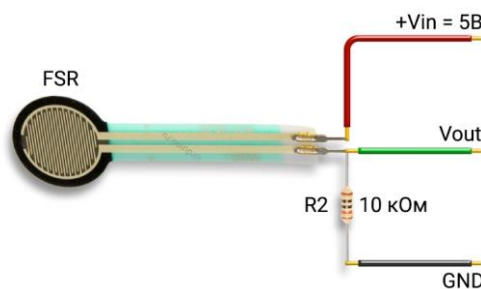


Рисунок 3.13 – Загальне підключення сенсорів

Також використання опору 10 кОм дозволило отримувати точніші дані при нижчій нарузі на сенсорах. Графік залежності напруги сенсора під час тиску при різних значеннях опору наведено на рисунку 3.14. Також зменшення напруги дозволить збільшити термін служби як самого сенсору так і пристрою в цілому.

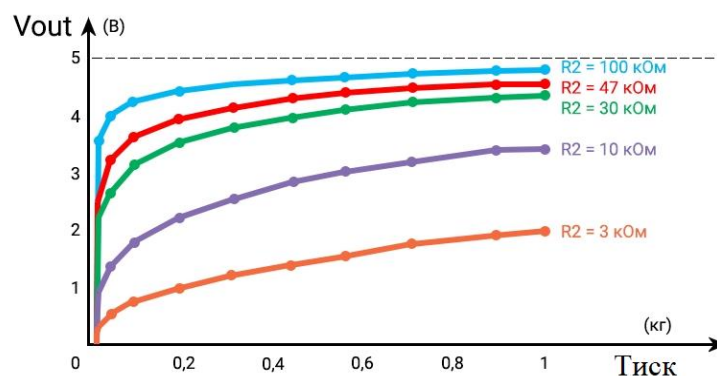


Рисунок 3.14 – Графік залежності напруги від тиску

Аналого-цифрові перетворювачі та OLED дисплей підключені до мікроконтролеру за допомоги послідовної шини даних I2C. Це дає змогу використати мінімальну кількість входів/виходів мікроконтролеру. Тобто,

усе вище зазначене, дозволило нам спростити схему та передбачити використання додаткових сенсорів на кожному стопу або під'єднати до системи нові сенсори або пристрої. Адреси пристроїв підключених до мікроконтролеру отримуються автоматично під час підключення до одного з чотирьох вхідних сигналів: 3.3 V, GND, SDA або SCL. Перетворені дані, отримані з сенсорів тиску, та перетворених з аналогового до цифрового сигналу передаються безпосередньо до мікроконтролеру. Сам мікроконтролер аналізує та передає дані до веб сторінки яка відображає всю необхідну інформацію. Веб сторінка доступна за локальним адресом який встановлює мікроконтролер. Підключення до Wi-Fi мережі, якщо вона захищена паролем за стандартами WEP або WPA/WPA2, відбувається за допомогою мобільного пристрою на етапі ініціалізації системи. Сторінка потребує вводу назви мережі до якої треба приєднатися та паролю. Дані мережі зберігаються у налаштуваннях мікроконтролеру та при наступному увімкненні системи вона автоматично виконає приєднання до збережених Wi-Fi мереж. Далі користувачеві потрібно лише перейти у будь-якому браузері на веб-сторінку за локальним адресом позначеним на OLED дисплеї системи. Мікроконтролер системи підтримує найбільш розповсюджені стандарти Wi-Fi мереж IEEE 802.11 b/g/n. Це означає що система дозволить працювати у широкому колі присутніх Wi-Fi мереж навколо людини. Під час підключення живлення система проводить першу ініціалізацію та майже миттєво готова до використання. Мікроконтролер отримує дані з датчиків тиску із зазначеною частотою та будує графіки по контрольним точкам.

3.2.2 Схема роботи засобу

Принципова схема системи наведена на рисунку 3.2. Обрана схема підключення та розташування компонентів дозволило зменшити розмір та вагу пристрою. Габаритні розміри системи склали 9*10*3 см. Зовнішній вигляд пристрою наведено на рисунку 3.15. Це дозволило залишити місце

для розташування додаткового обладнання у випадку подальшого розвитку проекту. Наприклад для розташування вбудованого акумулятора, додаткових кнопок для управління системою, як то вмикання або вимикання, та світлодіодів які можуть сигналізувати о стані системи в цілому та сповіщенню о несподіваних станах системи, а також для розташування додаткового модуля пам'яті. На цей час система має не тільки компактні розміри та ще й не велику вагу.



Рисунок 3.15 – Зовнішній вигляд модулю обробки сигналів з датчиків тиску

Загальна вага системи, включно з провідниками та устілками, складає менш ніж 300 грам. А сама система менше 200 грам. Це дозволить підвищити точність вимірювання та не заважати пацієнту під час аналізу його ходьби. Також система в цілому має модульну будову. Це дозволить, в процесі експлуатації системи, окремі модулі швидко замінити на аналогічні не прикладаючи великих зусиль з боку користувача, приклад наведено на рисунку 3.16. Також для подальшого розвитку проекту планується розробити та впровадити швидко зміну не тільки усіх основних компонентів системи, а й додати подібний підхід для сенсорів тиску для масштабування або заміни сенсорів що вийшли з ладу. Достатня кількість вільного простору та кількість

входів-виходів на мікроконтролері дозволить це додати за вимогою користувача системи.

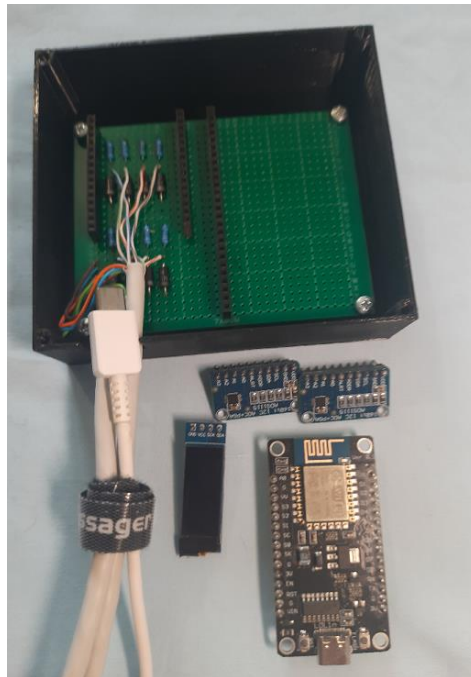
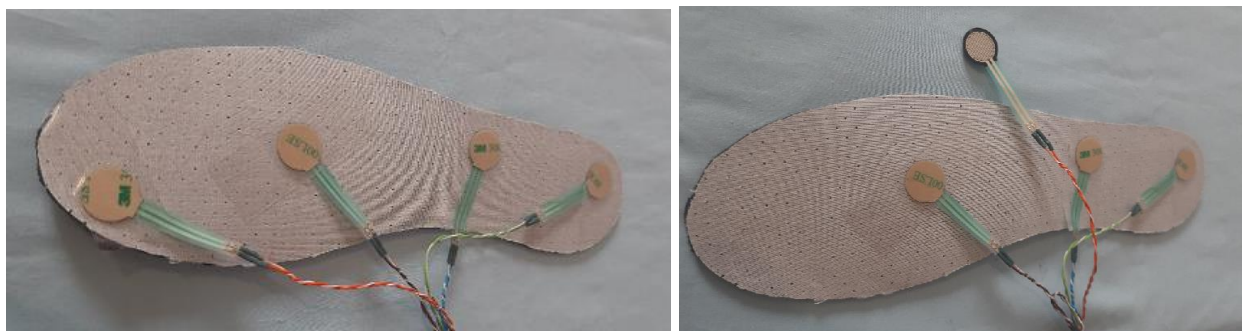


Рисунок 3.16 – Приклад модульної системи пристрою

Самі сенсори розташовані на м'якій устілці за допомогою клейкої стрічки (рисунок 3.17). Це дозволяє обирати потрібні розміри устілки та оптимально розташовувати сенсори індивідуально для кожного пацієнта та навіть кріпити сенсори безпосередньо на стопу.



а)

б)

Рисунок 3.17 – Приклад розташування сенсорів на устілці: а) тестовий зразок; б) опція зміни розташування сенсорів

3.2.3 Опис програмного забезпечення, яке використовується в засобі

Для прискорення розробки та мінімізації помилок та втручання у роботу системи, на даному етапі вона має мінімальну кількість вразливих компонентів та просту, але інформативну, веб сторінку для моніторингу тиску на сенсори, рисунок 3.18. Основна прошивка мікроконтролеру була написана за допомогою C++ подібного мови програмування який використовується для Arduino. Використання розповсюджених технологій та безліч вже готових бібліотек також обумовило надійність системи в цілому. Також наявність зрозумілих та доступних (безкоштовних) редакторів коду з вбудованими компіляторами надає змогу змінювати систему без залучення високооплачуваних спеціалістів.



Рисунок 3.18 – Інтерфейс веб сторінки користувача

Веб сторінка в свій час була створена за допомогою поширеного в сучасній розробці мови програмування JavaScript. Великий вибір безкоштовних фрейм ворків, доступність для опанування, невеликий розмір готової сторінки мають велику перевагу перед іншими технологіями. Це стало доречним для збереження вільної пам'яті мікроконтролеру. Сторінка має змогу виводити необхідну інформацію та будувати графіки тиску за контрольними точками, які мають частоту опитування сенсорів в 1 секунду.

Також для забезпечення інформативності користувачу виводиться дані за кожним сенсором. Це дані напруги, його опору, тиску у ньютонгах та вагою у кілограмах. Така докладна інформація дозволить контролювати стан сенсорів на випадок непередбачуваного стану системи, як то різка зміни напруги або перевищення тиску на сенсор.

3.2.4 Функціональні можливості засобу

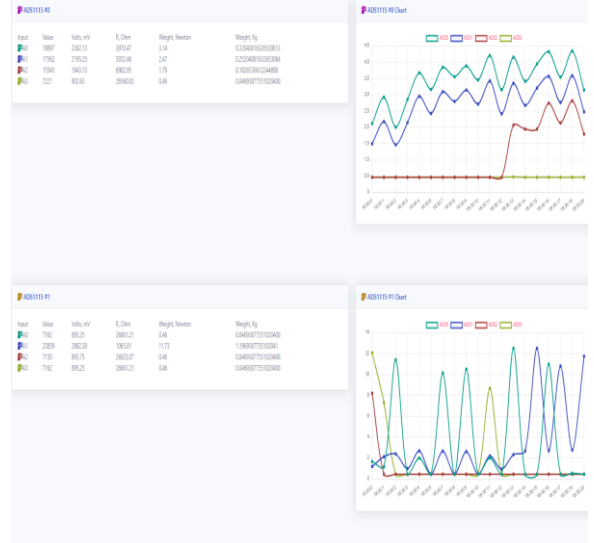
Засіб дозволяє за отриманими візуальними результатами (графіками) оцінити тип ходи задля подальшого визначення діагнозу та методів лікування (таблиця 3.6).

Таблиця 3.6 – Результати тестування системи при різних типах ходи

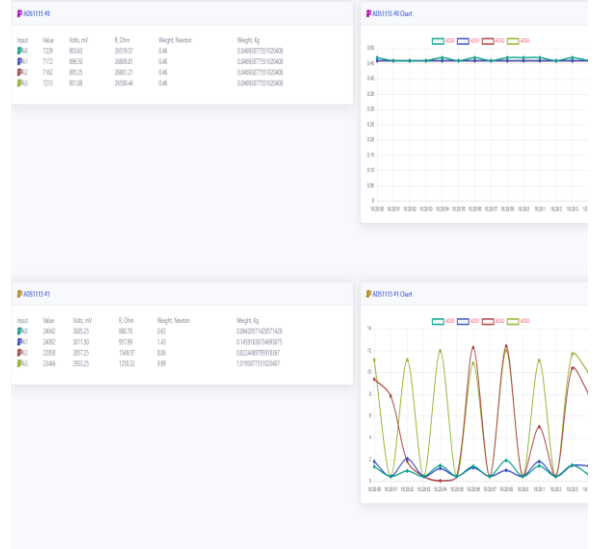
Тип ходи	Приклад графіку
1	2
Нормальна ходьба	
Ходьба на носках	

Продовження таблиці 3.6

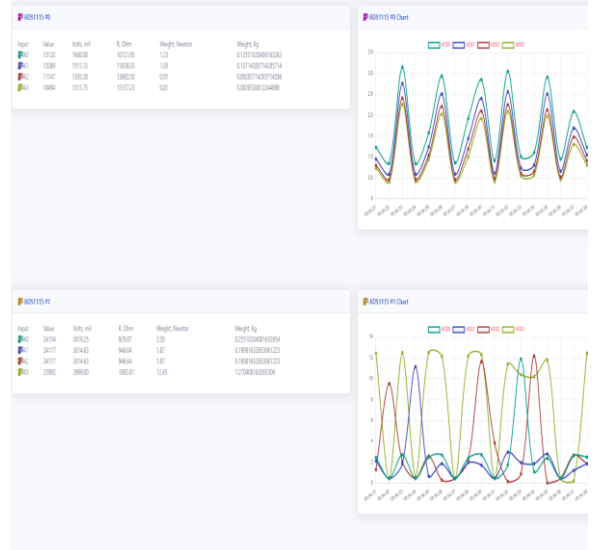
Ходьба на п'ятах



Ходьба на одній нозі



Шкутильгання



ВИСНОВКИ

В ході виконання кваліфікаційної роботи розроблена система моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату за допомогою методів апаратної непроменевої та комп'ютерно-оптичної діагностики із можливістю легкого транспортування створеної системи, можливістю високоточної діагностики в режимі реального часу, а також можливістю збереження та аналізу змін опорно-рухового апарату протягом часу.

Окрім того, було проаналізовано системи для збору кінематичних параметрів пацієнта, системи для збору пододинамометричних параметрів пацієнта.

Запропонована модель системи моніторингу прогресу реабілітації пацієнтів із порушеннями опорно-рухового апарату, яка складається з підсистеми збору пододинамометричних параметрів та підсистеми візуального моніторингу постави.

Розроблений прототип підсистеми збору пододинамометричних параметрів призначений для оцінки симетричності тиску стоп та представлена платформою із силовимірювальними датчиками, по якій крокує обстежуваний. Зусилля, що припадає на кожен датчик, дозволяє обчислювати проекцію загального центру мас тіла на площину опори. Основою апаратної реалізації є мікроконтролер ESP8266 та датчик тиску FSR, який являє собою змінний резистор, опір якого змінюється у відповідь на тиск, прикладений до зони чутливості.

Проведене дослідження впливу характеристик форми та кольору маркерів та наявності додаткового освітлення на точність детектування маркерів для подальшого визначення кутів нахилу ліній тазу та плечей показали, що аналізуючи колірні простори, в яких представлені вхідні дані, можна побачити, що навіть при розгляді простої сцени, середня ефективність

детектування у RGB форматі становить 87.85% при похибці 10.69%, коли середня ефективність детектування у HSV форматі – 99.87% при похибці 1.37% (+12.02% та –9.32% відповідно). Таким чином, HSV формат краще підходить для детектування маркерів.

Аналізуючи колір маркера, можна сказати, що найвищу точність дають маркери жовтого кольору (при наявності та відсутності додаткового освітлення середня точність досягає 97.42%). Середня точність детектування маркерів зеленого кольору всіх форм при наявності та відсутності освітлення становить 96.3%, помаранчевого 97.3%, блакитного 97.38%. Аналізуючи форму маркера, найвищу точність дають маркери прямокутної форми (при наявності та відсутності додаткового освітлення середня точність досягає 99.38%) та форми кола (при наявності та відсутності додаткового освітлення середня точність досягає 99.54%). Середня точність детектування маркерів трикутної форми є нижчою і складає 93.52%, восьмикутника 95.97%.

Подальші дослідження будуть зосереджені на розширенні діапазону параметрів, необхідних для діагностування стану пацієнта та аналізу перебігу лікування, завдяки електроміографічним показникам.

ПЕРЕЛІК ДЖЕРЕЛ ПОСИЛАННЯ

1. Rajpurkar, P., Chen, E., Banerjee, O. et al. AI in health and medicine. *Nat Med* 28, 31–38 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41591-021-01614-0>
2. Briganti G., Le Moine O. Artificial intelligence in medicine: today and tomorrow // *Frontiers in medicine*. – 2020. – Т. 7. – С. 509744. <https://doi.org/10.3389/fmed.2020.00027>
3. Peters BS, Armijo PR, Krause C, Choudhury SA, Oleynikov D. Review of emerging surgical robotic technology. *Surg Endosc*. 2018 Apr;32(4):1636-1655. doi: 10.1007/s00464-018-6079-2.
4. S. Jacob, M. Alagirisamy, Chen Xi, Venki Balasubramanian et al. "AI and IoT-Enabled Smart Exoskeleton System for Rehabilitation of Paralyzed People in Connected Communities," in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 80340-80350, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3083093.
5. Lyu M, Chen WH, Ding X, Wang J. Knee exoskeleton enhanced with artificial intelligence to provide assistance-as-needed. *Rev Sci Instrum*. 2019 Sep;90(9):094101. doi: 10.1063/1.5091660. PMID: 31575258.
6. Anwar, S.M., Majid, M., Qayyum, A. et al. Medical Image Analysis using Convolutional Neural Networks: A Review. *J Med Syst* 42, 226 (2018). <https://doi.org/10.1007/s10916-018-1088-1>.
7. Shen D, Wu G, Suk HI. Deep Learning in Medical Image Analysis. *Annu Rev Biomed Eng*. 2017 Jun 21;19:221-248. doi: 10.1146/annurev-bioeng-071516-044442..
8. Esteva A, Chou K, Yeung S, Naik N, Madani A, Mottaghi A, Liu Y, Topol E, Dean J, Socher R. Deep learning-enabled medical computer vision. *NPJ Digit Med*. 2021 Jan 8;4(1):5. doi: 10.1038/s41746-020-00376-2.
9. Cai L, Gao J, Zhao D. A review of the application of deep learning in medical image classification and segmentation. *Ann Transl Med*. 2020 Jun;8(11):713. doi: 10.21037/atm.2020.02.44.

10. Barrios-Muriel J, Romero-Sánchez F, Alonso-Sánchez FJ, Rodríguez Salgado D. Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review. *Materials* (Basel). 2020 Jan 9;13(2):295. doi: 10.3390/ma13020295.
11. D. Huamanchahua, J. Ortiz-Zacarias, J. Asto-Evangelista and I. Quintanilla-Mosquera, "Types of Lower-Limb Orthoses for Rehabilitation and Assistance: A Systematic Review," 2021 IEEE 12th Annual Ubiquitous Computing, Electronics & Mobile Communication Conference (UEMCON), New York, NY, USA, 2021, pp. 0705-0711, doi: 10.1109/UEMCON53757.2021.9666710.
12. Selvam, P. S., Sandhiya, M., Chandrasekaran, K., Rubella, D. H., Karthikeyan, S. Prosthetics for lower limb amputation //Prosthetics and Orthotics. – IntechOpen, 2021. doi: 10.5772/intechopen.95593
13. Brzęk AM, Strauss M, Sanchis-Gomar F, Leischik R. Place of residence, physical activity, use of electronic devices and health consequences in girls with scoliosis. *Ann Agric Environ Med*. 2021 Sep 16;28(3):509-515. doi: 10.26444/aaem/130268.
14. Hesham Adel Bakry. "The effect of poor posture on the cervical range of motion in young subjects". *Egyptian Journal of Physical Therapy*, 5, 1, 2021, 5-12. doi: 10.21608/ejpt.2020.35919.1010.
15. Barrios-Muriel J, Romero-Sánchez F, Alonso-Sánchez FJ, Rodríguez Salgado D. Advances in Orthotic and Prosthetic Manufacturing: A Technology Review. *Materials* (Basel). 2020 Jan 9;13(2):295. doi: 10.3390/ma13020295.
16. Hesham Adel Bakry. "The effect of poor posture on the cervical range of motion in young subjects". *Egyptian Journal of Physical Therapy*, 5, 1, 2021, 5-12. doi: 10.21608/ejpt.2020.35919.1010.
17. Kim GU, Park WT, Chang MC, Lee GW. Diagnostic Technology for Spine Pathology. *Asian Spine J*. 2022 Oct;16(5):764-775. doi: 10.31616/asj.2022.0374.
18. Harada GK, Siyaji ZK, Younis S, Louie PK, Samartzis D, An HS. Imaging in Spine Surgery: Current Concepts and Future Directions. *Spine Surg*

Relat Res. 2019 Nov 1;4(2):99-110. doi: 10.22603/ssrr.2020-0011.

19. Vutan A. M., Olariu K. P., Jurjiu N. A., Pantea C. The influence of the visual analyzer on posture and balance—review type study //Studia Universitatis Babeş-Bolyai Educatio Artis Gymnasticae. – 2022. – C. 217-224. doi: 10.24193/subbeag.67(4).50.

20. Saboor, A., Kask, T., Kuusik, A., Alam, M. M., Le Moullec, Y., Niazi, I. K., & Ahmad, R. Latest research trends in gait analysis using wearable sensors and machine learning: A systematic review //Ieee Access. – 2020. – T. 8. – C. 167830-167864. doi: 10.1109/ACCESS.2020.3022818

21. Dashkov, D., & Liashenko, O. (2023). Motion capture with mems sensors. // Advanced Information Systems, 7(2), 57–62. <https://doi.org/10.20998/2522-9052.2023.2.08>

22. Sethi D, Bharti S, Prakash C. A comprehensive survey on gait analysis: History, parameters, approaches, pose estimation, and future work. Artif Intell Med. 2022 Jul;129:102314. doi: 10.1016/j.artmed.2022.102314.

23. Makihara Y., Nixon M. S., Yagi Y. Gait recognition: Databases, representations, and applications //Computer Vision: A Reference Guide. – 2020. – C. 1-13. https://doi.org/10.1007/978-3-030-03243-2_883-1.

24. O. Barkovska, K. Voropaieva, O. Ruskikh Justifying the selection of a neural network linguistic classifier //INNOVATIVE TECHNOLOGIES AND SCIENTIFIC SOLUTIONS FOR INDUSTRIES. – 2023. – №. 3 (25). – C. 5-14.

25. Руских О.В., Барковська О.Ю. Комплексна система детектування вад розвитку скелетної мускулатури дитини. Проблеми інформатизації. 2022. № 2. С. 73.